

Titre: Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens
Title:

Auteur: Éric Wagnac
Author:

Date: 2011

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Wagnac, É. (2011). Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/683/>
Citation:

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/683/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin, & Pierre-Jean Arnoux
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

EXPÉRIMENTATION ET MODÉLISATION DÉTAILLÉE DE LA COLONNE
VERTÉBRALE POUR ÉTUDIER LE RÔLE DE FACTEURS ANATOMIQUES
ET BIOMÉCANIQUES SUR LES TRAUMATISMES RACHIDIENS

ÉRIC WAGNAC

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR

(GÉNIE BIOMÉDICAL)

NOVEMBRE 2011

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

EXPÉRIMENTATION ET MODÉLISATION DÉTAILLÉE DE LA COLONNE
VERTÉBRALE POUR ÉTUDIER LE RÔLE DE FACTEURS ANATOMIQUES
ET BIOMÉCANIQUES SUR LES TRAUMATISMES RACHIDIENS

présentée par : WAGNAC Éric

en vue de l'obtention du diplôme de : Philosophiae Doctor

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., président

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. ARNOUX Pierre-Jean, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. PETIT Yvan, Ph.D., membre

M. NAZARIAN Serge, M.D., membre

M. AVRIL Stéphane, Ph.D., membre

DÉDICACE

À Suzanne, Mélissa et Léa, les femmes de ma vie...

À Léon et Léo-Samuel, mes anges...

REMERCIEMENTS

Je remercie tout d'abord mes directeurs de recherche et mentors, le Dr Carl-Éric Aubin et le Dr Pierre-Jean Arnoux pour leur encadrement de grande qualité, leur dévouement, leur dynamisme remarquable, leur sens critique et la grande autonomie qu'ils m'ont accordée. Grâce à eux, j'ai travaillé sur un projet doctoral en cotutelle des plus passionnants tout en ayant l'occasion de découvrir la culture marseillaise qui m'habite aujourd'hui.

Merci aux Professeurs L'Hocine Yahia et Michel Gou de l'École Polytechnique de Montréal, au Professeur Yvan Petit de l'École de Technologie Supérieure, au Professeur Stéphane Avril de l'École Nationale Supérieure des Mines et au Dr Serge Nazarian, orthopédiste et Chef de l'Unité de Traumatologie et Chirurgie Vertébrale à l'Hôpital de la Conception de Marseille, pour leur disponibilité et l'intérêt porté à ce projet de recherche.

Je désire également remercier tous les étudiants, chercheurs et associés de recherche de la Chaire de recherche du Canada «Innovations CAO en génie orthopédique» et du Laboratoire de Biomécanique Appliquée pour leur apport scientifique, l'ambiance et le plaisir de discuter. Un merci tout particulier au Dr. Kathia Chaumôtre et à l'équipe de Radiologie de l'Hôpital Nord de Marseille, Anaïs Garo, Marwan El-Rich, Max Py, Christophe Régnier et Yves Godio pour la réalisation des essais expérimentaux et leur contribution à ce travail scientifique. Un grand merci au Dr Christian Brunet, directeur du Laboratoire de Biomécanique Appliquée, pour m'avoir chaleureusement accueilli dans son laboratoire de recherche. J'aimerais aussi remercier toutes les personnes (et leur famille) qui acceptent généreusement de donner leur corps à la science, et sans qui de tels projets ne seraient pas possibles.

Enfin, un énorme merci à ma famille et à ma charmante conjointe Mélissa pour leur support, leur encouragement sans relâche, leur collaboration, leur compréhension et leur joie de vivre. Sans eux, cette thèse n'aurait jamais vu le jour. Une pensée toute particulière à ma petite fille Léa qui, née en cette fin de thèse, a su faire de moi l'homme le plus heureux.

Ce travail de recherche a été financé par le Conseil de recherche en sciences naturelles et génie du Canada (CRSNG), le Fonds Québécois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT), le Ministère des Transports du Québec et la Commission Permanente de Coopération Franco-Québécoise.

RÉSUMÉ

Les traumatismes à la colonne vertébrale (fractures osseuses, déchirures ligamentaires, hernies discales post-traumatiques, etc.) sont des lésions du système ostéo-disco-ligamentaire qui portent souvent atteintes à l'intégrité physique des victimes sur une longue durée et engendrent un fardeau économique énorme pour les victimes et les services de santé. Les chutes accidentelles et les accidents de la voie publique en sont les principales causes, étant responsables de plus de 85% des cas. Dans de tels accidents, la colonne vertébrale peut subir des efforts particulièrement élevés dont l'intensité et la distribution dépendent de facteurs anatomiques, qui sont propres à l'anatomie et difficilement modifiables (taille et forme des structures vertébrales, poids, âge et vieillissement, densité osseuse, architecture osseuse, etc.) et de facteurs biomécaniques, qui sont propres aux conditions dans lesquelles l'accident se produit (posture adoptée, sévérité et direction de l'impact, forces musculaires, etc.).

Contrairement au segment cervical qui, au fil des ans, s'est mérité une attention toute particulière, la réponse biomécanique des segments lombaires et thoraciques (de T1 au sacrum) en situation accidentologique reste mal comprise. De fait, l'influence de facteurs anatomiques et biomécaniques tels que la présence d'ostéophytes vertébraux (liée au vieillissement), le taux de chargement (lié à la sévérité de l'impact) et le profil sagittal rachidien (lié à la posture adoptée et défini par l'orientation et la forme de la colonne vertébrale dans le plan sagittal) sur les traumatismes de la colonne vertébrale T1-sacrum n'a pas été étudiée de façon exhaustive.

L'objectif général de ce projet doctoral était d'étudier l'influence de ces facteurs sur les traumatismes de la colonne vertébrale en situation accidentologique. Trois questions de recherche ont été étudiées :

Q1 : Quelle est l'influence des ostéophytes vertébraux sur le comportement biomécanique à la rupture de la colonne vertébrale ainsi que sur la typologie, le patron, la localisation et la prédiction des fractures vertébrales en compression dynamique?

Q2 : Quelle est l'influence du taux de chargement dynamique sur les traumatismes de la colonne vertébrale subis en compression, flexion, extension et cisaillement?

Q3 : Quelle est l'influence du profil sagittal rachidien sur les traumatismes de la colonne vertébrale lors d'accidents impliquant des mécanismes de compression et de flexion-distraction?

Pour répondre à ces questions, des essais expérimentaux sur spécimens cadavériques rachidiens ont été réalisés et un modèle biomécanique détaillé du rachis T1-sacrum a été raffiné, validé expérimentalement et exploité.

Ce travail de recherche a été divisé en cinq objectifs spécifiques. Le **premier objectif** visait à développer et exploiter un banc d'essai expérimental afin d'évaluer l'influence des ostéophytes vertébraux sur les traumatismes rachidiens (Q1). Il visait également à colliger des données biomécaniques sur le comportement à la rupture de la colonne vertébrale soumise à une compression dynamique. Dix-sept spécimens rachidiens de trois vertèbres (T5-T7, T8-T10 et T11-L1) ont été extraits de 9 sujets cadavériques âgés de 77 à 92 ans. Avant les essais, des images CT-scan ont été acquises des spécimens pour les évaluer, les classifier (selon l'échelle de Thomson) et mesurer leur densité osseuse (trabéculaire) et leurs dimensions (longueur et aire de section moyenne). Neuf des 17 spécimens présentaient des ostéophytes vertébraux importants liant les vertèbres adjacentes (ponts ostéophytiques), alors que les huit autres spécimens ne présentaient aucun ostéophyte. Tous les spécimens ont été comprimés axialement par un système hydraulique asservi, à un taux de déplacement de 1 m/s. Une courbe force-déplacement a été extraite de chaque essai, normalisée en fonction de la taille des spécimens, et utilisée pour mesurer la rigidité (K) du spécimen ainsi que la force (F_{RUPT}), le déplacement (D_{RUPT}) et l'énergie (U_{RUPT}) à la rupture. Des vidéos provenant de caméras haute-vitesse (1000 images/seconde) et des images CT-scan ont été respectivement acquises pendant et après l'essai de compression afin de caractériser le patron et le type de fracture. Les valeurs normalisées de K , F_{RUPT} , D_{RUPT} et U_{RUPT} étaient respectivement de 2.7, 1.8, 5.2 et 1.6 fois plus élevées pour les segments ostéophytiques. Ces segments présentaient également des fractures de moindre sévérité localisées au niveau de la vertèbre proximale du spécimen et de l'ostéophyte, contrairement aux segments sans ostéophytes, qui présentaient des fractures sévères (souvent comminutives) au niveau de la vertèbre médiane. La présence de ponts ostéophytiques semble donc protéger les segments sous-jacents de fractures plus sévères lors d'une compression dynamique. La densité d'os trabéculaire mesurée cliniquement et l'aire de section du spécimen ont permis de prédire la force et l'énergie à la rupture des spécimens sans ostéophytes, contrairement aux segments avec ostéophytes.

Le **deuxième objectif** consistait au raffinement du modèle SM2S («Spine Model for Safety and Surgery») afin d'en améliorer sa biofidélité lors de chargements dynamiques. Développé conjointement par l'École Polytechnique de Montréal et le Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille depuis 2006, SM2S est un modèle par éléments finis (MÉF) détaillé de la colonne vertébrale dédié à des applications en traumatologie et en orthopédie. L'unité fonctionnelle (UF) L2-L3 du modèle a été développée initialement par Marwan El-Rich durant son projet post-doctoral. Plusieurs raffinements ont été apportés à ce modèle dans le cadre du présent projet:

- Premièrement, les propriétés hyperélastiques du disque intervertébral ont été calibrées pour mieux reproduire le comportement dynamique d'une UF en compression. Une technique exploratoire a été utilisée pour simuler la compression dynamique de l'UF en utilisant 34 séries de constantes hyperélastiques choisies aléatoirement (paramètres C_{10} d'une loi Mooney-Rivlin de premier ordre, définie pour la matrice de l'annulus et le nucléus). Le choix des valeurs « admissibles ou calibrées » a été réalisé en comparant les résultats de simulation aux valeurs de K , F_{RUPT} , D_{RUPT} et U_{RUPT} mesurées expérimentalement (Duma et al., 2006; Kemper et al., 2007). Les simulations avec constantes calibrées (2 séries sur 34) ont généré des courbes force-déplacement non-linéaire présentant des valeurs de K (7335 and 7079 N/mm), F_{RUPT} (12488 and 12473 N), D_{RUPT} (1.95 and 2.09 mm) et U_{RUPT} (13.5 and 14.7 J) en accord avec les résultats expérimentaux (6551 ± 2017 N/mm, 12411 ± 829 N, 2.1 ± 0.2 mm et 13.0 ± 1.5 J respectivement). La localisation et le patron de la fracture étaient aussi en accord avec les expérimentations ;
- Deuxièmement, une loi de comportement dépendante du taux de déformation et un modèle de rupture avec endommagement ont été intégrés aux MÉFs des ligaments rachidiens afin de simuler leur comportement à différents taux d'élongation, jusqu'à la rupture. Les ligaments isolés ont été allongés *in situ* à des taux d'élongation de 10 et de 723 mm/s, et les propriétés mécaniques ajustées de façon itérative jusqu'à ce que les résultats de simulation (rigidité, contrainte à la rupture, déformation à la rupture, déformation initiant l'endommagement) soient en accord avec les résultats expérimentaux.

- Troisièmement, l'influence de l'âge, du taux de déformation et des variations régionales de densité sur les propriétés mécaniques de l'os a été implémentée dans le modèle ;
- Finalement, les méthodes développées pour la modélisation géométrique et mécanique de l'unité fonctionnelle L2-L3 ont été appliquées au segment T1-Sacrum de la colonne.

Le **troisième objectif** visait à valider le modèle SM2S à partir de données expérimentales mesurées en condition dynamique. Des chargements en compression, flexion, extension, cisaillement antérieur et cisaillement postérieur ont été appliqués sur différents segments du modèle (T8-T10, T11-L1 et/ou T12-L5), à des taux de chargement variant de 0.1 à 4 m/s. Les résultats de simulation (courbes force-déplacement, paramètres à la rupture, localisation et type de traumatismes) ont été comparés aux résultats d'essais expérimentaux réalisés dans le cadre de la thèse (réf. Objectif 1) ou tirés directement de la littérature (Demotopoulos et al., 1999; Demotopoulos et al., 1998; Kifune et al., 1995). Globalement, les résultats prédits par le modèle sont en accord avec les expérimentations, démontrant ainsi la pertinence et la validité du modèle.

Le **quatrième objectif** consistait à exploiter le modèle SM2S afin d'évaluer l'influence du taux de chargement sur les traumatismes rachidiens (Q2). Pour ce faire, les simulations employées pour valider le segment lombaire T12-L5 de SM2S en compression, flexion-extension et cisaillement, à des taux de chargement lent (0.1 m/s) et rapide (1 ou 4 m/s) ont été exploitées jusqu'à la rupture et les sites d'initiation du traumatisme ont été comparés. Pour l'ensemble des modes de chargement, les traumatismes se produisent au niveau des vertèbres L1 et L4 (au niveau de l'os ou des ligaments adjacents). Toutefois, selon le taux de chargement appliqué, l'initiation de la lésion se produit à différents endroits, confirmant ainsi le rôle-clé de ce paramètre dans l'initiation du traumatisme.

Finalement, le **cinquième objectif** consistait à exploiter le modèle SM2S pour évaluer l'influence du profil sagittal rachidien sur les traumatismes de la colonne vertébrale en situation accidentologique (Q3). Deux situations accidentologiques ont été simulées. La première situation regroupe l'ensemble des accidents pour lesquels un chargement principalement orienté en compression est à l'origine des traumatismes. La seconde situation représente un choc frontal automobile pour lequel un chargement en flexion-distraction est à l'origine des traumatismes. Dans la première situation, 9 profils sagittaux rachidiens ont été modélisés sur le segment T11-L1 de SM2S en combinant 3 courbures (cyphotique, neutre et lordotique) à trois inclinaisons (incliné

vers l'avant, sans inclinaison et incliné vers l'arrière). Sur chacun des profils, une charge dynamique verticale de 57 J a été appliquée au centre du plateau supérieur de T11, tout en bloquant les degrés de liberté de la vertèbre L1. Deux conditions aux limites ont été testées au niveau de la vertèbre T11. La première consiste à laisser libre les mouvements de T11 dans le plan sagittal (CL1) alors que la seconde limite les mouvements de T11 au déplacement vertical (CL2). Les résultats démontrent que la courbure et l'inclinaison du spécimen ont une influence significative sur les caractéristiques des fractures osseuses et que cette influence est modulée par la mobilité du segment au moment de l'impact.

Dans la seconde situation, une méthodologie originale couplant des mesures expérimentales et des outils de modélisation géométrique (logiciel CATIA v5) a été développée afin d'identifier la pente sacrée et la lordose lombaire de 34 profils sagittaux en position assise de conduite. Ces profils ont été transférés au segment T8-Sacrum du modèle SM2S et un chargement et des conditions aux limites simulant de façon simplifiée un choc frontal automobile ont été appliqués sur chacun des profils, avec et sans le poids du haut du tronc. Seuls les profils présentant une forte lordose ou une faible cyphose au niveau lombaire ont présenté des différences dans le type et la localisation du traumatisme. De tels profils sont rarement adoptés chez les usagers de voiture automobile, suggérant ainsi que le profil sagittal n'exerce qu'une influence limitée sur la nature des traumatismes lors d'un accident impliquant un mécanisme de flexion-distraction.

Ce projet de recherche est à la base d'une plate-forme de recherche unique et innovante, visant à étudier les facteurs anatomiques et biomécaniques influençant les traumatismes de la colonne vertébrale. Couplant des approches expérimentales et numériques, le projet a non seulement permis de répondre à des questions de recherche spécifiques, mais aussi d'ouvrir la voie sur de nouvelles avenues et perspectives. D'un point de vue expérimental, le banc d'essai permettra de caractériser les propriétés mécaniques des tissus de la colonne vertébrale à différentes vitesses, jusqu'à la rupture, et de tester différentes techniques et outils d'instrumentation chirurgicale. D'un point de vue numérique, une cartographie des traumatismes en fonction des mécanismes lésionnels sera développée à partir du modèle SM2S. Cette cartographie fournira des informations complémentaires aux classifications utilisées actuellement et améliorera nos connaissances sur l'étiologie des traumatismes. Un modèle détaillé de la moelle épinière sera ensuite ajouté au modèle SM2S. Couplé aux expérimentations, le modèle permettra de mieux comprendre les mécanismes menant à une lésion médullaire.

ABSTRACT

Spinal injuries such as vertebral fractures, ligament tears and disc herniations are lesions of the osteo-disco-ligamentous system that violate the physical integrity of victims over long periods of time. These injuries create a great economic burden for both the injured and health services. The major causes of spinal injuries, being responsible for more than 85% of cases, are falls from a height and road accidents. In such situations, the spine can withstand very high loads. The intensity and distribution depend on many anatomical factors, specific to the anatomy of a given spine and difficult to change (size and shape of the vertebral structures, weight, age and ageing, bone density, bone architecture, etc.), and biomechanical factors, mainly driven by the conditions in which the accident occurs (adopted posture, impact velocity and direction, muscular forces, etc.). Unlike the cervical spine, which over the years has garnered growing interest, the biomechanical behavior of the thoracic and lumbar spines (from the T1 vertebra to the sacrum) under traumatic events remains unclear. Consequently, the influence of factors such as the presence of vertebral osteophytes (related to ageing), the loading rate (related to the impact velocity) and the sagittal profile of the spine (related to the adopted posture and defined by the orientation and shape of the spine in the sagittal plane) have not been thoroughly investigated.

The overall objective of this research project was to study the influence of these intrinsic and extrinsic biomechanical factors on spinal injuries. Three research questions were asked:

Q1: What is the influence of vertebral osteophytes on failure parameters, type, pattern, location and risk prediction of vertebral fractures when the spine is submitted to dynamic compression?

Q2: What is the influence of the loading rate on spinal injuries when the spine is submitted to dynamic compression, flexion, extension and shear?

Q3: What is the influence of the sagittal profile of the spine on spinal injuries sustained in accidents that involve compression and flexion-distraction mechanisms?

To answer these research questions, experiments on human cadaveric spines were performed and a detailed biomechanical model of the spine was refined, validated against experimental data, and exploited.

The thesis was divided into five objectives. The **first objective** was to perform experimental tests to collect data on the biomechanical failure behavior of the spine subjected to dynamic compression. Seventeen human spine specimens composed of three vertebrae (from T5-T7 to T11-L1) and their surrounding soft tissues were harvested from 11 cadavers, aged 77 to 92 years. Specimens were imaged using quantitative computer tomography (QCT) for medical observation, classification (Thomson grade) and measurement of their vertebral trabecular density (VTD), height and cross-sectional area. They were divided into 2 groups (with (n=9) or without (n=8) substantial vertebral body osteophytes) and compressed axially at a dynamic displacement rate of 1 m/s, up to failure. Normalized force-displacement curves, videos and QCT images allowed characterizing failure parameters (force, displacement and energy at failure) and fracture patterns. Specimens with substantial vertebral body osteophytes presented higher stiffness (2.7 times on average), force (1.8 times), displacement (5.2 times) and energy (1.6 times) at failure than other segments. The presence of osteophytes significantly influenced the location, pattern and type of fracture. Vertebral osteophytes provided to the underlying vertebra a protective mechanism against severe compression fractures. The VTD was a good predictor of the dynamic force and energy at failure for specimens without substantial osteophytes.

The **second objective** was the refinement of the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S) to improve its biofidelity during dynamic loading. SM2S is an anatomically realistic 3D FEM of the thoracic and lumbar human spine created in joint collaboration between the Laboratory of Biomechanics and Applications of IFSTTAR/Aix-Marseille University and École Polytechnique de Montréal for dynamics (impacts, virtual trauma) and quasi-statics (implants biomechanics) applications. The L2-L3 functional spinal unit (FSU) of SM2S was developed by Marwan El-Rich during his post-doctoral work. Several refinements have been made to the model in this project:

- Firstly, the hyperelastic material properties of the intervertebral disc (IVD) were calibrated to simulate the biomechanical behavior of FSUs in dynamic compression. An exploratory technique was used to simulate dynamic compression of the FSU using 34 sets of hyperelastic material constants (C_{10} parameters of a first-order Mooney-Rivlin material law defined for the annulus ground substance and the nucleus) defined randomly. Selection or rejection of the sets of material constants was based on compressive stiffness and failure parameters criteria measured experimentally (Duma et

al., 2006; Kemper et al., 2007). Simulations performed with calibrated hyperelastic constants (2 simulations out of the 34) resulted in non-linear load-displacement curves with compressive stiffness (7335 and 7079 N/mm), load (12488 and 12473 N), displacement (1.95 and 2.09 mm), and energy at failure (13.5 and 14.7 J) in agreement with experimental results (6551 ± 2017 N/mm, 12411 ± 829 N, 2.1 ± 0.2 mm and 13.0 ± 1.5 J respectively). The fracture pattern and location also agreed with experimental results.

- Secondly, a non-linear strain rate dependent material law and a failure material model with damage were implemented into detailed finite element models (FEMs) of the L2-L3 spinal ligaments to simulate their mechanical behavior at slow and fast elongation rates, up to failure. Tensile principal strain criteria were used to initiate damage and trigger a kill element process that simulates ligament disruption. Isolated ligament FEMs were stretched *in situ* and material properties were iteratively adjusted until simulated results closely matched the gross mechanical behavior of spinal ligaments, as reported in tensile experimental tests performed at slow (10 mm/s) and fast (723 mm/s) elongation rates, up to failure. To assess their validity and relevance, FEMs of the spinal ligaments were implemented into a detailed FEM of the L2-L3 functional spinal unit and submitted to flexion-distraction loads that simulate real-life trauma conditions.
- Thirdly, the influence of factors such as age, strain-rate dependency and regional variations of bone density on the mechanical properties of the vertebral bone (cortical and trabecular) were implemented in the model.
- Finally, all the methods developed for the geometrical and mechanical modeling (meshing, behavior laws, material properties, etc.) of the FSU were applied to the other spinal levels, from the T1 vertebra to the sacrum.

The **third objective** was to validate the SM2S model using experimental data measured under dynamic loading conditions. Compression, flexion, extension, anterior and posterior shear loads were applied to different spinal segments (T8-T10, T11-L1 and/or T12-L5), at displacement rates ranging from 0.1 to 4 m/s. Simulation results (force-displacement curves, failure parameters, type and location of spinal injuries) were compared to the results of experimental tests carried out during the thesis (ref. objective 1) or taken directly from literature (Demotopoulos et al., 1999;

Demotopoulos et al., 1998; Kifune et al., 1995). The model-predicted results agreed well with the average experimental data, thus supporting the relevance and validity of the SM2S model.

The **fourth objective** was to exploit the SM2S model to investigate the influence of the load rate on spinal injuries (Q2). Simulations performed previously for the validation of the lumbar spine model (T12-L5) in compression, flexion-extension and shear, at slow (0.1 m/s) and fast (1 or 4 m/s) displacement rates, were run up to failure. Simulation results were then used to compare the initiation sites of the injuries. For most loading cases, spinal injuries occurred at the L1 and L4 levels. However, various initiation sites were observed according to the load rate, thus confirming the key-role of this parameter on the onset of spinal trauma.

Finally, the **fifth objective** was to exploit the SM2S model to investigate the influence of the sagittal profile of the spine on spinal injuries sustained in two different injury scenarios. The first scenario represents accidents for which a loading primarily oriented in compression is responsible for the spinal injury. The second scenario represents a frontal car crash for which a flexion-distraction mechanism is responsible for the spinal injury. In the first scenario, nine sagittal profiles were modeled using the T11-L1 spinal segment of SM2S, by combining three curvatures (kyphotic, neutral and lordotic) with three spatial inclinations (tilt forward, no tilt and tilt backward). For each profile, a downward vertical load of 57 J was applied at the center of the superior endplate of T11, while all degrees of freedom (DOF) of L1 were fixed. Two boundary conditions were tested on T11. In the first condition (CL1), T11 was free to move in the sagittal plane. In the second condition (CL2), T11 was only free to move in the vertical direction. Results showed that the spinal curvature and the tilt angle of the specimen have a significant influence on the bone fracture. This influence is modulated by the mobility of the segment at the time of the impact.

In the second scenario, an original method that combined experimental measurements with computer assisted design (CATIA v5 software) was developed to characterize the sacral slope and the lumbar lordosis of 34 sagittal profiles in automobile driving posture. These profiles were transferred to the T8-Sacrum spinal segment of the SM2S model. Loading and boundary conditions that simulate a frontal car crash were applied on each profile, with and without the weight of the upper trunk. Different types and locations of spinal injuries were observed for profiles with high lordosis or low kyphosis. These profiles were infrequently adopted by car

users, thus suggesting that the sagittal profile of the spine has a limited influence on the nature of spinal injuries in car accidents that involve flexion-distraction mechanisms.

This project forms the basis of a unique and innovative research platform that aims to study the effect of multiple anatomical and biomechanical factors on spinal injuries. By combining experimental and numerical approaches, the project has not only answered specific research questions, but has also paved the way for new avenues and perspectives. For instance, the experimental setup will render a better understanding of the relation between spinal injuries and loss of integrity of the spinal cord. Moreover, it will provide a means to characterize rate-dependent mechanical properties of the different spinal components, up to failure, and to optimize surgical instrumentations and techniques. The SM2S model will be used to develop a complete cartography that relates spinal injuries to their mechanisms. The cartography will include additional information to actual classifications and will help to better understand the etiology of spinal injuries. A detailed model of the spinal cord will also be added to the SM2S model. In combination with the experiments, the model will provide new insights into spinal cord injuries.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	X
TABLE DES MATIÈRES	XV
LISTE DES TABLEAUX.....	XX
LISTE DES FIGURES	XXIV
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXXIV
LISTE DES ANNEXES	XXXV
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES	4
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale	4
1.2 Traumatismes de la colonne vertébrale aux étages thoracique et lombaire	9
1.2.1 Classification	9
1.2.2 Données épidémiologiques	15
1.3 Expérimentations et biomécanique lésionnelle de la colonne vertébrale.....	19
1.3.1 Caractérisation des propriétés mécaniques à la rupture de la colonne vertébrale et de ses composantes.....	19
1.3.2 Facteurs anatomiques et biomécaniques influençant les traumatismes rachidiens	36
1.4 Simulations numériques des traumatismes à la colonne vertébrale	44
1.4.1 Critique des principaux modèles	45
1.4.2 MÉF développé conjointement par le LBA de l'IFSTTAR/Université de la Méditerranée et l'École Polytechnique de Montréal	51

CHAPITRE 2	PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET ORGANISATION DE LA THÈSE ..	53
CHAPITRE 3	INFLUENCE DES OSTÉOPHYTES VERTÉBRAUX SUR LES TRAUMATISMES DE LA COLONNE VERTÉBRALE EN COMPRESSION DYNAMIQUE	56
3.1	Influence des ostéophytes vertébraux : situation du premier article	56
3.2	Article #1: Biomechanical analysis of spinal fractures in dynamic compression: the role of vertebral body osteophytes	57
3.2.1	Abstract	58
3.2.2	Introduction	60
3.2.3	Materials and methods	61
3.2.4	Results	64
3.2.5	Discussion	66
3.2.6	References	69
3.2.7	Figures and tables.....	73
CHAPITRE 4	RAFFINEMENT ET VALIDATION D'UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DÉTAILLÉ DE LA COLONNE VERTÉBRALE THORACIQUE ET LOMBAIRE	80
4.1	Calibration des propriétés mécaniques du disque intervertébral : situation du second article.....	80
4.2	Article #2: Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads.....	81
4.2.1	Abstract	82
4.2.2	Introduction	84
4.2.3	Methods.....	85

4.2.4	Results	90
4.2.5	Discussion	91
4.2.6	Conclusion.....	95
4.2.7	References	96
4.2.8	Figures and Tables	101
4.3	Raffinement des ligaments rachidiens : situation du troisième article.....	109
4.4	Article #3: Finite element modeling of the lumbar spine ligaments for virtual trauma simulations	110
4.4.1	Abstract	111
4.4.2	Introduction	111
4.4.3	Methods.....	113
4.4.4	Results	121
4.4.5	Discussion	122
4.4.6	Conclusion.....	125
4.4.7	References	126
4.4.8	Figures and Tables	131
CHAPITRE 5 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES AU RAFFINEMENT ET À LA VALIDATION DU MODÈLE.....		140
5.1	Extension du modèle au segment T1-Sacrum	140
5.2	Validation géométrique du modèle SM2S	145
5.3	Prise en compte de facteurs anatomiques et biomécaniques dans les propriétés mécaniques des vertèbres de SM2S	150
5.3.1	Description de la loi de comportement	150
5.3.2	Prise en compte de la vitesse de déformation	152

5.3.3	Prise en compte des variations régionales de densité d'os trabéculaire et d'épaisseur d'os cortical.....	158
5.3.4	Prise en compte de l'âge.....	164
5.4	Vérification et étude de convergence du maillage de SM2S	165
5.4.1	Maillage de la vertèbre.....	165
5.4.2	Maillage du disque intervertébral.....	166
5.4.3	Maillage des ligaments.....	171
5.5	Validation du comportement lésionnel du modèle SM2S.....	171
5.5.1	Comparaison avec les résultats expérimentaux de l'objectif 1	171
5.5.2	Comparaison avec les résultats expérimentaux de Kifune et al. (1995)	175
CHAPITRE 6 INFLUENCE DU TAUX DE CHARGEMENT SUR LA		
LOCALISATION ET LA TYPOLOGIE DES TRAUMATISMES RACHIDIENS EN		
SITUATION ACCIDENTOLOGIQUE..... 179		
6.1	Influence du taux de chargement sur les traumatismes rachidiens : situation du quatrième article.....	179
6.2	Article #4: Dynamic finite element analysis of loading rate effects on lumbar spine injuries.....	180
6.2.1	Abstract	181
6.2.2	Introduction	182
6.2.3	Materials and methods	183
6.2.4	Results	188
6.2.5	Discussion	190
6.2.6	Conclusion.....	193
6.2.7	Acknowledgments.....	194

6.2.8	References	194
6.2.9	Figures and Tables	199
CHAPITRE 7 INFLUENCE DU PROFIL SAGITTAL DE LA COLONNE		
VERTÉBRALE SUR LA LOCALISATION ET LA TYPOLOGIE DES		
TRAUMATISMES RACHIDIENS EN SITUATION ACCIDENTOLOGIQUE..... 211		
7.1	Accidents avec chargement vertical et mécanisme lésionnel orienté principalement en compression	211
7.1.1	Méthodes	211
7.1.2	Résultats	216
7.1.3	Discussion	223
7.2	Choc frontal automobile.....	225
7.2.1	Méthodes	226
7.2.2	Résultats	238
7.2.3	Discussion	258
CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE 263		
CONCLUSION 269		
BIBLIOGRAPHIE 272		
ANNEXES 290		

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Modes de rupture des trois colonnes selon le type de traumatismes (Denis, 1983)..	10
Tableau 1.2: Types de traumatismes selon la classification AO (Magerl et al., 1994).....	12
Tableau 1.3 – Liste des principaux facteurs anatomiques et biomécaniques pouvant influencer la nature des traumatismes de la colonne vertébrale	36
Tableau 1.4: Accélération moyenne requise pour créer une fracture vertébrale en fonction de la configuration rachidienne en position assise (Ewing et al., 1972).....	38
Tableau 3.1: Article 1, Table 1. Details of the 17 spinal specimens extracted from the 9 cadavers	78
Tableau 3.2: Article 1, Table 2. Vertebral trabecular density (VTD), cross-sectional area (CSA) and specimen height (H) by group of specimens (mean \pm standard deviation)	78
Tableau 3.3: Article 1, Table 3. Normalized stiffness and failure parameters by group (mean \pm standard deviation)	79
Tableau 3.4: Article 1, Table 4. Distribution of the types of fracture by group of specimens.....	79
Tableau 4.1: Article 2, Table 1. Mechanical properties used for the FEM a) Vertebral components b) Intervertebral disc components c) Spinal ligaments.	107
Tableau 4.2: Article 2, Table 2. Results from the simulations with calibrated hyperelastic material constants (Sim #10 and 21), the simulation with the hyperelastic material constants derived from quasi-static experiments (Sim #35) and the experimental tests. All results were extracted at the time of failure, except the compressive stiffness.	108
Tableau 4.3: Article 3, Table 1. Calibrated material properties of the lumbar spine ligaments FEM	137
Tableau 4.4: Article 3, Table 2. Stiffness and failure parameters obtained from isolated FEM of the lumbar spine ligaments at a slow elongation rate compared to the experimental results of Pintar et al. (1992)	138
Tableau 4.5: Article 3, Table 3. Simulated vs experimental results for the dynamic flexion-shear loadings	139

Tableau 5.1: Type d'éléments et lois de comportement du modèle SM2S	145
Tableau 5.2: Âge moyen, nombre et genre des spécimens T11-L1 utilisés pour la calibration des propriétés mécaniques du modèle SM2S.	145
Tableau 5.3: Valeur des propriétés mécaniques du corps vertébral obtenues par Garo et al. (2009)	152
Tableau 5.4: Propriétés mécaniques et résultats des simulations avec et sans ε_0 et c.	156
Tableau 5.5: Patrons de fracture de la partie antérieure du corps vertébral obtenus à des vitesses de compression de 0.01 et 2.5 m/s pour les jeux de données avec et sans ε_0 et c.	157
Tableau 5.6: Comparaison des résultats issus des modèles homogène (avec ε_0 et c) et hétérogène	162
Tableau 5.7: Patrons de fracture de la partie antérieure du corps vertébral obtenus à des vitesses de compression de 0.01 et 2.5 m/s pour les modèles homogène (avec ε_0 et c) et hétérogène.	163
Tableau 5.8: Densité d'éléments et nombre total de degrés de liberté des maillages testés durant l'étude de convergence sur le disque intervertébral	166
Tableau 5.9: Rigidité, force à la rupture et déplacement à la rupture obtenus expérimentalement et par simulation à partir du modèle SM2S. Les données ont été normalisées en fonction des dimensions du spécimen ou du modèle.	173
Tableau 5.10: Types de fracture obtenus expérimentalement et numériquement.	178
Tableau 6.1: Article 4, Table 1. Mechanical properties of the FEM vertebral components (adapted from Garo et al., 2009).	206
Tableau 6.2: Article 4, Table 2. Mechanical properties of the soft tissues a) Intervertebral disc b) Spinal ligaments.	207
Tableau 6.3: Article 4, Table 3. Summary of the 12 simulations performed for the validation of the T12-L5 segment of SM2S in low (LD) and high (HD) dynamic loading conditions. ...	208
Tableau 6.4: Article 4, Table 4. Validation results in low dynamic (LD) compression, flexion, extension, anterior shear and posterior shear	209

Tableau 6.5: Article 4, Table 5. Validation results in high dynamic (HD) flexion and extension.	210
Tableau 7.1: Profils sagittaux (numérotés de 1 à 9) utilisés pour évaluer l'influence du profil sagittal rachidien lors d'une sollicitation verticale dynamique à haute énergie (57 J).	215
Tableau 7.2: Types de fracture et mesures géométriques des neuf profils sagittaux en fonction des deux conditions aux limites testées sur T11 (CL1 et CL2)	217
Tableau 7.3: Fractures observées pour chacun des profils sagittaux après impact de la sphère rigide sur le plateau vertébral supérieur de T12 lorsque T11 est libre dans le plan sagittal (CL1).	219
Tableau 7.4: Fractures observées pour chacun des profils sagittaux après impact de la sphère rigide sur le plateau vertébral supérieur de T12 lorsque T11 est bloqué dans toutes les directions sauf Z (CL2).	220
Tableau 7.5: Caractéristiques posturales des profils sagittaux rachidiens au niveau lombaire en fonction du morphotype (adapté de Roussouly et al., 2005).....	229
Tableau 7.6: Classification des sujets en fonction de leur morphotype (en gras). Les paramètres posturaux en position debout et assise de conduite sont tirés de Chabert et al. (1998).	239
Tableau 7.7: Valeurs des paramètres posturaux de sujets sains en position assise de conduite en fonction du morphotype (moyenne \pm écart-type).....	239
Tableau 7.8: Cartographie des profils sagittaux en fonction de la pente sacrée et de l'angle de courbure L1-S1 mesurés sur des sujets sains en position assise de conduite*.....	242
Tableau 7.9: Variation des angles intervertébraux lors du passage de la position debout à la position assise de conduite	245
Tableau 7.10: Caractéristiques de l'intérieur du véhicule et profil sagittal correspondant selon le morphotype du mannequin.....	246
Tableau 7.11: Cartographie des profils sagittaux en fonction de la pente sacrée et de l'angle de courbure L1-S1 mesurés sur le mannequin anthropomorphe en position assise de conduite*.	249

Tableau 7.12: Cartographie des profils sagittaux en fonction de la pente sacrée et de l'angle de courbure L1-S1 mesurés sur les sujets sains et le mannequin anthropomorphe en position assise de conduite.	250
Tableau 7.13: Profils sagittaux employés pour la simulation d'un choc frontal à 80 km/h.	251
Tableau 7.14: Illustration des profils sagittaux retenus.	252
Tableau 7.15: Traumatismes subis par chacun des profils (N/C = non classifiée ; Fx = fracture)	256
Tableau 7.16: Traumatismes subis par chacun des profils (N/C = non classifiée ; Fx = fracture) lorsque le poids du haut du tronc est considéré.	257

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: a) Composantes osseuses et courbures physiologiques d'une colonne vertébrale saine b) Mesures du profil sagittal rachidien.....	5
Figure 1.2: Principales composantes des vertèbres cervicale, thoracique et lombaire	6
Figure 1.3: a) Structure de l'os spongieux (volume de 3x3x1 mm ³) b) Lignes de force sur une coupe coronale du corps vertébral c) Lignes de force sur une coupe sagittale du corps vertébral.....	7
Figure 1.4: a) Composantes du disque intervertébral (tirées de Kapanji, 1996) b) Ligaments rachidiens.	8
Figure 1.5: Colonne antérieure, centrale et postérieure selon la classification de Denis	10
Figure 1.6: Exemples de lésions par compression a) Fracture cunéiforme (type A1.2) b) Fracture comminutive complète (type A3.3) (tirées de Galli et al., 1989). c) Coupe axiale CT-scan d'une fracture comminutive	12
Figure 1.7: Exemples de lésions par distraction postérieure a) fracture transverse complète passant par le centre des pédicules aussi appelée fracture de Chance (type B2.1) b) fracture transverse s'arrêtant à la base de l'apophyse épineuse (type B1.2)	13
Figure 1.8: Exemple d'une lésion par rotation axiale (type C3.1)	13
Figure 1.9: a) Schématisation d'une hernie discale b) Coupe axiale d'un disque avec hernie	14
Figure 1.10: Principales causes de traumatismes à la colonne vertébrale.....	15
Figure 1.11: Traumatismes à la colonne vertébrale par groupe d'âge	17
Figure 1.12: Fréquence des types de lésions par niveau vertébral	18
Figure 1.13: Types de comportement observés après rupture de cubes isolés d'os spongieux déshydraté soumis à des tests de compression a) Type I : perte de résistance mécanique b) Type II : maintien de la résistance mécanique c) Type III : augmentation de la résistance mécanique.....	20

Figure 1.14: Phases élastiques (I), inélastiques (II) et de rupture (III) de courbes contrainte-déformation d'un essai de traction uniaxiale d'os cortical. Deux comportements sont ici présentés, l'un ductile et l'autre, plus fragile	22
Figure 1.15: Courbes contrainte-déformation représentant divers comportements inélastiques. a) comportement «parfaitement endommagé» b) comportement parfaitement plastique c) comportement parfaitement viscoélastique d) comportement de l'os cortical en traction uniaxiale	23
Figure 1.16: Courbes contraintes-déformations obtenues d'échantillons d'os spongieux de vertèbres cervicales soumis à des essais de compression dynamique à différents taux de déformation.	25
Figure 1.17: Courbe force-déplacement typique obtenue d'un test de traction axiale d'un ligament rachidien.	28
Figure 1.18: a) Effet de la vitesse de chargement sur la rigidité en compression d'unités fonctionnelles lombaires b) Relation entre la rigidité en compression et le taux de déformation.	31
Figure 1.19: Montages utilisés pour caractériser le comportement biomécanique de segments lombaires T12-L5 a) Flexion/extension b) Compression axiale	33
Figure 1.20: a) Montage utilisé pour produire des fractures comminutives sur des segments thoracolombaires T11-L1 b) Montage utilisant un «follower load»	34
Figure 1.21: Effet de la posture sur le chargement des facettes articulaires	39
Figure 1.22: Section sagittale d'une vertèbre saine d'un homme âgé de 18 ans prise par photomicrographie et sections transverses supérieure (S), centrale (C) et inférieure (I) correspondantes	41
Figure 1.23: a) Vertèbre normale b) Vertèbre ostéoporotique	43
Figure 1.24: Exemples de maillage des MÉF de corps vertébraux et de vertèbres isolés pour la prédiction du risque de fractures a) éléments briques obtenus directement des voxels b) éléments briques obtenus des contours. c) éléments briques et tétraédriques (contour) d) éléments tétraédriques recouverts d'éléments coques.....	46

Figure 1.25: MÉF d'unités fonctionnelles vertébrales dédiées à l'étude des traumatismes rachidiens a) Modèle de Wilcox et al. (2004) b) Modèle de Qiu et al. (2006) c) Modèle de Wang et al. (2000) d) Modèle de Whyne et al. (2003).....	48
Figure 1.26: MÉF du thorax intégrant une modélisation simplifiée de la colonne vertébrale a) Modèle de Chang et al. (2001) b) Modèle de Huang et al. (1994) c) Modèle de Petitjean et al. (2003) d) Modèle de Plank et al. (1998) e) Modèle de Ruan et al. (2003) f) Modèle de Shah et al. (2001)	50
Figure 1.27: MÉF d'humains complets en position assise de conduite a) Modèle HUMOS (Robin, 2001) b) LAB human model (Lizee et al., 1998; Petitjean et al., 2003) c) THUMS (Iwamoto et al., 2002; Kimpara et al., 2006) d) Modèle de Ruan et al. (2003).....	50
Figure 1.28: Unité fonctionnelle L2-L3 du modèle SM2S	52
Figure 1.29: Initiation et propagation de fractures dans la vertèbre L2 lors d'un mouvement d'extension rapide	52
Figure 2.1: Organisation du contenu de la thèse	55
Figure 3.1: Article 1, Figure 1. Experimental setup composed of a servohydraulic Material Testing System (1), two high-speed cameras (2), a single-unit load cell (3), a cadaveric spinal segment (4) and a displacement transducer (not shown). The cadaveric spinal segment (4) was fixed on the MTS by potting the distal and proximal vertebrae in polyurethane resin (5).	73
Figure 3.2: Article 1, Figure 2. Normalized force-displacement curves for the T5-T7 (a), T8-T10 (b) and T11-L1 (c) specimens. Curves with symbols represent specimens with substantial osteophytes. These specimens showed greater stiffness, loads and displacements before failure.	74
Figure 3.3: Article 1, Figure 3. Typical force-displacement (F-D) curve (specimen T11-L1, subject 3). The six segments (from A-B to E-F) depicted on this curve were observed on all specimens.	75
Figure 3.4: Article 1, Figure 4. Linear regressions between the VTD and the normalized biomechanical parameters. The VTD was only correlated with normalized F_{FAIL} and E_{FAIL} of specimens without osteophytes.	76

- Figure 3.5: Article 1, Figure 5. First vertebra to collapse and fracture pattern. a) Specimen without osteophytes (segment T11-L1 specimen of subject 3). The middle vertebra (T12) is the first to collapse. A horizontal pattern splits the vertebra in upper and lower parts. A burst fracture is observed on the QCT image. b) Specimen with substantial osteophytes (segment T8-T10 of subject 2). The proximal vertebra (T11) is the first to collapse. A vertical pattern splits the vertebra in anterior and posterior parts. A fracture of the osteophyte is observed on the QCT image. The dashed lines represent the ejection of the bone marrow at the site of the fracture.77
- Figure 4.1: Article 2, Fig. 1. Functional spinal unit L2-L3 of the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S).....101
- Figure 4.2: Article 2, Fig. 2. Segmentation of the vertebra in 9 components of different cortical thicknesses.....102
- Figure 4.3: Article 2, Fig. 3. Non-linear load-displacement curve used to model the mechanical behavior of a single collagenous fiber element.102
- Figure 4.4: Article 2, Fig. 4. Pareto charts of the main standardized effects (t-values). a) K_{COMP} b) F_{FAIL} c) D_{FAIL} . Any effect that extends past the dashed lines represents a statistically significant effect ($p \leq 0.05$).103
- Figure 4.5: Article 2, Fig. 5. a) Surface response for the compressive stiffness K_{COMP} b) Contour plot of K_{COMP} obtained by the projection of its surface response on the XY plane c) Contour plot of the failure force F_{FAIL} d) Contour plot of the displacement to failure D_{FAIL} . Dot numbers represent simulation IDs. The dotted lines represent sets of material constants for which simulations would result in the average K_{COMP} , D_{FAIL} and F_{FAIL} measured experimentally.....104
- Figure 4.6: Article 2, Fig. 6. Final domain of solution obtained by superimposing the K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} contour plots and by intersecting their individual domain of solution. The black dot (simulation #35) represents $C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$ values derived from quasi-static experiments (Schmidt et al., 2006).105

- Figure 4.7: Article 2, Fig. 7. Types of fracture observed on the 34 simulations: a) vertebral body collapse of L2 (type 1) b) superior endplate fracture of L3 (type 2) c) inferior endplate fracture of L2 (type 3). Fractures are represented by a black zone.105
- Figure 4.8: Article 2, Fig. 8. Fracture pattern per simulation. Simulations that lied within the final domain of solution (grey area) resulted in superior endplate fractures of L3 (◆), as observed experimentally. Other simulations either resulted in superior endplate fractures of L2 (●) (vertebral body collapse of L2 (▲) or inferior endplate fracture of L2 (■).106
- Figure 4.9: Article 2, Fig. 9. Simulated load-displacement curves vs experimental corridor. Simulations #10 and #21 used calibrated material constants ($C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$ within the final domain of solution) while simulation #35 used material constants derived from quasi-static experiments (Schmidt et al., 2006).106
- Figure 4.10: Article 3, Fig. 1. Typical force-elongation curve of a spinal ligament in tension (NZ: neutral zone or toe region; EZ: elastic zone; IZ: inelastic zone).....131
- Figure 4.11: Article 3, Fig. 2. FEM of the L2-L3 functional spinal unit with a detailed modeling of the spinal ligaments ALL (anterior longitudinal), PLL (posterior longitudinal), CL (capsular ligament), LF (ligamentum flavum), ISL (interspinous) and SSL (supraspinous).132
- Figure 4.12: Article 3, Fig. 3. Flexion-shear loads applied to the complete L2-L3 FSU to simulate mechanisms of seatbelt injuries. Horizontal initial velocities of 1600 mm/s (moderate pulse) and 2100 mm/s (severe pulse) were applied to a point located at 300 mm above the mid-disc plane of the FSU. All degrees of freedom of the lower half of the L3 vertebra were fixed.133
- Figure 4.13: Article 3, Fig. 4. Typical simulated force-elongation curve of an isolated ligament submitted to a pure tension (case of the ALL tested at a displacement rate of 10 m/s). Principal tensile stress distributions in the ligament are shown at specific points on the curve (in MPa).....134
- Figure 4.14: Article 3, Fig. 5. Simulated force-elongation curves (straight lines) and failure sites of isolated ligaments submitted to a pure tension at a slow elongation rate of 10 mm/s. The dashed lines represent experimental corridors [1]. A) ALL. B) PLL. C) CL. D) LF. E) ISL. F) SSL. The figures show that all simulated curves lie within their experimental corridor.135

Figure 4.15: Article 3, Fig. 6. Simulated force-elongation curves of isolated lumbar spine ligaments submitted to a pure tension at elongation rates of 10 mm/s, 250 mm/s and 723 mm/s. A) ALL. B) PLL. C) CL. D) LF. E) ISL. F) SSL. As the elongation rate increases, all ligaments show a higher stiffness, a higher force at failure, but a lower elongation.	136
Figure 5.1: Processus de modélisation géométrique et maillage du modèle T1-Sacrum de SM2S	140
Figure 5.2: Processus semi-automatique de modélisation géométrique et de maillage des disques intervertébraux du modèle SM2S.....	141
Figure 5.3: Processus semi-automatique de modélisation géométrique et de maillage du ligament ALL du modèle SM2S. Ce processus est identique pour les ligaments PLL et SSL.....	142
Figure 5.4: Processus semi-automatique de modélisation géométrique et de maillage des ligaments ISL du modèle SM2S. Le processus est identique pour les ligaments LF, JC et ITL.....	143
Figure 5.5: Modèle T1-Sacrum de SM2S (maillage non-présenté) a) vue frontale b) vue sagittale	144
Figure 5.6: Paramètres anatomiques mesurés sur les vertèbres lombaires L1 à L5	146
Figure 5.7: Histogrammes comparant les dimensions de la vertèbre L3 de SM2S aux dimensions des vertèbres L3 d'une cohorte de 55 sujets (la ligne verticale représente 1'écart-type) (Wolf et al., 2001).....	147
Figure 5.8: a) Repères anatomiques employés pour mesurer la hauteur totale du segment (paramètre a), les angles intervertébraux (angle entre les lignes T12 à S1) et les hauteurs moyennes des disques (moyenne entre les paramètres b et c) sur a) une cohorte de 8 sujets. b) Repères anatomiques mesurés sur le modèle SM2S.....	148
Figure 5.9: Histogrammes comparant les hauteurs moyennes des disques lombaires du modèle SM2S aux hauteurs moyennes des disques lombaires d'une cohorte de 8 sujets (la ligne verticale représente 1'écart-type) (Kimura et al., 2001).	149

Figure 5.10: Histogrammes comparant les angles intervertébraux du segment lombaire du modèle SM2S aux angles intervertébraux d'une cohorte de 8 sujets (la ligne verticale représente l'écart-type) (Kimura et al., 2001).....	149
Figure 5.11: Courbe contrainte-déformation de la loi de Johnson-Cook utilisée pour simuler le comportement de l'os.	151
Figure 5.12: a) Régions de différentes densités mesurées par Zhao et al. (2009) b) Régions reportées sur une vertèbre du modèle SM2S.....	158
Figure 5.13: Ajustement des propriétés mécaniques de l'os spongieux des corps vertébraux du modèle SM2S en fonction des variations de densité osseuse.....	160
Figure 5.14: Épaisseurs d'os cortical attribuées aux différentes régions du modèle.	161
Figure 5.15: a) Directions périphérique, radiale et axiale de densité d'éléments ; b) Exemples de maillages testés durant l'étude de convergence sur le disque intervertébral (#1 et #5)	167
Figure 5.16: Réponses du disque en fonction du nombre de degrés de liberté. a) Force axiale ; b) Pression intradiscale ; c) Contrainte de Von Mises maximale de l'annulus.	169
Figure 5.17: Réponses à la rupture de l'unité fonctionnelle en fonction du nombre de degrés de liberté du disque intervertébral. a) Force à la rupture ; b) Déplacement à la rupture.	170
Figure 5.18: Simulation des essais expérimentaux de l'objectif 1 à partir des segments rachidiens du modèle SM2S (exemple pour le segment T11-L1).	172
Figure 5.19 : Courbes force-déplacement normalisées obtenues expérimentalement et par simulation à partir du modèle SM2S a) Segment T8-T10 b) Segment T11-L1.	173
Figure 5.20: Comparaison des patrons de fracture obtenus expérimentalement et numériquement (exemple du segment T8-T10).	174
Figure 5.21: Simulation des essais expérimentaux de Kifune et al. (1995) à partir du segment T11-L1 du modèle SM2S.....	176
Figure 5.22: Fractures simulées en fonction de l'énergie d'impact.	177
Figure 6.1: Article 4, Fig. 1. Finite element model of the T12-L5 segment of the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S). The model was composed of the T12 (1) to L5 (2) vertebrae,	

the intervertebral discs (3), each divided into the nucleus (4), annulus (5) and collagen fibers (6), and the anterior longitudinal (ALL, 7) the posterior longitudinal (PLL, 8), the capsular (CL, 9), the flavum (FL, 10), intertransverse (ITL, 11), supraspinous (SSL, 12) and interspinous (ISL, 13) ligaments.	199
Figure 6.2: Article 4, Fig.2. a) Subdivision of the vertebrae into 9 zones of different cortical thicknesses (e.g. L3) b) Subdivision of the cancellous bone into 7 zones of different material properties (e.g. L3).	200
Figure 6.3: Article 4, Fig. 3. Simulated force-displacement and moment-angular rotation curves vs experimental corridors in low dynamic (LD) conditions a) compression b) flexion c) extension d) anterior shear and e) posterior shear.	201
Figure 6.4: Article 4, Fig. 4. Simulated vs experimental tests (Demetropoulos et al., 1998) in high dynamic compression a) Force-displacement curves b) Moment-displacement curves.	202
Figure 6.5: Article 4, Fig. 5. Simulated force-displacement and moment-angular rotation curves in LD and HD loading conditions a) compression b) flexion c) extension d) anterior shear e) posterior shear.	203
Figure 6.6: Article 4, Fig. 6. Initiation sites of spinal injuries according to the loading mode....	204
Figure 6.7: Article 4, Fig. 7. Intradiscal pressures, maximum von Mises stresses in the annulus and total contact forces in the facets at failure initiation in LD and HD loading conditions a) Compression b) Tension c) Flexion d) Extension e) Anterior shear f) Posterior shear.	205
Figure 7.1: Exemple d'accidents impliquant un mécanisme lésionnel en compression a) Chute de haut sur les pieds et sur les fesses b) Diagramme des corps libérés du segment thoracolombaire au moment de l'impact.	212
Figure 7.2: Mesures géométriques caractérisant les fractures vertébrales.	216
Figure 7.3: Diagramme de Pareto (effets principaux standardisés – valeur t) montrant l'influence du profil sagittal (courbure et inclinaison) sur les mesures géométriques des fractures (CL1 et CL2). a) Cunéiformisation b) Tassement antérieur c) Tassement postérieur d) Tassement moyen.	218

Figure 7.4: a) Ceinture de sécurité 3-points b) Ceinture de sécurité sous-abdominale ou 2-points c) Mécanismes à l'origine des fractures de Chance	226
Figure 7.5: Méthodologie employée pour la génération d'une banque de modèles SM2S affichant divers profils sagittaux en position assise de conduite automobile.....	227
Figure 7.6: Module «Vehicle Occupant Accomodation» du logiciel CATIA v5 r19 simulant la configuration intérieure d'un véhicule automobile selon la norme SAE J1100 ; b) Mannequin anthropomorphe validé Safework ; c) Représentation filaire du squelette du mannequin anthropomorphe ; d) Représentation filaire de la colonne vertébrale T1-Sacrum du mannequin.	231
Figure 7.7: a) Angles intervertébraux moyens mesurés expérimentalement b) Colonne vertébrale filaire "habillée" du mannequin anthropométrique c) Exemple d'un profil sagittal rachidien en position de conduite automobile avec mesure de la pente sacrée et des angles de courbure (méthode des bissectrices).....	232
Figure 7.8: Configurations des intérieurs de véhicule utilisées pour la validation des profils sagittaux du mannequin a) Configuration virtuelle ; b) Configuration expérimentale utilisée dans l'étude de Chabert et al. (1998).....	233
Figure 7.9: Transfert des paramètres posturaux en position assise de conduite au modèle SM2S	236
Figure 7.10: Chargement et conditions limites simulant de façon simplifiée un choc frontal à une vitesse de 70 km/h avec une ceinture de sécurité sous-abdominale seulement	237
Figure 7.11: Répartition des paramètres posturaux de sujets sains en position assise de conduite en fonction du morphotype	240
Figure 7.12: Variation de l'angle de courbure L1-S1 en fonction de la variation de pente sacrée (bascule du sacrum) lors du passage de la position debout à la position assise de conduite. La ligne droite représente le cas où la totalité de la bascule du sacrum est reprise par le segment lombaire L1-S1.	241
Figure 7.13: Profils sagittaux prédits par le mannequin et observés expérimentalement a) Morphologie de type 1 ou 2 b) Morphologie de type 3 c) Morphologie de type 4.....	243

Figure 7.14: Variation de l'angle de courbure L1-S1 en fonction de la variation de pente sacrée (bascule du sacrum) lors du passage de la position debout à la position assise de conduite. La ligne droite représente le cas où la totalité de la bascule du sacrum est reprise par le segment lombaire L1-S1.	244
Figure 7.15: Exemple typique d'une simulation du mécanisme de flexion-distraktion (profil 5) lorsque le poids du haut du tronc est négligé (S1)	254
Figure 7.16: Types de traumatismes résultant des simulations de flexion-distraktion en position assise de conduite lorsque le poids du haut du tronc est négligé a) rupture ligamentaire avec flexion-sublaxation et rupture du plateau inférieur de L5 à l'interface avec le disque (type B1.1.1) b) rupture ligamentaire avec flexion-sublaxation et sectionnement du corps vertébral de L5 en deux parties et fracture cunéiforme c) rupture ligamentaire avec distraction de la région postérieure du corps vertébral de L5 et fracture cunéiforme du plateau supérieur (type B1.2.1 + A1.2.1).....	255
Figure 7.17: Fracture cunéiforme supérieure de T11 (type A.1.2.1), sans distraction osseuse, mais avec atteinte des complexes ligamentaires postérieurs des segments adjacents.	258
Figure 7.18: Fracture de Chance initiée sur le segment T12-L2 du modèle SM2S	260
Figure 7.19: Intégration du modèle SM2S T1-Sacrum sur le squelette du modèle Humos.....	261

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

CL	Conditions aux limites
DOF	Degree of freedom
DDL	Degré de liberté
FEM	Finite element model
FSU	Functional spinal unit
IVD	Intervertebral disc
MÉF	Modèle éléments finis
OLH	Optimal latin hypercube
SM2S	Spine Model for Safety and Surgery
UFV	Unité fonctionnelle vertébrale

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A.....290

ANNEXE B.....293

ANNEXE C.....295

ANNEXE D.....298

INTRODUCTION

Les traumatismes à la colonne vertébrale sont des lésions du système ostéo-disco-ligamentaire qui portent souvent atteintes à l'intégrité physique des victimes sur une longue durée et engendrent un fardeau économique énorme pour les victimes et les services de santé (Sundgren et al., 2007). Aux étages thoracique et lombaire, ils se traduisent principalement par des fractures osseuses, des déchirures ligamentaires et, plus rarement, des hernies discales traumatiques. Dans 15% à 25% des cas, une lésion médullaire responsable d'un déficit neurologique leur est associée (Leucht et al., 2009; Magerl et al., 1994). Les chutes accidentelles et les accidents de la voie publique sont les principales causes de traumatismes à la colonne vertébrale, étant responsables de plus de 85% des cas (Leucht et al., 2009). Dans de tels accidents, la colonne vertébrale peut supporter des efforts particulièrement élevés dont l'intensité et la distribution dépendent de facteurs anatomiques, qui sont propres à l'anatomie et difficilement modifiables (taille et forme des structures vertébrales, poids, âge et vieillissement, densité osseuse, architecture osseuse, etc.) et de facteurs biomécaniques, qui sont propres aux conditions dans lesquelles l'accident se produit (posture adoptée, sévérité et direction de l'impact, forces musculaires, etc.).

Malheureusement, en dépit de nombreuses études visant à apporter une connaissance plus approfondie des traumatismes de la colonne vertébrale aux niveaux thoracique et lombaire, le rôle de plusieurs facteurs anatomiques et biomécaniques sur les mécanismes lésionnels reste mal compris, voire inconnu. C'est le cas des **ostéophytes vertébraux** (liés au vieillissement), une forme commune d'arthrose osseuse observée sur la colonne vertébrale de 20 à 25% des personnes âgées de 20 à 45 ans et de 73 à 90% des personnes âgées de 60 ans et plus (Nathan, 1962; Pye et al., 2007). C'est également le cas de facteurs biomécaniques tels que le **taux de chargement** (lié à la sévérité de l'impact) et le **profil sagittal rachidien** (lié à la posture adoptée et défini par l'orientation et la forme de la colonne vertébrale dans le plan sagittal).

Ainsi, en s'attardant aux données de la littérature, on remarque que la plupart des études expérimentales réalisées sur des spécimens cadavériques visaient à quantifier la tolérance des structures vertébrales isolées (Ochia et al., 2003; Pintar et al., 1992) et d'unités fonctionnelles vertébrales (Duma et al., 2006). D'autres cherchaient à prédire le risque de fractures osseuses à partir d'indices cliniques tels que la densité minérale osseuse et la morphologie vertébrale (Singer

et al., 1995), le degré de dégénérescence (Shirado et al., 1992) et l'architecture osseuse (Hulme et al., 2007; Zhao et al., 2009) ou à évaluer l'instabilité post-traumatique (Panjabi et al., 1998) et l'atteinte neurologique (Zhu et al., 2008) guidant le choix du traitement chirurgical. Al-Rawahi et al. (2010) ont étudié expérimentalement le rôle des ostéophytes vertébraux sur le comportement biomécanique d'unité fonctionnelles, mais leurs essais ont été réalisés sous des conditions de chargement quasi-statique, sans atteindre la rupture. Les quelques études expérimentales ayant évalué le rôle du taux de chargement sur les traumatismes rachidiens ont été réalisées sur des modèles animaux (Tran et al., 1995; Yingling et al., 1997), des structures isolées (Ivancic et al., 2007; Kazarian & Graves, 1977) ou des unités fonctionnelles (Begeman et al., 1994; Neumann et al., 1996; Osvalder et al., 1993). L'influence du taux de chargement sur des segments humains de plusieurs vertèbres reste donc peu connue. C'est également le cas du profil sagittal rachidien aux niveaux thoracique et lombaire. En effet, peu d'études se sont attardées sur la relation entre le profil sagittal rachidien et les traumatismes rachidiens (Adams & Hutton, 1980; Ewing et al., 1972). De façon globale, ces études datant de plusieurs années ont montré le rôle possible que pouvaient jouer les facettes articulaires dans le mécanisme de blessures.

En complément aux expérimentations, des modèles biomécaniques par éléments finis (MÉFs) ont été développés et exploités, offrant ainsi une plus grande répétitivité, une estimation des paramètres qui ne sont pas mesurables expérimentalement et un moyen d'obtenir des données fiables à faible coût. Mais ces MÉFs présentent certaines lacunes qui limitent leur capacité à reproduire les traumatismes de la colonne vertébrale dans un contexte accidentologique. Parmi ces lacunes, citons entre autres une modélisation géométrique simplifiée (Qiu et al., 2006; Wilcox et al., 2004), une absence de l'appareil ligamentaire (Whyne et al., 2003), un maillage grossier, une modélisation mécanique simplifiée avec l'utilisation de lois de comportement élastique linéaire isotrope (Qiu et al., 2006; Wang et al., 1998, 2000; J. L. Wang et al., 2005), des propriétés mécaniques homogènes, indépendantes du taux de chargement et provenant d'essais quasi-statiques (Qiu et al., 2006; Whyne et al., 2003) ou adaptées à des sollicitations dynamiques de faibles vitesses (Wang et al., 1998, 2000; J. L. Wang et al., 2005) et une validation effectuée dans des conditions ne reproduisant pas les conditions dynamiques réelles conduisant au traumatisme. Pour pallier à ces lacunes, un modèle par éléments finis détaillé d'une unité fonctionnelle L2-L3 a été développé conjointement par le Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille et l'École Polytechnique de Montréal (El-Rich et al., 2009). Ce modèle,

nommé SM2S pour «Spine Model for Safety and Surgery», est l'un des modèles les plus avancés à ce jour pour l'étude exhaustive des traumatismes rachidiens en situation accidentologique.

Ce projet doctoral vise à étudier l'influence des ostéophytes vertébraux, du taux de chargement appliqué et du profil sagittal rachidien sur le comportement lésionnel de la colonne vertébrale en situation accidentologique. Il se divise en deux volets. Le premier volet, axé sur la réalisation d'essais expérimentaux, se focalisera sur l'influence des ostéophytes vertébraux. Le second volet, basé sur le raffinement, la validation et l'exploitation du modèle SM2S, se focalisera sur l'influence du taux de chargement et du profil sagittal rachidien.

La thèse se divise en 8 chapitres. Suite à une revue de littérature pertinente (chapitre 1), la problématique et les objectifs du projet seront exposés (chapitre 2). Ces objectifs seront réalisés par le biais de 4 articles scientifiques (chapitres 3, 4 et 6) et de 2 chapitres complémentaires (chapitres 5 et 7). La thèse se terminera par une discussion générale (chapitre 8) du projet et une conclusion.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale (ou rachis) constitue la pièce maîtresse du squelette axial humain. Ses principales fonctions sont d'assurer la mobilité du tronc, de transmettre au bassin les charges du tronc et de la tête (et réciproquement) et de protéger la moelle épinière de toutes agressions mécaniques. Cette structure complexe polyarticulée se compose d'un empilement successif d'éléments osseux quasi indéformables, les vertèbres, reliées par des éléments déformables, les disques intervertébraux, les ligaments et les muscles.

La colonne vertébrale se compose ainsi de 32 à 34 vertèbres regroupées en cinq parties (figure 1.1a): les vertèbres cervicales (C1 à C7), thoraciques (T1 à T12), lombaires (L1 à L5), sacrées (S1 à S5) et coccygiennes (3 à 5 vertèbres). Dans le plan frontal, la colonne vertébrale saine est rectiligne et symétrique. Dans le plan sagittal, elle présente quatre courbures : une lordose (concavité postérieure) cervicale, une cyphose (convexité postérieure) thoracique, une lordose lombaire et une cyphose sacrée.

Le **profil sagittal rachidien** est défini par l'orientation et la forme de la colonne vertébrale dans le plan sagittal. Aux niveaux thoracique et lombaire, ce profil est caractérisé par la pente sacrée (paramètre d'orientation) et par les angles de lordose lombaire et de cyphose thoracique (paramètres de forme) (figure 1.1b). La pente sacrée est l'angle entre le plateau supérieur de S1 et l'horizontal. Par convention, une pente sacrée positive représente une bascule antérieure du sacrum. Plusieurs méthodes permettent de mesurer les angles de lordose et de cyphose de la colonne vertébrale. Une première méthode mesure l'angle entre le plateau inférieur de la vertèbre caudale et le plateau supérieur de la vertèbre crâniale. Une seconde méthode consiste à utiliser la bissectrice passant entre les plateaux inférieurs et supérieurs des corps vertébraux. Si l'angle est mesuré à partir de S1, c'est toutefois la ligne passant par le plateau supérieur qui est utilisée. Par convention, un angle de courbure positif représente une lordose.

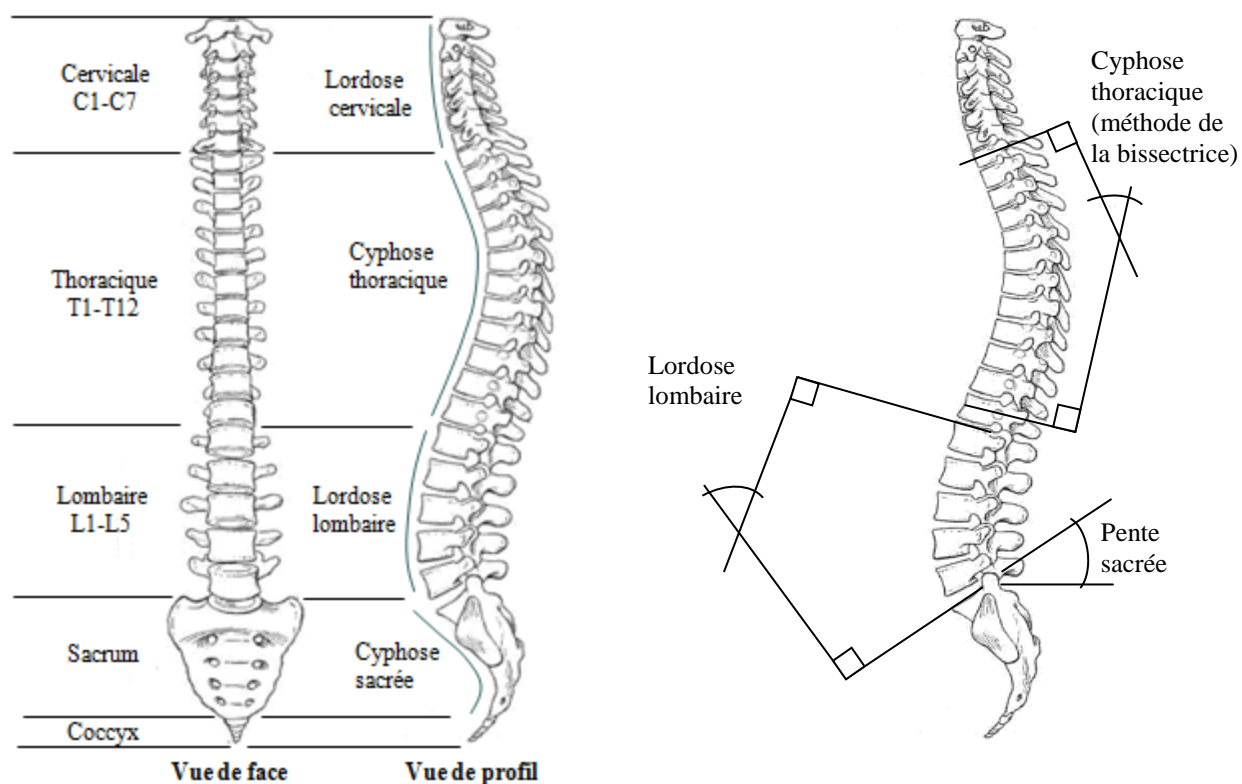


Figure 1.1: a) Composantes osseuses et courbures physiologiques d'une colonne vertébrale saine
 b) Mesures du profil sagittal rachidien. Adaptée de Grey, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 2 mars 2011, tiré de <http://www.bartleby.com> (illustrations 84, 85, 89, 90, 94).

Une vertèbre se compose d'une partie antérieure, le corps vertébral, et d'une partie postérieure, l'arc vertébral (figure 1.2). Le corps vertébral (1) est la partie la plus massive de la vertèbre. Il possède une forme grossièrement cylindrique et sa section transversale présente, dans sa partie postérieure, une légère concavité. L'arc vertébral s'attache à la partie postérieure du corps vertébral via les pédicules (4). L'arc vertébral contient l'isthme vertébral (11), qui sépare les lames (6) des pédicules et unit les facettes articulaires (9, 10). Les apophyses épineuses (2) se fixent à l'arrière de l'arc vertébral, sur la ligne médiane alors que les apophyses transverses (3) se fixent à l'arc vertébral, à la hauteur des apophyses articulaires. L'union du corps et de l'arc vertébral forme le canal rachidien (5) qui loge la moelle épinière. Suivant leur localisation sur les différents étages du rachis, les vertèbres exhibent des différences morphologiques notables. Par

exemple, les vertèbres thoraciques disposent de facettes articulaires additionnelles recevant les côtes. Ce sont les facettes costo-vertébrales (7) et costo-transverses (8).

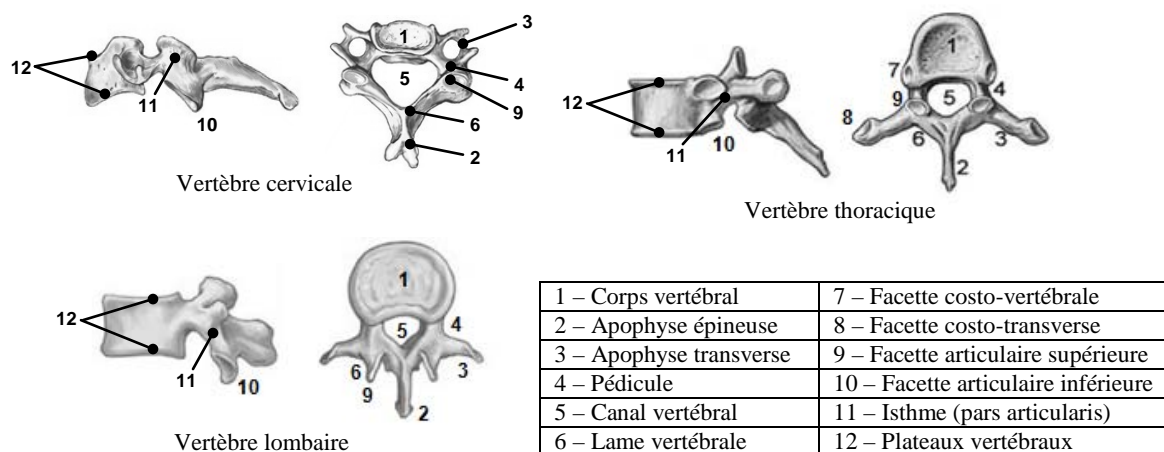


Figure 1.2: Principales composantes des vertèbres cervicale, thoracique et lombaire. Adaptée de Grey, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger. Consulté le 2 mars 2011, tiré de <http://www.bartleby.com> (illustrations 84, 85, 90, 92, 94).

D'un point de vue histologique, la vertèbre est un os irrégulier formé d'os spongieux recouvert d'une mince couche d'os cortical dense. L'os spongieux (poreux ou trabéculaire) est un os ayant une forte porosité (75 à 95%). Il peut être assimilé à un composite dont la matrice serait constituée de plaques et de poutres irrégulières connectées les unes aux autres, et dont les cavités seraient remplies de moelle (figure 1.3a). Ces plaques et poutres portent le nom de trabécules ou travées. Leur épaisseur varie de 100 à 300 μm environ (Grimm, 1999). L'architecture de l'os spongieux dépend de son emplacement anatomique, conditionné de ce fait par le type de sollicitation auquel l'os est soumis. Sur des coupes axiales et sagittales du corps vertébral, il est possible de distinguer des systèmes trabéculaires horizontal, vertical et oblique qui, une fois combinés, agissent comme de véritables lignes de force conditionnant des zones de forte résistance (coins du corps vertébral) et des zones de moindre résistance (région antérieure centrale du corps vertébral) (Heggeness & Doherty, 1997) (figure 1.3b,c). Ces variations régionales d'architecture seront discutées plus en détail à la section 1.3.2.

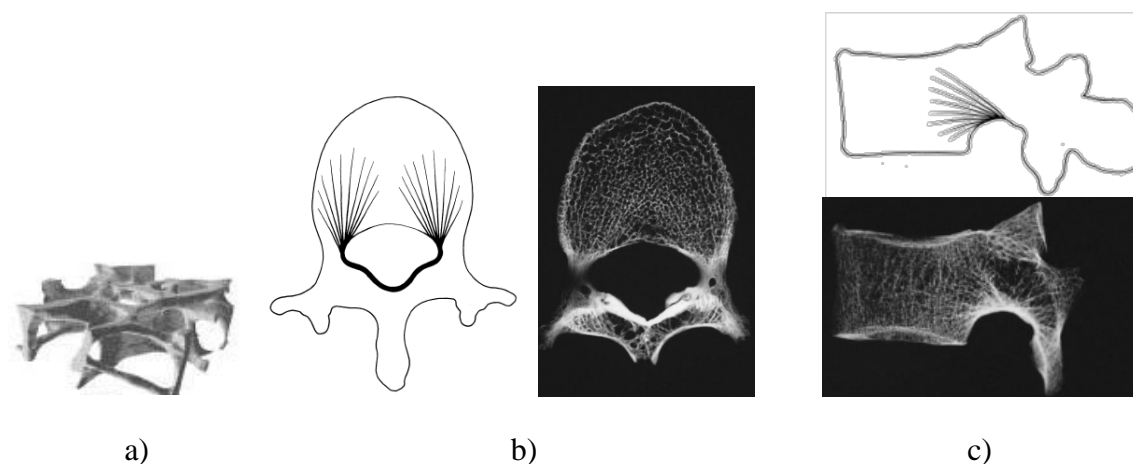


Figure 1.3: a) Structure de l'os spongieux (volume de $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$). Morgan & Keaveny (2001). *Journal of Biomechanics*, 34(5), p. 570. ©2001 Elsevier. Reproduit avec permission; b) Lignes de force sur une coupe coronale du corps vertébral; c) Lignes de force sur une coupe sagittale du corps vertébral. Heggeness & Doherty (1997). *Journal of Anatomy*, 191, p. 310. ©1997 Wiley. Reproduit avec permission.

L'os cortical couvrant la vertèbre est un os dense d'une épaisseur moyenne de 0.4 mm (Silva et al., 1994). Il se distingue de l'os cortical retrouvé sur les os longs et courts, dont l'unité de base est le canal de Havers ou ostéon, et présente une structure analogue à de l'os trabéculaire dense formant un os solide et compact (Ferguson & Steffen, 2003).

L'articulation entre les deux corps vertébraux est une amphiarthrose constituée des plateaux vertébraux adjacents réunis par le disque intervertébral. Le disque intervertébral (figure 1.4a) est formé de trois parties : 1) les plaques cartilagineuses vertébrales, adhérentes aux plateaux vertébraux adjacents, dont la partie centrale est criblée de fins orifices permettant les échanges liquides entre le disque et l'os vertébral, 2) le nucléus pulposus ou noyau au centre, composé d'une masse gélatineuse incompressible, et très fortement hydrophile et 3) l'annulus fibrosus ou anneau fibreux en périphérie, composé d'une succession de lamelles fibro-cartilagineuses concentriques dont les fibres, attachées aux plaques cartilagineuses, s'entrecroisent à chacune des lamelles. Ces fibres, verticales à la périphérie, sont de plus en plus obliques à mesure que l'on s'approche du noyau (angle variant de 0 à 35 degrés par rapport à la verticale). Ainsi, l'anneau constitue une véritable structure capsulo-ligamentaire entourant le noyau.

Entre le sacrum et la base du crâne, de nombreux éléments fibro-ligamentaires assurent la liaison entre les vertèbres (figure 1.4b). Sur le corps vertébral, le ligament longitudinal antérieur (ALL) s'étend de la base du crâne jusqu'au sacrum et relie la face antérieure des corps vertébraux. Le ligament longitudinal postérieur (PLL) s'étend de la base du crâne jusqu'au canal sacré et relie la face postérieure des corps vertébraux. Entre ces deux ligaments de grande étendue ou longitudinaux, la liaison à chaque étage vertébral est assurée par le disque intervertébral. Sur l'arc vertébral, le ligament jaune ou ligamentum flavum (LF), très épais et résistant, est situé à l'intérieur du canal rachidien et relie les lames des vertèbres adjacentes. Le ligament interépineux (ISL), prolongé en arrière par le ligament surépineux (SSL), relie les apophyses épineuses des vertèbres adjacentes alors que le ligament intertransversaire (ITL) s'insère au sommet de chaque apophyse transversaire. Enfin, au niveau des articulations interapophysaires, de puissants ligaments interapophysaires ou capsulaires (CL) renforcent la capsule de ces articulations.

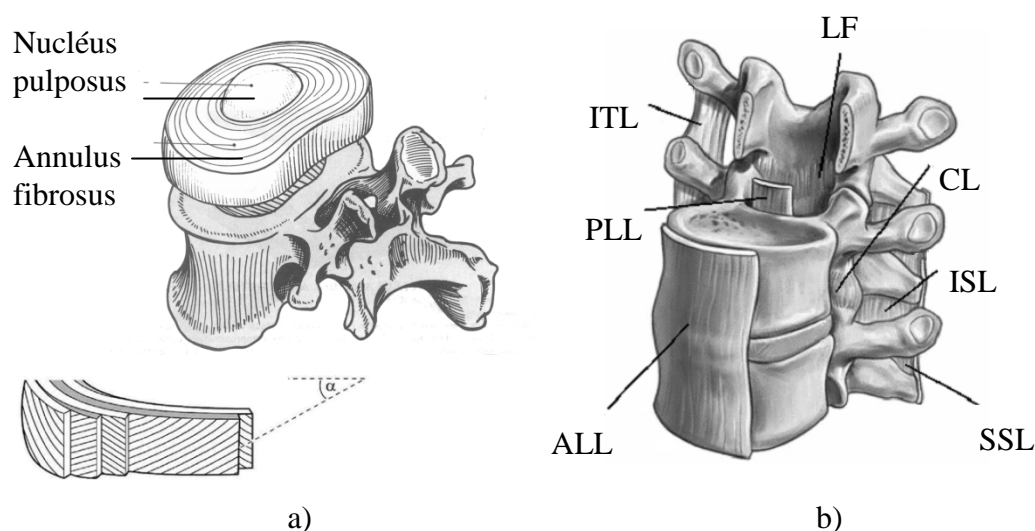


Figure 1.4: a) Composantes du disque intervertébral (tirées de Kapanji, 1996) b) Ligaments rachidiens (tirée de www.spineuniverse.com, consulté le 5 mars 2011).

1.2 Traumatismes de la colonne vertébrale aux étages thoracique et lombaire

1.2.1 Classification

Selon la zone anatomique lésée, quatre types de traumatismes touchent la colonne vertébrale : les fractures osseuses, les ruptures du disque intervertébral, les étirements/déchirements ligamentaires et les lésions médullaires touchant la moelle épinière. Selon la sévérité du traumatisme, une colonne vertébrale lésée peut présenter une ou plusieurs de ces lésions. Pour distinguer les différents traumatismes touchant les niveaux thoraciques et lombaires, et fournir au clinicien des informations sur la sévérité du traumatisme et son risque de progression, de nombreuses classifications ont été suggérées par différents auteurs (Bono et al., 2006; Denis, 1983; Jencean, 2003; Magerl et al., 1994; Malberg, 2001; Patel et al., 2007; Tsou et al., 2006). Ayant pour objectif ultime de guider le clinicien dans le choix du meilleur traitement, ces classifications reposent sur le concept de stabilité vertébrale, défini par White & Panjabi (1990) comme étant «la capacité de la colonne vertébrale à supporter les chargements physiologiques sans induire d'atteintes neurologiques additionnelles, de difformités majeures ou de douleurs incapacitantes». Malheureusement, le transfert de ce concept théorique en un guide pratique et efficace demeure aujourd'hui encore un défi de taille, ce qui explique qu'aucun des systèmes de classification proposés ne fait actuellement l'unanimité (Vaccaro et al., 2004).

Les premières tentatives de classification visaient la reconnaissance et l'identification de traumatismes à la colonne vertébrale similaires (Nicoll, 1949; Watson-Jones, 1943). Holdsworth fut le premier à diviser ces traumatismes comme étant stables ou instables, en se basant sur l'intégrité du complexe ligamentaire postérieur (Holdsworth, 1970). En se basant sur les travaux d'Holdsworth, Kelly et Whitesides (1968) divisèrent la colonne vertébrale en deux parties (colonnes antérieure et postérieure), un concept qui fut par la suite repris par Denis (1983).

1.2.1.1 Classification de Denis (1983)

Un des systèmes les plus fréquemment utilisé est la classification de Denis (1983), qui divise la colonne vertébrale en trois colonnes : la colonne antérieure, centrale et postérieure (figure 1.5). La colonne antérieure est formée du ligament ALL et des portions antérieures du corps vertébral et du disque intervertébral. La colonne centrale est formée du ligament PLL et des portions postérieures du corps vertébral et du disque, alors que la colonne postérieure est composée de

l'arc postérieur et de son complexe ligamentaire (LF, JC, ISL et SSL). Dans cette classification, les traumatismes rachidiens sont classés selon quatre types de fractures : les fractures de compression, les fractures comminutives, les fractures en flexion-distraction et les fractures-dislocations. Le type de fracture est identifié selon le mode de rupture des colonnes antérieures, centrales et postérieures (tableau 1.1). Chaque type est ensuite subdivisé en 3, 4, ou 5 groupes en fonction du mécanisme lésionnel présumé. Le mode de rupture de la colonne centrale est employé pour prédire les risques subséquents d'instabilité et/ou d'atteintes neurologiques.

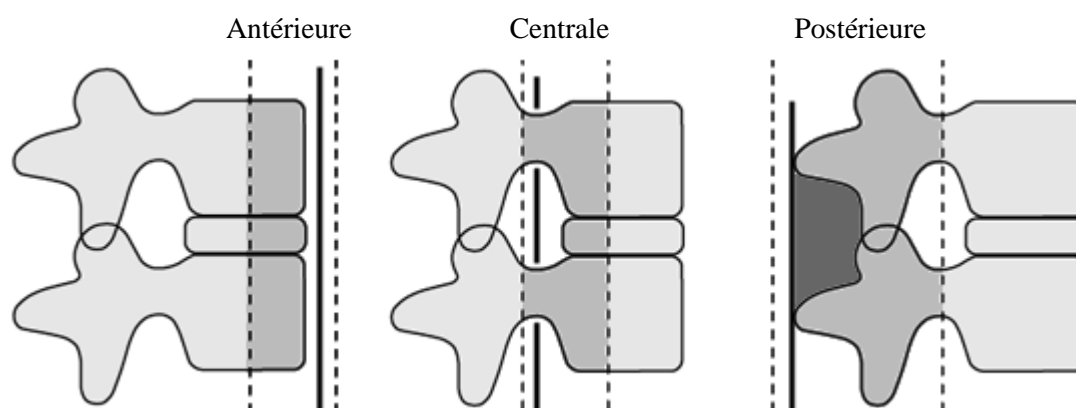


Figure 1.5: Colonne antérieure, centrale et postérieure selon la classification de Denis (tirée de www.bestpractice.bmj.com, consulté le 10 mai 2011).

Tableau 1.1: Modes de rupture des trois colonnes selon le type de traumatismes (Denis, 1983)

Type de fracture	Colonne		
	Antérieure	Centrale	Postérieure
Compression	Compression	Aucune	Aucune ou distraction
Comminutive	Compression	Compression	Aucune
Flexion-distraction	Aucune ou compression	Distraction	Distraction
Fracture-dislocation	Compression ou cisaillement (rotation)	Distraction ou cisaillement (rotation)	Distraction ou cisaillement (rotation)

Cependant, due à sa grande simplicité, la classification de Denis ne permet pas d'identifier avec précision les traumatismes plus complexes (Wood et al., 2005). De plus, ses prémices de base ne

sont pas supportées cliniquement puisque la littérature regorge de cas de fractures comminutives stables traitées avec succès par des méthodes non-chirurgicales.

1.2.1.2 Classification AO de Magerl et al. (1994)

En 1994, une classification plus complète, mieux connue sous le nom de classification AO, fut introduite suite à l'analyse de 1445 traumatismes rachidiens (thoraciques/lombaires) sur une période de 10 ans (Magerl et al., 1994). Basée sur les caractéristiques pathomorphologiques des traumatismes, la classification est d'abord divisée en trois catégories basées sur des mécanismes lésionnels simples : les lésions par compression (type A), les lésions par distraction (type B) et les lésions par rotation axiale ou dislocation (Type C). Chaque type de lésion se divise ensuite en 3 groupes basés sur des critères morphologiques, puis chaque groupe est subdivisé en 2 ou 3 sous-groupes (tableau 1.2), ces sous-groupes étant aussi subdivisés dans certains cas. La sévérité des lésions augmentent du type A au type C, de même qu'à l'intérieur des groupes et sous-groupes. Les figures 1.6, 1.7 et 1.8 présentent des exemples de fractures dans chacun des groupes. Une description détaillée des différentes lésions est présentée à l'annexe A.

Comme la classification de Denis, la classification AO est difficilement exploitable cliniquement. En effet, ces classifications n'obtiennent que des résultats modérés en termes de fiabilité inter-observateur (capacité par les cliniciens de classer de façon identique une même lésion) et de reproductibilité intra-observateur (capacité d'un chirurgien d'identifier de façon identique une même lésion, à des moments différents) (Wood et al., 2005). Toutefois, la classification AO possède l'avantage de décrire de façon exhaustive et d'un point de vue biomécanique l'ensemble des lésions rachidiennes observables cliniquement et offre ainsi une plate-forme de choix pour la documentation et la recherche sur la biomécanique des traumatismes de la colonne vertébrale. C'est pourquoi cette classification sera employée pour décrire les lésions rachidiennes au cours de cette thèse.

Tableau 1.2: Types de traumatismes selon la classification AO (Magerl et al., 1994)

Type de traumatismes	Groupe	Sous-groupe
Type A. Lésions par compression	A1. Fracture de tassement	A1.1 Des plateaux vertébraux
		A1.2 Cunéiforme
		A1.3 Avec affaissement du corps vertébral
	A2. Fracture avec fissuration verticale (split)	A2.1 Sagittale
		A2.2 Coronale
		A2.3 de Pincer
	A3. Fracture comminutive	A3.1 Incomplète
		A3.2 Avec fissuration verticale
		A3.3 Complète
Type B. Lésions par distraction	B1. Distraction postérieure à prédominance ligamentaire	B1.1 Avec distraction transverse du disque
		B1.2 Avec fracture de type A
	B2. Distraction postérieure à prédominance osseuse	B2.1 Avec fracture transverse complète (fracture de Chance)
		B2.2 Avec distraction du disque
		B2.3 Avec fracture de type A
	B3. Distraction antérieure à travers le disque	B3.1 Hyperextension-subluxation
		B3.2 Hyperextension-spondylolyse
		B3.3 Avec dislocation postérieure
Type C. Lésions par rotation axiale	C1. Fracture de type A avec rotation	C1.1 Cunéiforme
		C1.2 Avec fissuration verticale
		C1.3 Comminutive
	C2. Fracture de type B avec rotation	C2.1 Traumatisme de type B1
		C2.2 Traumatisme de type B2
	C3. Traumatisme avec rotation et cisaillement	C3.1 Fracture en tranche (slice)
		C3.2 Fracture oblique

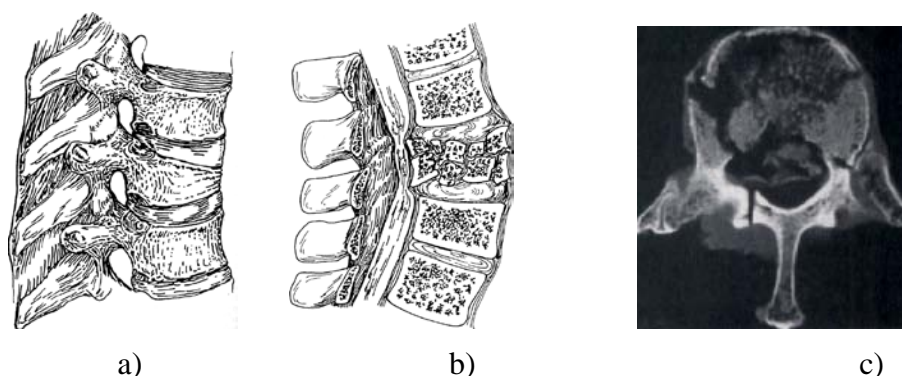


Figure 1.6: Exemples de lésions par compression a) Fracture cunéiforme (type A1.2) b) Fracture comminutive complète (type A3.3) (tirées de Galli et al., 1989) c) Coupe axiale CT-scan d'une fracture comminutive. Panjabi et al. (1995). Spine, 20(10), p. 1125. ©1995 Wolters Kluwer. Reproduit avec permission.

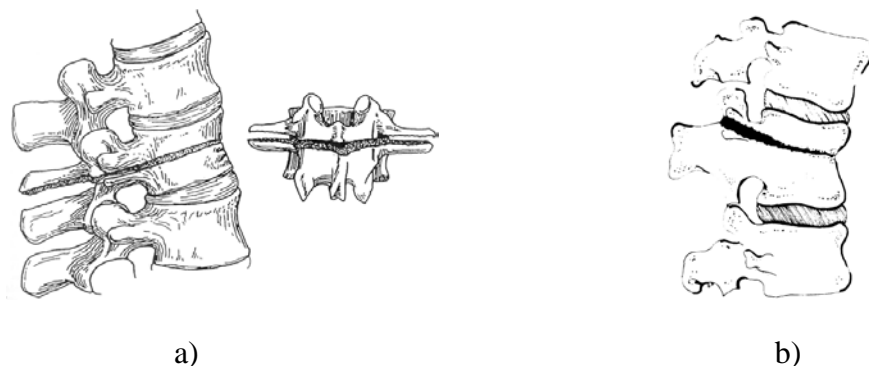


Figure 1.7: Exemples de lésions par distraction postérieure : a) fracture transverse complète passant par le centre des pédicules aussi appelée fracture de Chance (type B2.1) (tirée de Galli et al., 1989) b) fracture transverse s'arrêtant à la base de l'apophyse épineuse (type B1.2). Gumley et al. (1982) J Bone Joint Surg Br, 64(5), 520-525. ©1982 British Editorial Society of Bone and Joint Surgery. Reproduit avec permission.



Figure 1.8: Exemple d'une lésion par rotation axiale (type C3.1). Sances et al. (1984) Crit Rev Biomed Eng, 11(1), 1-76. ©1984 Begell house inc. Publishers. Reproduit avec permission.

1.2.1.3 Autres classifications

Afin de remédier aux limites de la classification de Denis (1983), McAfee et al. (1983) ont proposé une classification basée sur les mécanismes de rupture de la colonne centrale et ont divisé les traumatismes en 6 catégories, distinguant les fractures comminutives stables et instables. McCormack et al.(1994) ont pour leur part établi une classification prédisant le risque de rupture d'une instrumentation sur de courts segments. Mieux connue sous le nom de «Load Sharing Classification», cette classification assigne des points selon le degré de comminution du corps-vertébral, le degré de dispersion des fragments vertébraux et le degré de cyphose requis pour la correction. Ces classifications démontrent toutefois une pauvre fiabilité, offrent peu d'information pour le pronostic et sont peu utilisés (Bono et al., 2006; Patel & Vaccaro, 2010).

Vaccaro et al. (2005) ont ainsi proposé le TLCIS (Thoracolumbar Classification and Injury and Severity Score), une classification basée sur la morphologie du traumatisme telle qu'observée sur les radiographies, l'intégrité du complexe ligamentaire postérieur et le statut neurologique du patient. Les premières utilisations du TLCIS démontrent la fiabilité et la validité de cette classification. Toutefois, des évaluations complémentaires sont nécessaires pour définir son utilité clinique et ses limites potentielles (Patel & Vaccaro, 2010).

1.2.1.4 Traumatismes non-classifiées

Bien qu'elle soit exhaustive, la classification de Magerl et al. (1994) n'intègre pas les hernies discales puisque qu'elles sont rarement le résultat d'un trauma. Elles sont plutôt le résultat d'une charge répétée. Les hernies sont des lésions se produisant lorsqu'un disque s'affaiblit, se fissure ou se rompt et qu'une partie du noyau gélatineux fait irruption dans la région antérieure ou postérieure du disque (figure 1.9). Lorsque le noyau comprime des racines nerveuses, l'hernie résulte en une lombalgie (douleur lombaire). Ces lésions se produisent généralement chez les patients disposant d'un nucléus plutôt sain, mais d'un annulus modérément dégénéré (Adams & Hutton, 1982). Le noyau gélatineux peut également faire irruption à travers le plateau vertébral et produire un nodule de Schmorl. Une telle lésion est généralement suivie d'une ossification du cartilage à l'interface entre le disque et le corps vertébral (Sances et al., 1984).

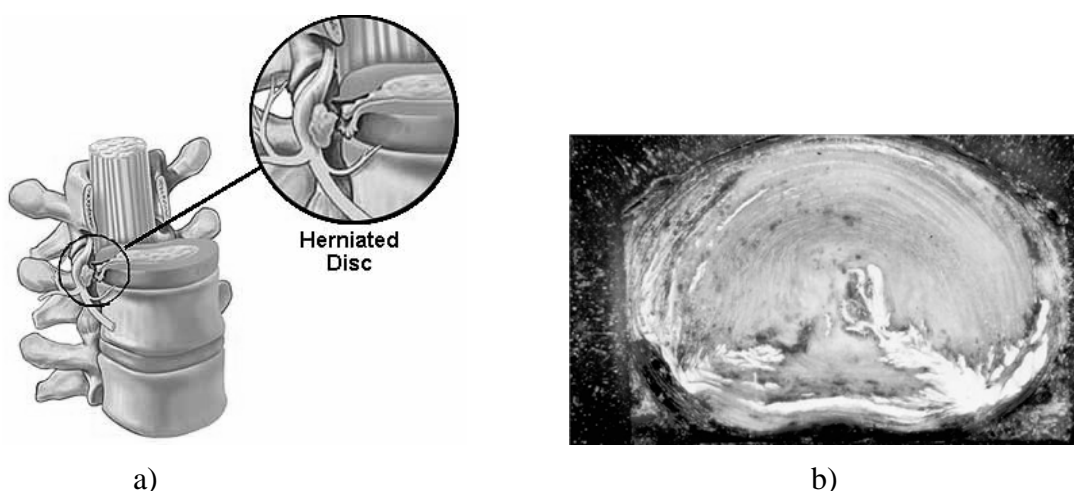


Figure 1.9: a) Schématisation d'une hernie discale (tirée de www.spineuniverse.com, consultée le 20 juin 2011) b) Coupe axiale d'un disque avec hernie (tirée de Kraaijeveld et al., 2008).

1.2.2 Données épidémiologiques

En Amérique du Nord, on recense plus de 30,000 traumatismes à la colonne vertébrale chaque année (ICIS; Sundgren et al., 2007) et on estime actuellement que plus de 200,000 individus vivent avec un tel traumatisme. Ces traumatismes représentent un fardeau socio-économique de taille, comme en témoigne le million de jours-invalidité qu'elles provoquent chaque année au Canada (ICIS). En Europe, les statistiques sont tout aussi alarmantes puisque plus de 22,000 nouveaux traumatismes sont recensés chaque année. Mais les traumatismes à la colonne vertébrale ne touchent pas seulement les pays industrialisés. Dans les pays en voie de développement, leur incidence augmente continuellement et proportionnellement à la croissance industrielle et au nombre de véhicules à moteur en circulation (Roohi et al., 2006).

1.2.2.1 Principales causes

Selon Leucht et al. (2009), les chutes accidentelles de haute énergie (d'une hauteur supérieure à 2 mètres) sont la principale cause de traumatismes à la colonne vertébrale (39%), suivies des accidents de la circulation routière (26.5%), des chutes de faible énergie (20%) et des activités sportives (5.2%) (figure 1.10). Les accidents de la circulation routière demeurent toutefois la principale cause de lésions médullaires, étant responsables de 35 à 45% des cas (O'Connor, 2002; Pickett et al., 2006).

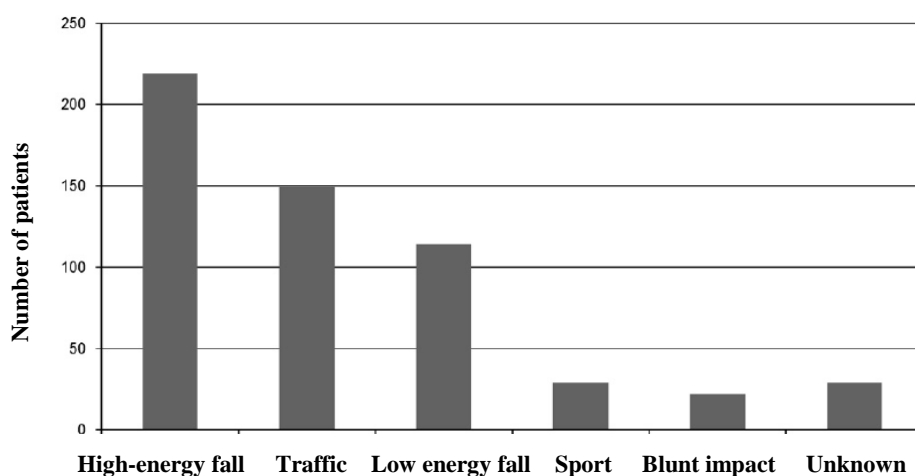


Figure 1.10: Principales causes de traumatismes à la colonne vertébrale. Leucht et al., (2009). Injury, 40(2), p. 168 ©2009 Elsevier. Reproduit avec permission.

Notons que les accidents de la circulation routière comptent pour 75% des collisions impliquant un véhicule à moteur, les autres collisions se produisant hors de la voie publique (Chiron et al., 2000), et regroupent les accidents de voitures (58%), de motocyclettes (23%), de bicyclettes (11%) et ceux impliquant un piéton (6%) (Leucht et al., 2009). Parmi les accidents se produisant hors de la voie publique, les traumatismes à la colonne vertébrale sont les blessures les plus fréquentes lors d'accidents impliquant un véhicule tout terrain (VTT) (Balthrop et al., 2007), l'éjection d'un pilote d'avion de chasse (Lewis, 2006) ou un écrasement d'hélicoptère (Scullion et al., 1987). Concernant le type de fracture lié à ces accidents, les fractures par compression (type A) résultent principalement de chutes accidentelles (de haute et basse énergies) et d'accidents de la circulation routière alors que les fractures par distraction résultent de traumatismes à haute énergie (accidents de la circulation routière et chutes de haute énergie). Les fractures par rotation (type C) sont principalement causées par les accidents de la circulation routière (Leucht et al., 2009).

1.2.2.2 Distribution par groupes d'âge et par sexe

Les deux tiers des traumatismes à la colonne vertébrale touchent les hommes, la majorité de ces hommes étant âgés entre 20 et 50 ans (figure 1.11). Chez les femmes, la majorité des traumatismes se produisent entre 60 et 80 ans (Hu et al., 1996; Leucht et al., 2009) dû à l'incidence plus élevée d'ostéoporose chez les femmes de ce groupe d'âge. Les fractures par compression (type A) sont aussi fréquentes chez les hommes que chez les femmes, alors que les fractures par distraction (type B) et par rotation (type C) sont plus fréquentes chez les hommes. Ce dernier résultat suggère que les hommes sont plus susceptibles de subir des traumatismes de haute énergie en raison de leurs professions ou de leurs activités récréatives (Leucht et al., 2009).

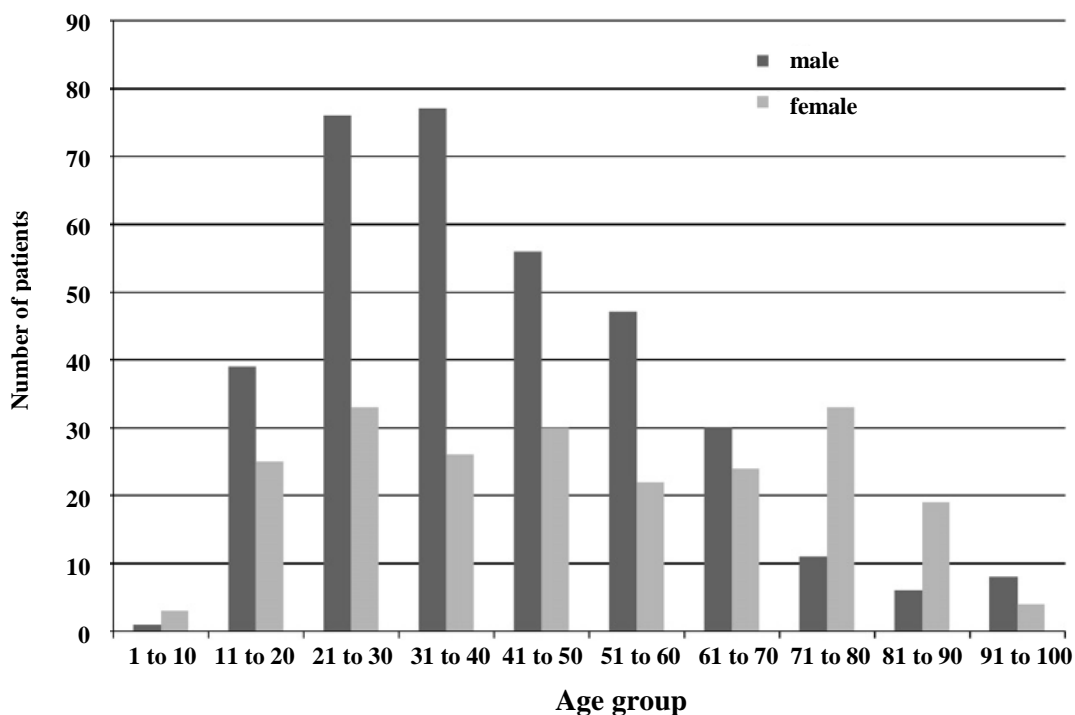


Figure 1.11: Traumatismes à la colonne vertébrale par groupe d'âge. Leucht et al. (2009). Injury, 40(2), p. 167 ©2009 Elsevier. Reproduit avec permission.

1.2.2.3 Localisation des traumatismes rachidiens et blessures concomitantes

Une étude rétrospective publiée par Leucht et al. (2009) a démontré que plus de la moitié des fractures de la colonne vertébrale touchait le segment lombaire (50%), suivi du segment thoracique (28.8%) et du segment cervical (20.8%). La majorité de ces fractures touche plus précisément la jonction thoracolombaire, alors que les vertèbres thoraciques hautes (T1, T2, etc.) et lombaires basses (L4, L5) seraient les moins touchées (Holmes et al., 2001; Leucht et al., 2009; Magerl et al., 1994). Les fractures de la colonne vertébrale s'accompagnent de blessures concomitantes dans 54% des cas, incluant des blessures aux membres inférieurs et supérieurs (26.3% des cas de blessures concomitantes), à la tête (19.3%), au thorax (18.5%), au bassin (4.8%) et à l'abdomen (2.8%). Une seconde fracture vertébrale est présente dans 21 à 23% des cas (Leucht et al., 2009; Magerl et al., 1994). Le nombre de vertèbres fracturées représente d'ailleurs le plus fort indice prédisant une blessure concomitante, suivi de la présence d'une fracture de type C, du sexe de la victime et de l'occurrence d'un déficit neurologique.

1.2.2.4 Fréquence et distribution des types de traumatismes

Les fractures de compression (type A) représentent de 55% à 66% des traumatismes répertoriés aux segments thoracique et lombaire de la colonne vertébrale (Magerl et al., 1994), dont plus de la moitié sont des fractures stables. Les fractures par distraction (type B) se produisent dans environ 15 à 17% des cas alors que les fractures par rotation (type C) se produisent dans 18% à 20% des cas. La majorité des fractures de compression se produisent à la jonction thoracolombaire alors que les fractures causées par un mécanisme de distraction (type B) se produisent plus fréquemment au niveau cervical et autour de la jonction thoracolombaire (figure 1.12). Les fractures de type C, pour leur part, se produisent plus fréquemment au niveau du rachis lombaire.

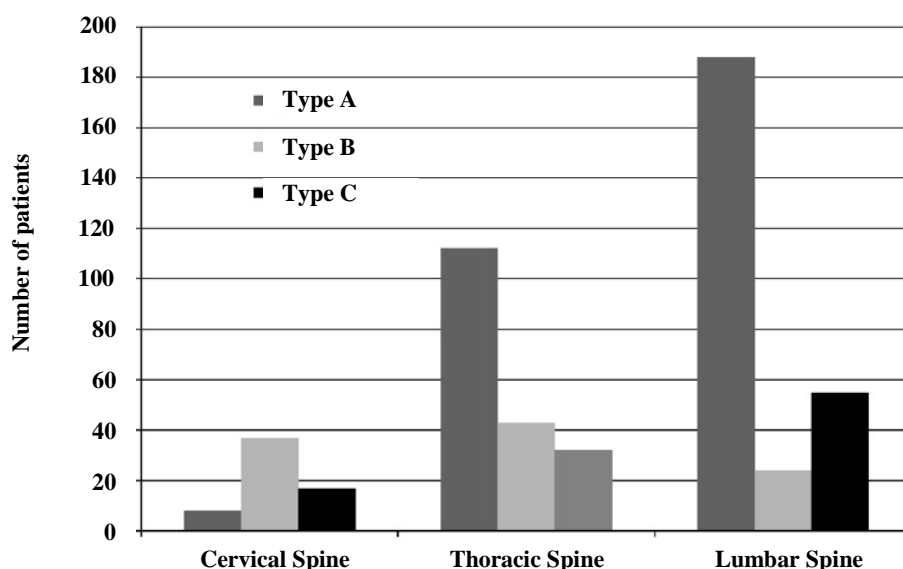


Figure 1.12: Fréquence des types de lésions par niveau vertébral. Leucht et al., (2009). Injury, 40(2), 170 ©2009 Elsevier. Reproduit avec permission.

1.2.2.5 Incidence d'un déficit neurologique

Bien que les traumatismes à la colonne vertébrale ne soient pas les plus fréquentes, leurs conséquences peuvent être dévastatrices. En effet, dans 15% à 25% des cas, ces blessures provoquent une lésion médullaire responsable d'un déficit neurologique qui modifie à jamais la vie de la personne atteinte et de son entourage (ICIS; Leucht et al., 2009; Magerl et al., 1994). L'Association canadienne des paraplégiques estime que 36,000 personnes atteintes de lésions

médullaires vivent actuellement au Canada et qu'environ 900 nouveaux cas sont diagnostiqués chaque année. Les lésions médullaires touchent les hommes dans une proportion de 3:1, et se produisent généralement entre 15 et 34 ans (ICIS). En prenant en considération les soins de longue durée, la réadaptation physique et sociale, et la perte de productivité, le coût d'une lésion médullaire qui paralysera une personne à vie s'élève à plus d'un million de dollars (Conroy et al., 2006; DeVivo, 1997; Sundgren et al., 2007), ce qui représente un coût exorbitant pour la société.

Les risques associés à un déficit neurologique sont moindres à mesure que l'on se rapproche du sacrum puisque les segments inférieurs de la colonne présentent une augmentation du diamètre du canal rachidien ainsi qu'une réduction du diamètre de la moelle épinière. Les fractures de type A causent un déficit neurologique dans seulement 11% des cas. Pour ce type de fractures, seules les fractures comminutives sont à risque de provoquer une lésion médullaire. Une fracture de type B s'accompagne d'une lésion médullaire dans 46% des cas alors que ce pourcentage augmente à près de 52% en présence d'une fracture de type C (Leucht et al., 2009).

1.3 Expérimentations et biomécanique lésionnelle de la colonne vertébrale

Mieux comprendre le comportement mécanique lésionnel de la colonne vertébrale et de ses composantes a été le sujet des premières études expérimentales et scientifiques portant sur la biomécanique rachidienne. Mais de par la complexité de cette structure qu'est la colonne vertébrale, de nombreuses questions sur la caractérisation des propriétés mécaniques à la rupture et sur les facteurs influençant les traumatismes rachidiens demeurent sans réponse. Il convient donc d'exposer où en sont les connaissances sur le sujet et surtout, quels sont les défis à relever.

1.3.1 Caractérisation des propriétés mécaniques à la rupture de la colonne vertébrale et de ses composantes

1.3.1.1 Tissu osseux vertébral

Le tissu osseux est un matériau anisotrope hétérogène présentant un comportement visco-élasto-plastique plutôt non-linéaire et dissymétrique (i.e. différent en tension et en compression). La densité minérale élevée de l'os cortical et la structure alvéolaire de l'os spongieux font que ces matériaux présentent des propriétés mécaniques bien distinctes, qui dépendent fortement du site

anatomique de l'échantillon, de l'âge, de la variabilité biologique et des conditions expérimentales (technique de mesure, condition du spécimen, taux de chargement, etc.). Au niveau de la vertèbre, la majorité des études expérimentales ont caractérisé l'os spongieux, compte tenu de la complexité à isoler expérimentalement la mince couche d'os cortical entourant la vertèbre. Ces propriétés sont présentées à titre indicatif à l'annexe B.

La caractérisation mécanique de cubes isolés d'os spongieux en compression a ainsi permis de poser plusieurs constats sur le comportement à la rupture de l'os vertébral. D'abord, Weaver et Chalmers (1966) ont démontré que les propriétés de l'os spongieux des vertèbres L3, L4 et L5 étaient très similaires. Ils conclurent que la variation de résistance mécanique observée entre les différents niveaux vertébraux serait principalement causée par la variation de la taille des vertèbres. Lindhal (1976) a pour sa part observé sur des courbes force-déplacement que l'os spongieux (déshydraté, c.-à-d. sans moelle osseuse) exhibait différents types de comportement après la rupture :

- Le type I perd de sa résistance après rupture (figure 1.13a) et se produit dans 13% des cas.
- Le type II maintient sa résistance après rupture (figure 1.13b) et se produit dans 49% des cas.
- Le type III augmente sa résistance après rupture (figure 1.13c). Supérieur aux types 1 et 2 d'un point de vue biomécanique, il se produit dans 38% des cas (et principalement chez les hommes âgés de 40 et moins).

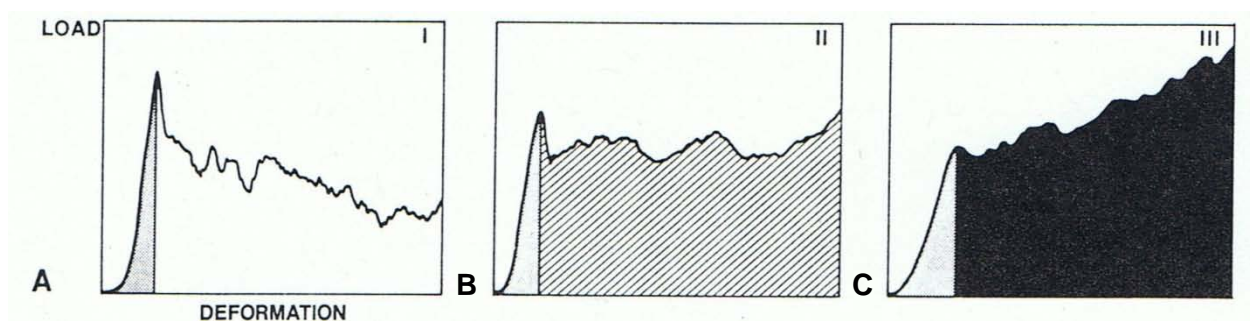


Figure 1.13: Types de comportement observés après rupture de cubes isolés d'os spongieux déshydraté soumis à des tests de compression a) Type I : perte de résistance mécanique b) Type II : maintien de la résistance mécanique c) Type III : augmentation de la résistance mécanique. Adaptée de Lindahl, O. (1976). *Acta Orthop Scand*, 47(1), 11-13. ©1976 Taylor & Francis. Reproduit avec permission.

Le tissu osseux est également un matériau qui s'endommage. D'un point de vue mécanique, l'endommagement est une perte de continuité du matériau occasionnant une dégradation des propriétés mécaniques. D'un point de vue physique, il se manifeste par l'apparition de fissures ou de cavités. La présence d'endommagement au niveau de l'os aurait également des répercussions biologiques. En effet, les microfissures présentes à l'échelle de l'os sain pourraient jouer un rôle-clé dans le processus de remodelage et d'adaptation de l'os (Martin & Burr, 1982).

L'étude de l'endommagement devrait donc répondre aux deux questions suivantes : quels sont les dommages physiques observés? Quelles modifications ces dommages physiques occasionnent-ils au niveau des propriétés matérielles? Trois méthodes indépendantes mais complémentaires sont utilisées pour caractériser l'endommagement : 1) la caractérisation basée sur la dégradation des propriétés mécaniques, 2) la caractérisation de l'endommagement physique basée sur des techniques histologiques et histomorphométriques, et 3) la caractérisation en temps réel basée sur l'émission acoustique.

S'agissant de la première méthode de caractérisation, l'accumulation d'endommagement se manifeste mécaniquement par un comportement contrainte-déformation inélastique (déviation du comportement élastique). Cependant, l'os exhibe également des comportements inélastiques causés par de l'écoulement plastique (aucun changement des propriétés du matériau mais création de déformations irréversibles) et visqueux (processus dissipatif augmentant la rigidité avec le taux de déformation, sans déformations irréversibles). Si un échantillon d'os cortical est soumis à un essai de traction uniaxiale, la courbe contrainte-déformation peut-être divisée en trois phases : la phase élastique (I), la phase inélastique (II) et la phase de rupture (III) (figure 1.14). Par conséquent, la déformation totale (ϵ_T) est la somme de la déformation élastique (ϵ_E) et inélastique due à l'accumulation d'endommagement (ϵ_d), d'écoulement plastique (ϵ_p) et des effets visqueux (ϵ_v), de sorte que $\epsilon_T = \epsilon_E + \epsilon_d + \epsilon_p + \epsilon_v$.

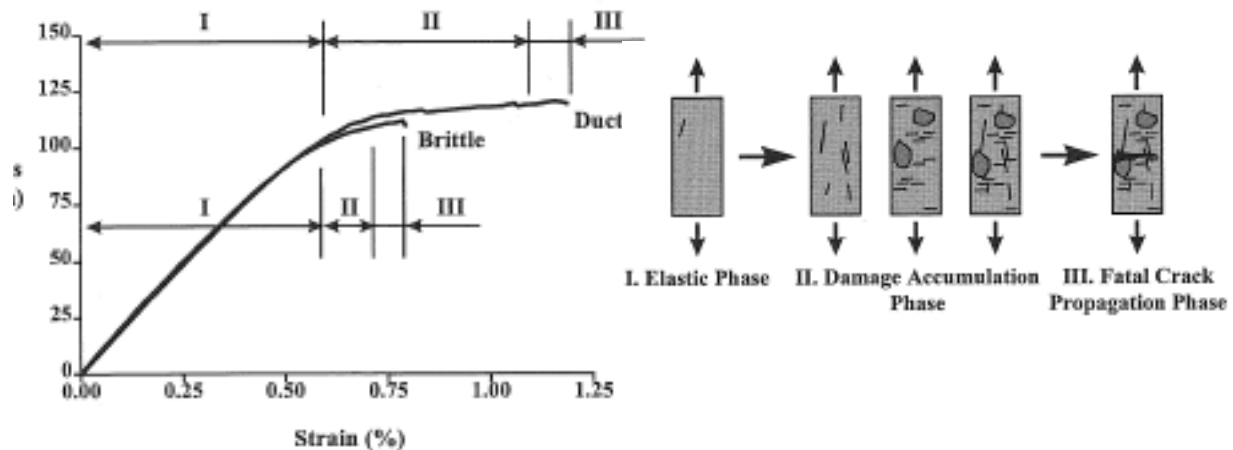


Figure 1.14: Phases élastiques (I), inélastiques (II) et de rupture (III) de courbes contrainte-déformation d'un essai de traction uniaxiale d'os cortical. Deux comportements sont ici présentés, l'un ductile et l'autre, plus fragile (tirée de Jepsen et al., 2001).

Toutefois, un essai uniaxial à la rupture ne permet pas de distinguer la contribution de l'endommagement, de la plasticité et de la viscosité à la déformation inélastique. Pour ce faire, il est nécessaire d'observer les caractéristiques des courbes de chargement/déchargement. La figure 1.15a présente un comportement «parfaitement endommagé», c'est-à-dire où l'endommagement est totalement responsable de la phase inélastique et la courbe revient au point de zéro contrainte, zéro déformation. Les figures 1.15b et 1.15c présentent respectivement des comportements parfaitement plastique et parfaitement viscoélastique. La figure 1.15d présente une courbe issue d'un essai réel de traction d'os cortical. La courbe montre des caractéristiques propres à chacun des comportements. Par exemple, la réduction de rigidité durant la phase de déchargement confirme la présence d'endommagement. La rigidité et la résistance ultime sont les propriétés mécaniques les plus utilisées pour mesurer l'état d'endommagement.

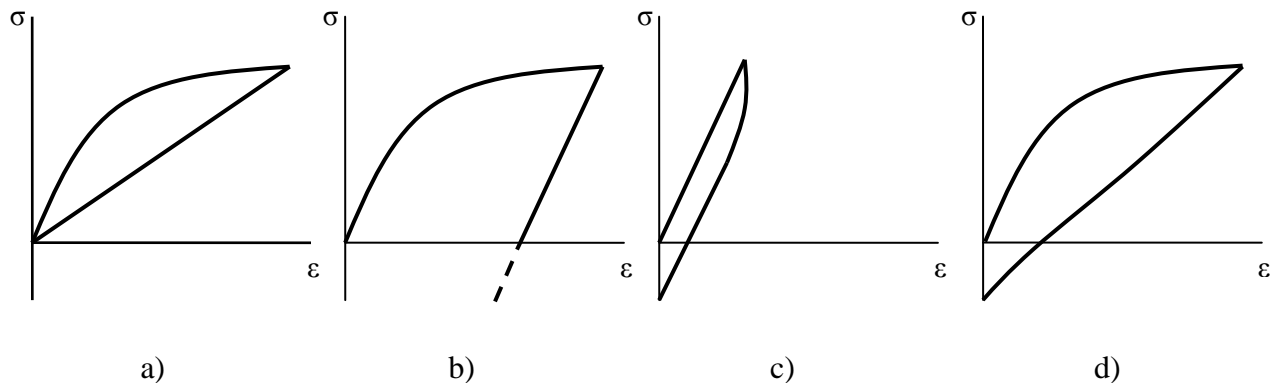


Figure 1.15: Courbes contrainte-déformation représentant divers comportements inélastiques a) comportement «parfaitement endommagé» b) comportement parfaitement plastique c) comportement parfaitement viscoélastique d) comportement de l'os cortical en traction uniaxiale (adaptée de Jepsen et al., 2001).

En mécanique continue, l'état d'endommagement d'un matériau est caractérisé par une variable d'état interne. Pour un matériau «parfaitement endommagé» soumis à un essai de traction uniaxiale, la perte de continuité mène à une perte de rigidité. L'état endommagé peut donc être représenté par une relation contrainte-déformation effective telle que :

$$\sigma = E(1-D)\varepsilon$$

où σ = contrainte, ε = déformation et E = module de Young initial (sans dommage). Le paramètre d'endommagement D est souvent interprété comme le ratio entre l'aire endommagée (sans chargement) et l'aire totale. Le module effectif s'écrit donc $E_{\text{effectif}} = E(1-D)$. Le paramètre $D = 1 - E_{\text{effectif}} / E$ est un des paramètres d'endommagement les plus communs. Dans un contexte clinique, mesurer l'endommagement par le biais de la résistance ultime peut s'avérer plus utile qu'une mesure de rigidité. Cependant, caractériser l'endommagement par la résistance ultime est une tâche beaucoup plus complexe puisqu'il est difficile d'établir une valeur de référence, les tests étant alors destructifs (Jepsen et al., 2001).

De nombreux paramètres influencent les propriétés mécaniques du tissu osseux. Les principaux sont la densité osseuse et le taux de déformation.

- Influence de la densité osseuse

En dépit de la grande variabilité des propriétés mécaniques de l'os, plusieurs études expérimentales (Keaveny et al., 1997; Keller, 1994; Keller et al., 1989; Kopperdahl & Keaveny, 1998; Morgan et al., 2003; Shim et al., 2005) ont établi une corrélation entre la densité osseuse apparente (rapport entre la masse du spécimen mouillé, sans gras ni moelle mais non séché et son volume total), la densité d'os frais normalisée (rapport entre la masse du spécimen complet et son volume total, divisé par une densité unitaire de 1 g/cm^3) ou la densité de cendres (rapport entre la masse des cendres du spécimen et son volume total) et les propriétés mécaniques (module d'élasticité E et contrainte ultime) de l'os spongieux d'une vertèbre soumis à des sollicitations en compression quasi-statique (voir l'annexe B). Ces relations sont principalement utilisées pour dériver les propriétés mécaniques locales d'une vertèbre à partir d'images médicales. Aucune relation n'a été établie pour l'os cortical d'une vertèbre, les relations existantes portant principalement sur l'os cortical du fémur.

- Influence du taux de chargement ou du taux (vitesse) de déformation

Lors d'une fracture, l'os est généralement soumis à des taux de déformation (ou de chargement) au-delà des valeurs physiologiques mesurées expérimentalement. Par exemple, l'os est soumis à des taux de déformation variant de 0.005 à 0.08 s^{-1} durant la marche, et d'environ 0.050 s^{-1} lors d'une course à pied. En situation de crash automobile, ce taux de déformation peut atteindre 25 s^{-1} (Hansen et al., 2008) au niveau du tibia et plus de 7.5 s^{-1} au niveau d'une unité fonctionnelle vertébrale (Delerba, 2001b). C'est pourquoi de nombreuses études ont étudié l'effet du taux de déformation sur les propriétés mécaniques de l'os vertébral.

Comprimant des spécimens hydratés d'os spongieux humains et bovins ($n = 124$) à des taux de déformation lent (0.001 s^{-1}) et rapide (10.0 s^{-1}), Carter et Hayes (1977) ont démontré que le mécanisme d'absorption des chocs par l'os spongieux est amplifié par la présence de moelle osseuse, particulièrement en situation dynamique. Non seulement la présence de moelle osseuse produit des courbes force-déplacement de types II et III, mais elle augmente significativement la rigidité, la résistance mécanique et l'énergie à la rupture des spécimens. Cet effet est plus important à des taux de chargement rapide. En effet, l'affaissement d'un nombre plus important de trabécules contraint le mouvement de la moelle osseuse, fournissant ainsi un coussin

hydraulique résistant à la compression. Ce mécanisme serait à l'origine de la variation des propriétés mécaniques de l'os en fonction du taux de chargement. Le maintien ou l'augmentation de la résistance mécanique suite à la rupture (courbes de type II et III) serait le résultat de la compaction complète des trabécules, permettant ainsi à l'os spongieux de résister de nouveau aux efforts de compression. Carter et Hayes (1977) ont établi une relation unique entre le module d'élasticité, la densité apparente et le module d'élasticité de l'os spongieux. Shim et al. (2005) ont spécifiquement caractérisé les propriétés mécaniques de l'os spongieux de vertèbres cervicales humaines ($n = 25$) en compression dynamique pour différents taux de déformation ($\dot{\epsilon} = 100\text{-}1000 \text{ s}^{-1}$) (figure 1.16) et établi une relation entre la contrainte ultime, la densité apparente et le taux de déformation. Ces relations sont présentées à l'annexe B.

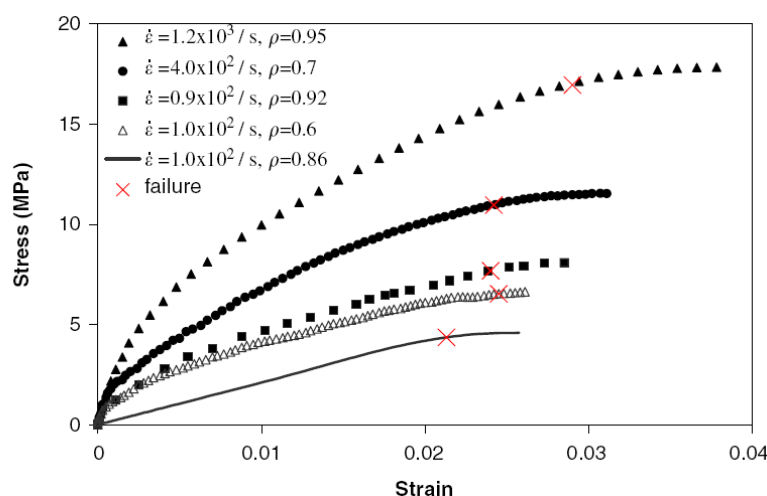


Figure 1.16: Courbes contraintes-déformations obtenues d'échantillons d'os spongieux de vertèbres cervicales soumis à des essais de compression dynamique à différents taux de déformation. Shim et al. (2005) International Journal of Impact Engineering, 32, 525-540. ©2005 Elsevier. Reproduit avec permission.

Aucune corrélation n'a été établie entre l'os cortical d'une vertèbre humaine et le taux de déformation. La majorité des études ont été réalisées sur des fémurs et des tibias humains (Hansen et al., 2008; McElhaney, 1966) ou bovins (Pithioux et al., 2004). Les études sur spécimens humains ont notamment démontré que l'os cortical devient plus rigide et plus fragile lorsque la vitesse de déformation augmente. L'énergie à la rupture serait maximale pour un taux de déformation variant entre 0.01 et 0.1 s^{-1} . Les relations les plus fréquemment utilisées sont

celles de McElhaney (1966), qui testa des cubes taillés dans des fémurs humains et bovins en compression pour un large éventail de taux de déformation ($0.001 \leq \dot{\epsilon} \leq 300 \text{ s}^{-1}$). Ces relations sont détaillées à l'annexe B.

1.3.1.2 Corps vertébral

De nombreux auteurs ont caractérisé expérimentalement les paramètres à la rupture de vertèbres ou de corps vertébraux isolés en compression (Hansson et al., 1980; Kazarian & Graves, 1977; Myers et al., 1994; Ochia et al., 2003; Perey, 1957). Une grande variabilité est observée entre les valeurs publiées (1860-11000N), certainement dû aux différences de montages expérimentaux, de conditions d'essais et d'âge des spécimens cadavériques. Plusieurs tendances peuvent toutefois être dégagées de ces essais. En effet, Kazarian et Graves (1977) ont clairement démontré l'influence significative du taux de chargement et du niveau vertébral sur la rigidité et les paramètres à la rupture des corps vertébraux au niveau thoracique (T1 à T12). De même, Ochia et al. (2003) ont démontré l'influence significative du taux de chargement sur la contrainte d'écoulement et l'énergie à la rupture de corps vertébraux au niveau lombaire (L4 et L5). Cette influence ne serait pas significative au niveau des plateaux vertébraux, ce qui expliquerait leur risque plus élevé de fractures lors de chargements dynamiques à hautes vitesses. Garo (2010) a pour sa part démontré une corrélation entre l'effort maximal que peut supporter le corps vertébral en compression dynamique et la densité d'os trabéculaire mesurée sur des images CT-scan.

Aucun consensus n'est établi entre la contribution relative de l'os cortical et de l'os spongieux à la résistance mécanique du corps vertébral. Selon Rockoff et al. (1969), l'os spongieux contribuerait à la résistance mécanique dans une proportion variant entre 25 et 55% selon la densité de cendres mesurée et l'âge du spécimen. Cette contribution serait de seulement 10% selon McBroom et al. (1985).

1.3.1.3 Disque intervertébral

Le disque intervertébral est une structure poro-viscoélastique et biphasique dont les propriétés mécaniques sont non-linéaires et anisotropes. La plupart des études sur le disque sain et dégénéré

ont cherché à caractériser son comportement mécanique par des tests d'élasticité, de fluage, de relaxation et d'hystérésis, principalement en compression quasi-statique, ou via des techniques d'imagerie (Benneker et al., 2005; Nguyen et al., 2008). Bien que quelques études aient caractérisé les propriétés mécaniques du disque lors de sollicitations cycliques (en fatigue) (Chagnon et al., 2010; Yu et al., 2003), peu d'études ont caractérisé ses propriétés à la rupture lors de sollicitations dynamiques non-cycliques.

La rupture du disque intervertébral ou hernie discale (protrusion du matériel nucléaire à travers les couches fissurées de l'annulus) est rarement le résultat d'une charge excessive ponctuelle, à moins qu'une fracture osseuse sévère ne soit présente. En effet, l'os vertébral fracture bien avant l'apparition de lésions sur le disque (Brown et al., 2008). Les seules études rapportant une rupture spontanée du disque sont celles de Farfan et al. (1970) et de Adams et Hutton (1982), qui appliquèrent respectivement de la torsion sur des unités fonctionnelles saines et dégénérées, et de la compression (impact) sur des unités fonctionnelles intactes en hyperflexion. Les mécanismes lésionnels décrits dans ces études sont toutefois peu fidèles à la réalité, suggérant ainsi que de nouvelles expérimentations sont nécessaires afin d'approfondir nos connaissances sur le potentiel de rupture du disque intervertébral lorsque soumis à une charge excessive ponctuelle. Pour l'instant, la rupture du disque serait plutôt un processus dégénératif lent s'échelonnant sur une longue période (Yu et al., 2003), tel que démontré lors d'essais de fatigue combinant ou non des sollicitations axiales, en flexion et en torsion.

1.3.1.4 Ligaments rachidiens

Les ligaments sont des tissus viscoélastiques fibreux (Yahia et al., 1990; Yahia et al., 1991) au comportement hautement non-linéaire. Lorsqu'isolés et soumis à des essais de traction uniaxiale, les ligaments rachidiens présentent une courbe de comportement F-D de forme sigmoïdale, caractérisée par une première zone de faible rigidité appelée zone neutre ou «toe region» (ZN), suivie d'une zone de rigidité constante dite élastique (ZE), et d'une zone inélastique avec endommagement et plasticité (ZI) qui précède la rupture du ligament (figure 1.17). Les paramètres mécaniques caractérisant la rupture et l'endommagement des corps vertébraux (force, déplacement, énergie, contrainte et déformation à la rupture) s'appliquent également aux ligaments rachidiens.

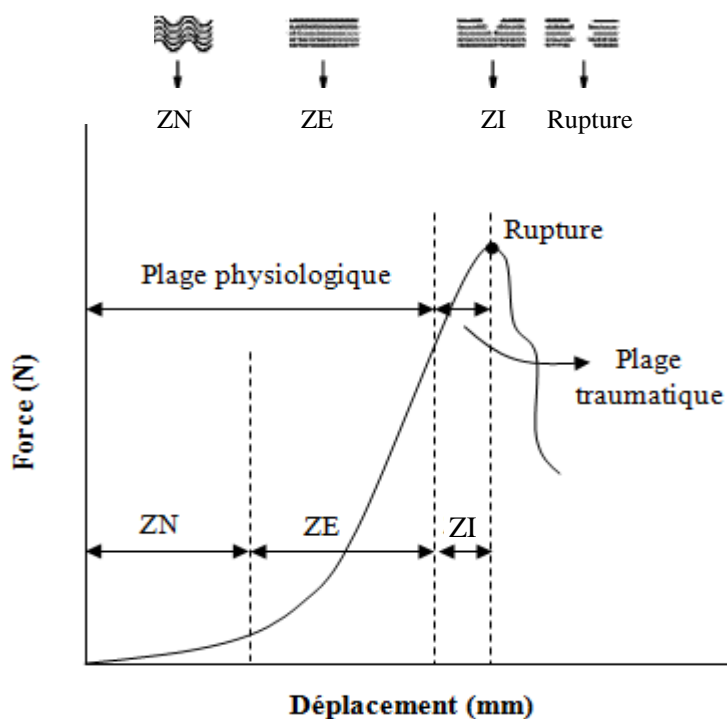


Figure 1.17: Courbe force-déplacement typique obtenue d'un test de traction axiale d'un ligament rachidien.

La majorité des études *in vitro* ont caractérisé les ligaments isolés du rachis cervical à la rupture, tant pour des taux d'élongation faibles (≤ 25 mm/s) (Myklebust et al., 1988; Yoganandan et al., 2000) qu'élevées (≥ 250 mm/s) (Ivancic et al., 2007; Lucas et al., 2007; Yoganandan, Pintar, et al., 1989). Ces nombreuses études ont permis de démontrer que les caractéristiques mécaniques des ligaments rachidiens cervicaux ne dépendent pas seulement de leur composition spécifique (% de collagène et % d'élastine) et de leur géométrie, mais également du taux d'élongation (comportement viscoélastique). Ainsi, lorsque soumis à des taux d'élongation élevés, les ligaments rachidiens cervicaux rompent à une force plus élevée mais à un déplacement moindre qu'à de faibles taux d'élongation. Ils sont également plus rigides et absorbent moins d'énergie. Aux niveaux thoracique et lombaire, Myklebust et al. (1988), Chazal et al. (1985) et Pintar et al. (1992) ont mesuré les propriétés biomécaniques des six principaux ligaments rachidiens isolés (ALL, PLL, LF, JC, ISL et SSL) à un taux d'élongation variant de 0.017 à 10 mm/s, et montré que les ligaments les plus éloignés du centre de rotation, tels que les ligaments ALL et SSL, présentent l'énergie à la rupture la plus élevée. Ces ligaments sont également ceux qui supportent le plus de force et d'élongation à la rupture.

À ce jour, aucune étude n'a caractérisé les ligaments humains thoraciques et lombaires à un taux d'élongation élevé. Les plus récentes études ont toutefois évalué les caractéristiques viscoélastiques et à la rupture de fascicules ligamentaires lombaires (tirés de ligaments PLL) de modèles porcins (Lucas et al., 2009), et suggéré que les contraintes, forces et élongations à la rupture sont sensibles au taux de déformation, lorsque celui-ci varie entre 0.5 et 85 s⁻¹. Outre le taux de déformation, plusieurs observations suggèrent l'âge comme un facteur influençant les propriétés mécaniques et la dégénérescence des ligaments (Haut, 1983; Yahia et al., 1989). Cependant, peu d'informations quantitatives sont disponibles afin de distinguer les propriétés mécaniques à la rupture des ligaments en fonction de l'âge.

1.3.1.5 Unités fonctionnelles et segments rachidiens

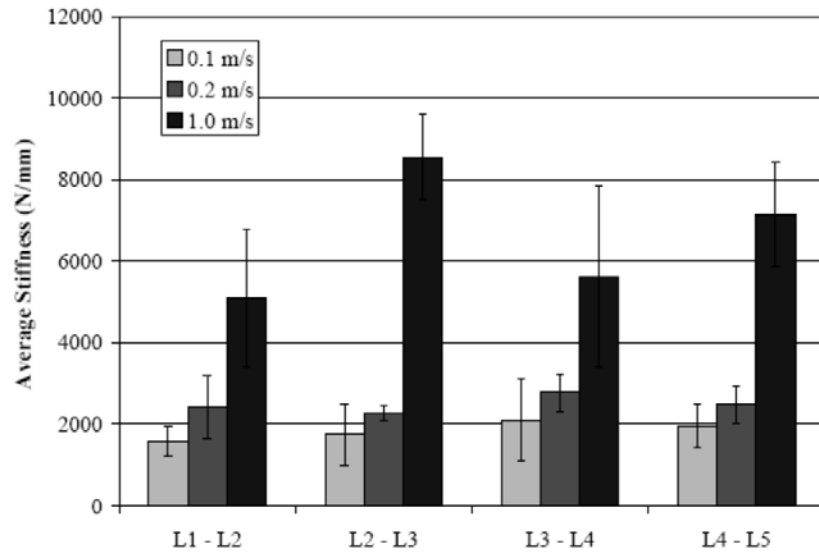
De nombreuses études expérimentales ont employé des unités fonctionnelles vertébrales (UFV), composées d'un disque intervertébral, des vertèbres adjacentes complètes et de leur complexe ligamentaire, pour mesurer la tolérance mécanique de la colonne vertébrale sous des sollicitations quasi-statiques (vitesses de sollicitation variant entre 0.002 et 0.025 mm/s) en compression axiale (avec ou sans pré-flexion) (Yoganandan, Ray, et al., 1989), cisaillement pur (Begeman et al., 1994; Sundarajan et al., 2005; Yingling & McGill, 1999) et torsion (Farfan et al., 1970).

Ces études indiquent par exemple qu'en **compression axiale**, une force de 2000 à 13000 N est nécessaire pour provoquer la rupture du spécimen (Adams & Hutton, 1982; Yoganandan, Ray, et al., 1989; Zhao et al., 2009). Cette large plage de valeurs serait non seulement attribuable aux différents protocoles expérimentaux proposés, mais également à l'âge et au degré de dégénérescence des spécimens testés. En effet, Yoganandan et al. (1989) ont montré une différence significative entre la force à la rupture de spécimens normaux (11030 ± 1420 N) et celle de spécimens dégénérés (5300 ± 290 N). Ces résultats sont en accord avec ceux de Hutton et Adams (1982), qui observèrent une différence significative entre la force à la rupture de spécimens jeunes (22 à 46 ans ; 10219 ± 1711 N) et de spécimens plus âgés (29 à 73 ans ; 5591 ± 1633 N). Ces tendances sont les mêmes en ce qui a trait à la limite d'écoulement, définie comme le moment où s'initie le traumatisme, et identifiée comme la force précédant la baisse de rigidité du spécimen (Yoganandan, Ray, et al., 1989).

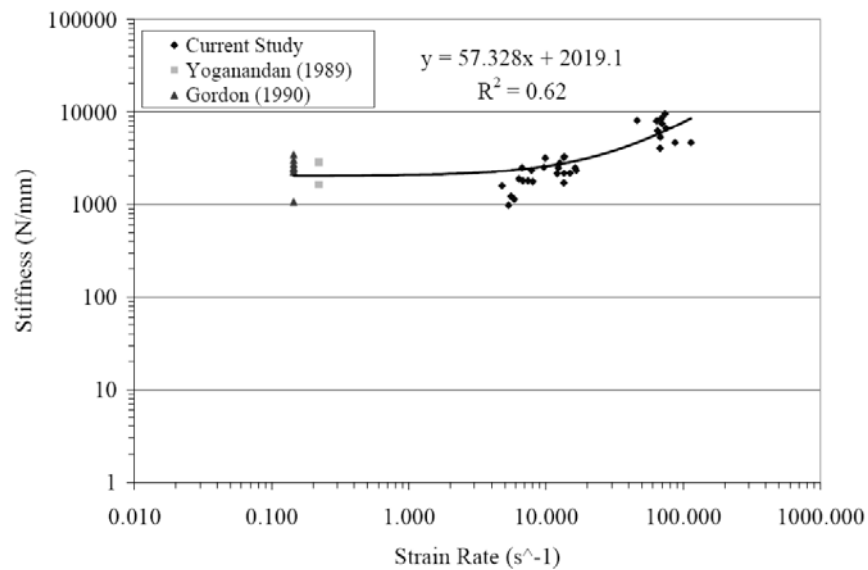
Très peu d'études ont toutefois caractérisé le comportement biomécanique jusqu'à la rupture d'unités fonctionnelles sous des sollicitations dynamiques (non cycliques). Duma et al. (2006) ont évalué les paramètres à la rupture de 4 UFV lombaires **en compression** dynamique, à un taux de déplacement de 1 m/s. Une force à la rupture variant de 11200 à 13068 N, un déplacement à la rupture variant de 1.94 à 2.29 mm et un moment de force à la rupture variant entre 47 et 88 N-m furent mesurés lors des essais.

Utilisant un montage similaire, Kemper et al. (2007) ont démontré l'influence du taux de déformation ($\dot{\epsilon}$) sur la rigidité **en compression** (K_{COMP}) en testant 11 unités fonctionnelles lombaires à des vitesses de chargement (ou taux de déplacement) de 0.1, 0.2 et 1 m/s (figure 1.18a). En combinant ces données aux résultats d'études similaires réalisées en mode quasi-statique (Gordon et al., 1991; Yoganandan, Ray, et al., 1989), une relation linéaire entre K_{COMP} et $\dot{\epsilon}$ fut établie, soit : $K_{COMP} = 57.328\dot{\epsilon} + 2019$ (figure 1.18b).

Le taux de chargement influence aussi les paramètres à la rupture et le type de fracture en **compression**. En effet, lorsque comparé à un chargement quasi-statique, l'application d'un chargement dynamique augmente la force à la rupture d'une UFV, mais réduit le déplacement à la rupture (Yingling et al., 1997). De plus, un chargement dynamique provoque une fracture touchant l'ensemble du corps vertébral alors qu'un chargement quasi-statique provoque une fracture exclusivement au niveau du plateau vertébral. Ainsi, pour des impacts de même énergie, un chargement dynamique lent produira une fracture de la vertèbre avec une faible occlusion du canal rachidien, contrairement à un chargement dynamique rapide, qui produira une occlusion considérable du canal rachidien (Tran et al., 1995).



a)



b)

Figure 1.18: a) Effet de la vitesse de chargement sur la rigidité en compression d'unités fonctionnelles lombaires b) Relation entre la rigidité en compression et le taux de déformation. (tirée de Kemper et al., 2007).

Le taux de chargement influence aussi les paramètres à la rupture et le type de fracture en **compression**. En effet, lorsque comparé à un chargement quasi-statique, l'application d'un chargement dynamique augmente la force à la rupture d'une UFV, mais réduit le déplacement à

la rupture (Yingling et al., 1997). De plus, un chargement dynamique provoque une fracture touchant l'ensemble du corps vertébral alors qu'un chargement quasi-statique provoque une fracture exclusivement au niveau du plateau vertébral. Ainsi, pour des impacts de même énergie, un chargement dynamique lent produira une fracture de la vertèbre avec une faible occlusion du canal rachidien, contrairement à un chargement dynamique rapide, qui produira une occlusion considérable du canal rachidien (Tran et al., 1995).

Le taux de chargement influence également le comportement biomécanique des UFVs en **flexion-distraction** (Neumann et al., 1995; Neumann et al., 1996; Osvalder et al., 1993), **cisaillement antérieur** (Begeman et al., 1994; Yingling & McGill, 1999) et **cisaillement latéral** (Sundarajan et al., 2005). Dans tous les cas, l'augmentation du taux de chargement conduit à une augmentation de la charge à la rupture ainsi qu'à différentes lésions.

1.3.1.6 Segments complets de colonne vertébrale

Peu d'études ont caractérisé le comportement à la rupture de segments thoraciques/lombaires ou de colonnes vertébrales complètes en mode quasi-statique ou dynamique, principalement due à leur instabilité mécanique lorsque dépourvus du système musculaire, et lorsque soumis à certains types de chargement.

Demetropoulos et al. (1998) ont pour leur part caractérisé le comportement dynamique de 10 colonnes lombaires humaines T12-L5 en **tension, compression, flexion, extension, inflexion latérale et cisaillement** (antérieur, postérieur et latéral) sous des sollicitations **dynamiques lentes** (figure 1.19a). Tous les tests furent réalisés en déplacement contrôlé, à un taux de déplacement de 0.1 m/s, jusqu'à ce que le déplacement maximal prédéterminé pour chacune des sollicitations soit atteint. Ce déplacement maximal étant sous le seuil lésionnel, aucun paramètre à la rupture ne fut extrait de ces essais. Seules la rigidité et la force ou le moment maximal(e) atteint(e) durant l'essai furent extraits des courbes force-déplacement et moment-déplacement angulaire. Ces courbes présentaient un comportement non-linéaire typique des tissus mous caractérisé par une région initiale de faible rigidité suivie d'une région de plus grande rigidité. De grandes différences furent observées entre les résultats des essais sur segments lombaires complets et ceux réalisés sur des UFVs. Ceci serait dû au montage qui, négligeant l'effet du système musculaire, offre aux segments lombaires une grande mobilité.

Duma et al. (2006) ont comprimé dynamiquement deux segments lombaires T12-L5 à une vitesse de 1 m/s (figure 1.19b) et constaté une réduction de la force à la rupture (5009–5911 N) et une augmentation du moment à la rupture (165-237 N-m) par rapport aux valeurs obtenues sur des unités fonctionnelles. Ils conclurent que la stabilité mécanique de la colonne lombaire joue un rôle critique sur sa tolérance mécanique. Demetropoulos et al. (1999) ont pour leur part mesuré le comportement dynamique en **flexion** et en **extension** de 11 segments humains et cadavériques lombaire T12-L5 à un taux de déplacement de 4 m/s. Simulant expérimentalement l'effet des muscles érecteurs en flexion, les auteurs ont démontré l'influence du contrôle postural sur la rigidité et la stabilité du segment en flexion.

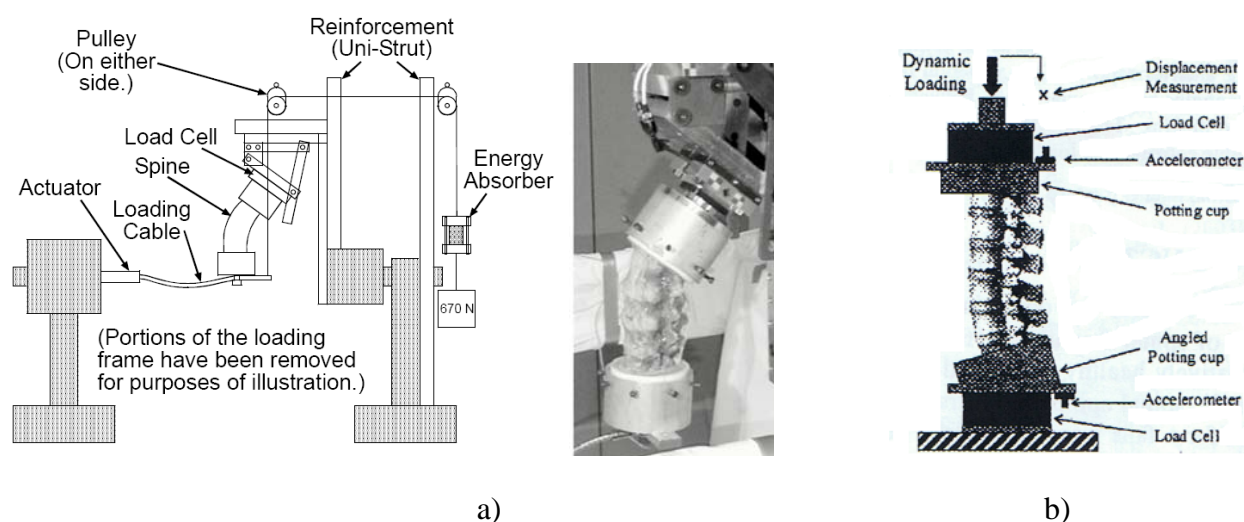


Figure 1.19: Montages utilisés pour caractériser le comportement biomécanique de segments lombaires T12-L5 a) Flexion/extension (tirée de Demetropoulos et al., 1999) b) Compression axiale (tirée de Duma et al., 2006).

Pour éviter l'instabilité de la colonne vertébrale, deux techniques sont généralement employées. La première consiste à utiliser des spécimens rachidiens de 3 vertèbres (figure 1.20a). De tels spécimens ont notamment été employés pour reproduire expérimentalement des fractures comminutives et étudier la mobilité post-traumatique (Kifune et al., 1995; Oxland et al., 1994; Panjabi et al., 1994), les variations post-traumatiques du diamètre du canal rachidien (Kifune et al., 1997) et son obturation per- et post-traumatique. La seconde technique consiste à appliquer

un «follower load», qui simule les effets musculaires et la gravité en appliquant un chargement suivant la courbure du rachis et passant par le centre de rotation des segments vertébraux (figure 1.20b) (Patwardhan et al., 1999; Stanley et al., 2004). L'emploi d'un «follower load» requiert toutefois un montage complexe. À ce jour, aucune étude n'a utilisé de «follower load» pour étudier le comportement à la rupture de la colonne vertébrale.

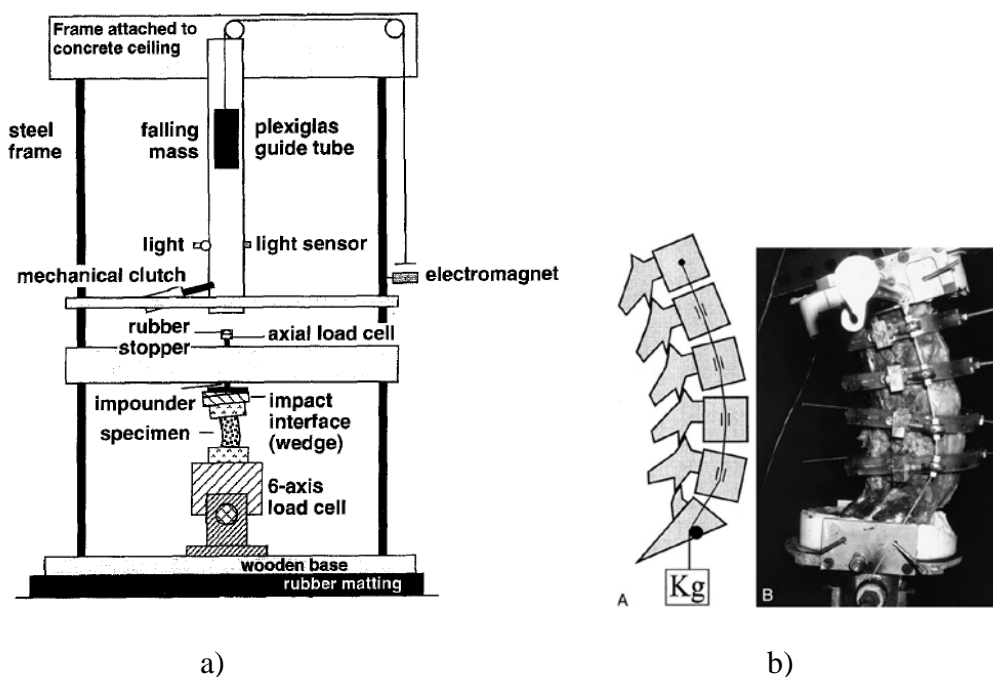


Figure 1.20: a) Montage utilisé pour produire des fractures comminutives sur des segments thoracolumbaires T11-L1. Kifune et al. (1995) Eur Spine J, 4(2), 98-103. ©1995 Springer. Reproduit avec permission. b) Montage utilisant un «follower load». Patwardhan et al. (1999) Spine, 24(10), 1003-1009. ©1999 Lippincott Williams and Wilkins. Reproduit avec permission.

1.3.1.7 Sujets humains complets et substituts anthropomorphes

Quelques études seulement ont évalué la réponse mécanique de la colonne vertébrale à partir de sujets cadavériques complets. Deux de ces études ont notamment mesuré les efforts subis sur la colonne vertébrale de sujets en position assise soumise à des décélérations horizontales (Begeman et al., 1973) ou verticales (Hakim & King, 1976). Ces études sont présentées plus en détail à la section 1.3.1.

Plus récemment, Lopez-Valdes et al. (2010) ont comparé la cinématique de la colonne vertébrale de sujets cadavériques ($n = 3$) à celle du mannequin anthropomorphe masculin Hybrid III (50^{ième} percentile) lors d'impacts frontaux à basse (9 km/h) et à haute vitesse (40 km/h). Les mannequins anthropomorphes sont des substituts humains certifiés, instrumentés et réutilisables largement utilisés par les constructeurs automobiles lors d'essais de choc (terme traduit de l'anglais «crash test»). Utilisant un système de capture du mouvement 3D et des marqueurs rigidement fixés au crâne, au bassin et aux vertèbres T1, T8, L2 et L4, les sujets et le mannequin étaient assis sur un siège plat rigide, le torse et la tête supportés par un système de câbles reproduisant l'effet du dossier, et retenus par une ceinture conventionnelle 3-points. Les résultats démontrent qu'à faible vitesse, le bassin et le bas de la colonne vertébrale des sujets cadavériques atteignent leur course maximale bien avant la tête et le haut de la colonne vertébrale. À haute vitesse, toutes les structures anatomiques atteignent leur course maximale au même moment. À l'opposé, la trajectoire du mannequin anthropomorphe est indépendante de la vitesse d'impact. De plus, les déplacements du mannequin sont largement inférieurs à ceux des sujets cadavériques, indépendamment de la vitesse d'impact. Plusieurs raisons peuvent expliquer ces résultats :

- D'abord, la colonne lombaire du mannequin Hybrid III présente une courbure cyphotique, contrairement à la colonne lombaire de l'humain qui présente une courbure lordotique ;
- Ensuite, contrairement aux segments cadavériques humains, la réponse mécanique de la colonne lombaire du mannequin Hybrid III tient compte de la contribution des muscles et de la pression abdominale, ce qui expliquerait sa plus grande rigidité dans toutes les directions (Begeman et al., 1994; Demotopoulos et al., 1999; Demotopoulos et al., 1998).

La réponse du mannequin Hybrid III ne peut donc pas être comparée directement à celle mesurée sur segments cadavériques isolés sans simuler expérimentalement l'effet du système musculaire.

Bien que le mannequin du 50^{ième} percentile Hybrid III soit le mannequin standard utilisé pour les essais de choc frontal, d'autres mannequins sont disponibles. Parmi ces mannequins, citons le THOR, qui présente une colonne vertébrale poly-articulée et beaucoup plus détaillée, mais pour lequel peu de données sur la réponse isolée de la colonne sont disponibles. Citons également le SID, le BioSID et l'EuroSID, tous développés pour des chocs latéraux.

Mais en dépit de leur grande utilisation, l'exploitation de ces mannequins ne représente pas la solution idéale puisqu'elle ne donne qu'un aperçu global des lésions que subirait un occupant dans divers scénarios d'accident. Des substituts humains plus évolués sont aujourd'hui nécessaires pour fournir des données plus précises sur le risque lésionnel et ce, spécifiquement au niveau de la colonne vertébrale.

1.3.2 Facteurs anatomiques et biomécaniques influençant les traumatismes rachidiens

Outre les propriétés mécaniques, de nombreux facteurs ont également une influence sur la nature des traumatismes de la colonne vertébrale (site d'initiation et nature du traumatisme, sévérité, localisation, etc.). On distingue les facteurs anatomiques, qui sont propres à l'anatomie et difficilement modifiables, et les facteurs biomécaniques, qui sont propres aux conditions dans lesquelles l'accident se produit (tableau 1.3). Ces facteurs influenceront la résistance mécanique (et autres propriétés) de la colonne vertébrale et/ou le chargement appliqué (Christiansen & Bouxsein, 2010). Les sections suivantes présentent une revue des facteurs qui méritent une attention particulière.

Tableau 1.3 – Liste des principaux facteurs anatomiques et biomécaniques pouvant influencer la nature des traumatismes de la colonne vertébrale

Type de facteur	Facteur
Anatomique	<ul style="list-style-type: none"> - Âge - Taille et forme des structures vertébrales - Poids - Vieillesse et condition ostéo-articulaire (dégénérescence du disque intervertébral, calcification des ligaments et joints articulaires, présence d'ostéophytes vertébraux et d'ostéoporose, etc.) - Densité osseuse - Architecture osseuse
Biomécanique	<ul style="list-style-type: none"> - Posture adoptée (profil sagittal (courbure et orientation de la colonne vertébrale)) - Sévérité de l'impact - Direction de l'impact - Forces musculaires

1.3.2.1 Influence du taux de chargement (ou de la vitesse de déformation)

En modulant les propriétés mécaniques des composantes de la colonne vertébrale, le taux de chargement influencerait la nature des traumatismes rachidiens. Néanmoins, peu d'études expérimentales ont évalué cette influence. Yingling et al. (1997) ont démontré sur des spécimens porcins qu'une compression quasi-statique induisait une fracture localisée au niveau des plateaux vertébraux, alors qu'une compression dynamique provoquait une fracture du corps vertébral. Begeman et al. (1994) ont montré sur des unités fonctionnelles humaines au niveau lombaire qu'un cisaillement antérieur appliqué de façon quasi-statique produisait des lésions différentes qu'un cisaillement antérieur appliqué de façon dynamique. Utilisant des spécimens bovins, Tran et al. (1995) ont observé qu'à des niveaux d'énergie équivalents, un impact rapide (durée de 20 ms) du spécimen produisait une occlusion plus importante du canal rachidien qu'un impact lent (durée de 400 ms).

1.3.2.2 Influence du profil sagittal rachidien

De façon générale, très peu d'études se sont intéressées à l'influence du profil sagittal rachidien thoracique et lombaire au moment de l'accident sur le risque lésionnel et les traumatismes encourus de la colonne vertébrale. Pourtant, les études épidémiologiques démontrent qu'une forte proportion des traumatismes à la colonne vertébrale se produit sur la route, alors que la victime est en position assise de conduite. Chabert et al. (1998) ont d'ailleurs observé une grande variabilité dans la configuration sagittale rachidienne des conducteurs automobiles. Menée sur une cohorte de 20 sujets sains (11 hommes et 9 femmes âgées entre 24 et 53 ans), leur étude radiologique a démontré que la pente sacrée des conducteurs automobiles pouvait varier de -35° à $+20^{\circ}$ et que la lordose mesurée entre le sacrum et L1 pouvait varier de -11° à $+48^{\circ}$. Ces variations seraient dues à la variabilité morphologique des conducteurs et à leurs habitudes posturales (inclinaison du siège, du dossier, etc.) basées principalement sur le confort (Andersson et al., 1979; Harrison et al., 1999). À la lumière de ces observations, il convient donc de se demander : quelle est l'influence du profil sagittal rachidien sur le risque de lésions? Dans un scénario donné d'accident, existe-t-il des postures plus à risques?

Ewing et al. (1972) ont soumis 12 sujets d'anatomie complets en position assise à une accélération verticale positive ($+g_z$) afin de comparer l'accélération requise pour fracturer la

colonne vertébrale lorsque positionnée de trois façons différentes : en hyperextension (lordose importante), en position redressée (lordose lombaire normale) et en flexion (cyphose lombaire). En position d'extension, les épaules du sujet sont appuyées sur le dossier via un harnais de type militaire et un bloc de bois de 50 cm d'épaisseur est placé derrière la colonne vertébrale, au niveau de L1. En position redressée, la colonne vertébrale est maintenue dans sa position naturelle et les épaules sont serrées au dossier avec une tension de 300 N. En position fléchie, la tension au niveau des épaules est relâchée. Les résultats montrent qu'en hyperextension, l'accélération requise pour créer une fracture augmente de 80% ($p \leq 0.05$) (tableau 1.4).

Tableau 1.4: Accélération moyenne requise pour créer une fracture vertébrale en fonction de la configuration rachidienne en position assise (Ewing et al., 1972)

Configuration rachidienne	Nombre de spécimens	Accélération moyenne (g)
Hyperextension	4	17.6
Érigée	5	10.4
Fléchie	3	9.0

Adoptant un montage expérimental similaire, Begeman et al. (1973) ont mesuré la réponse dynamique de sujets d'anatomie en position assise à des décélérations horizontales ($-g_x$). Couplées à un modèle mathématique simplifié, les mesures expérimentales ont confirmé l'existence d'une force axiale importante au niveau du rachis. Selon les auteurs, les courbures rachidiennes seraient un facteur important à l'origine de cette force, mais l'effet de différentes courbures sur cette force n'a pas été étudié.

Adams et Hutton (1980) ont pour leur part appliqué une charge de compression statique sur des unités fonctionnelles en extension (-2° , simulant ainsi une position debout redressée) et en flexion ($+2^\circ$, simulant ainsi une position assise redressée). En extension, les facettes articulaires résistent en moyenne à 16% de la force de compression. La majeure partie de la force restante est alors supportée dans la région postérieure de l'annulus. Les facettes résistent également à la majorité des forces de cisaillement, qui s'appliquent au bas de celles-ci (figure 1.21). En flexion, les facettes articulaires résistent toujours aux forces de cisaillement, qui s'appliquent alors au haut de celles-ci, mais ne résistent à aucune force de compression. Ce dernier résultat est en accord avec les observations de Nachemson (1966) indiquant que la pression intradiscale (PID) est supérieure

en position assise redressée qu'en position debout. Ce résultat explique également pourquoi le risque de protusion du nucléus à travers l'annulus est plus élevé lorsqu'un segment est comprimé alors qu'il se trouve en hyperflexion (Adams & Hutton, 1982).

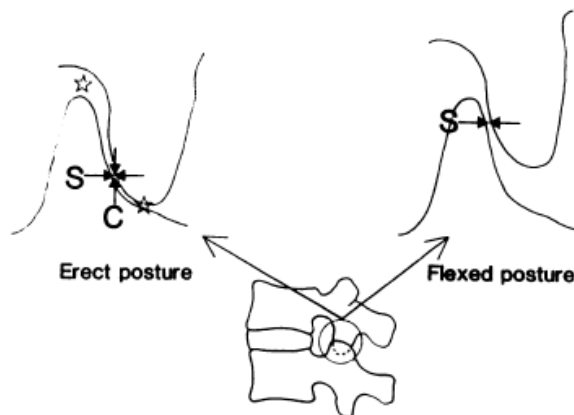


Figure 1.21: Effet de la posture sur le chargement des facettes articulaires. Adams et Hutton (1985) J Bone Joint Surg Br, 67(4), 625-629. Reproduit avec permission

Les variations de courbure rachidienne affectent donc la répartition des efforts («load-sharing») entre les différentes structures composant la colonne vertébrale. Ces variations doivent toutefois être superposées aux effets liés à l'activité musculaire. Par exemple, bien que l'ajout d'un dossier entraîne une réduction de la lordose lombaire (voire l'apparition d'une cyphose dans certains cas), la PID diminue. En effet, l'ajout d'un dossier permet d'adopter une position assise plus relâchée qui réduit alors l'activité musculaire et par conséquent, les efforts appliqués au disque (Wilke et al., 1999).

1.3.2.3 Influence de l'activité musculaire

Le contrôle de la posture et de la balance rachidienne est une fonction motrice fondamentale, mais complexe, impliquée dans pratiquement toutes les tâches. La littérature demeure contradictoire quant à l'influence de l'activité musculaire sur le risque lésionnel. Selon Soechting et Paslay (1973), cette influence serait négligeable lors d'un impact, même à faible vitesse. À l'opposé, la mesure de l'activité électromyographique a mis en évidence une réponse musculaire protectrice, c'est-à-dire un comportement des muscles destiné à minimiser les risques lésionnels.

En effet, Gosch et al. (1972) ont obtenu des lésions cervicales moins sévères chez les singes anesthésiés que chez les singes éveillés. Dans le contexte d'un crash, cette réponse ou pré-activation musculaire dépend généralement de la vitesse d'impact. De plus, des mesures EMG montrent que les vibrations d'un véhicule augmentent la tension musculaire et les efforts sur les corps vertébraux et les disques, causant ainsi de la fatigue, de la douleur et une augmentation de la susceptibilité du rachis aux traumatismes. Ces observations sont supportées par quelques études biomécaniques et épidémiologiques, qui montrent une relation entre l'augmentation des efforts internes (résultant de l'activation/coactivation musculaire et de moments externes) et l'augmentation du risque de blessures (Fathallah et al., 1998; Lavender et al., 1999; Marras et al., 1995). L'augmentation de la tension musculaire contribuerait également à augmenter la rigidité de la colonne lombaire en flexion (Demotopoulos et al., 1999), mais difficile de dire si cette augmentation de rigidité augmente ou réduit le risque lésionnel. Ces quelques études montrent que le rôle pré-, per- et post-traumatique des muscles rachidiens en situation de crash est peu connu et mérite encore aujourd'hui une attention toute particulière.

1.3.2.4 Influence de la densité osseuse et de l'architecture osseuse

Plusieurs études ont établi une corrélation entre la densité osseuse (DO) et la résistance mécanique, exprimée via la force ultime, d'une vertèbre ou d'UFV de deux ou trois vertèbres (voir l'annexe B). En général, cette corrélation est plus importante dans les études testant des corps vertébraux isolés que dans celles testant une UFV de deux ou trois vertèbres, dû à la présence du disque intervertébral (Singer et al., 1995). Lorsque mesurée par absorptiométrie duale à rayons-X (DXA), la DO (alors exprimée par la masse par unité de surface) explique plus de 75% de la variance observée sur la force ultime d'un corps vertébral et offre une prédiction d'une précision d'environ 1000 N (Singer et al., 1995). Lorsque mesurée par tomographie quantitative assistée par ordinateur (QCT), la DO (alors exprimée par la masse par unité de volume) est généralement un faible prédicateur de la force ultime d'un corps vertébral ou d'une UFV. Cependant, lorsque la DO mesurée par QCT est multipliée par l'aire de la section centrale du corps vertébral et ainsi, tient compte de la morphométrie du spécimen, elle devient un fort prédicateur, tant au niveau thoracique que lombaire (Brinckmann et al., 1989; Singer et al., 1995). Une estimation de la résistance vertébrale basée sur la DO devrait, par conséquent, inclure

l'os cortical et l'os spongieux, ce que fait la DXA. Autrement, lorsque seul l'os spongieux est considéré, la DO doit s'exprimer en fonction de la taille du corps vertébral.

Alors que la force à la rupture des corps vertébraux semble largement dépendre de leur DO et de leur taille, l'architecture osseuse, morphologiquement hétérogène, influence également cette force à la rupture et conséquemment, l'occurrence de fractures par compression du corps vertébral (Hulme et al., 2007; Simpson et al., 2001). Selon Keller et al. (1989), sur une coupe mid-sagittale, les régions adjacentes aux plateaux vertébraux (supérieures et inférieures) disposent d'un os spongieux plus dense caractérisé par des trabécules circulaires («rodlike trabeculae») suivant dans le plan transverse deux patrons distincts : l'un suivant la périphérie, et l'autre, émergeant des arcs postérieurs et s'entrecroisant vers les côtés de la vertèbre (figure 1.22). À l'opposé, les régions éloignées des plateaux (centrales) présentent un os spongieux moins dense caractérisé par des trabécules plats et allongés («platelike trabeculae») suivant, dans le plan transverse, un patron radial. Ces observations expliqueraient pourquoi la densité, la rigidité et la force à la rupture d'une vertèbre normale sont supérieures dans les régions adjacentes aux plateaux vertébraux. Ces variations régionales de propriétés mécaniques seraient une adaptation aux forces plus importantes transmises par le nucléus aux régions adjacentes du plateau vertébral. Pour un disque sain, la résistance de l'os sous le nucléus serait supérieure à celle sous l'annulus, suggérant ainsi une interrelation entre les propriétés de l'os spongieux et du disque intervertébral.

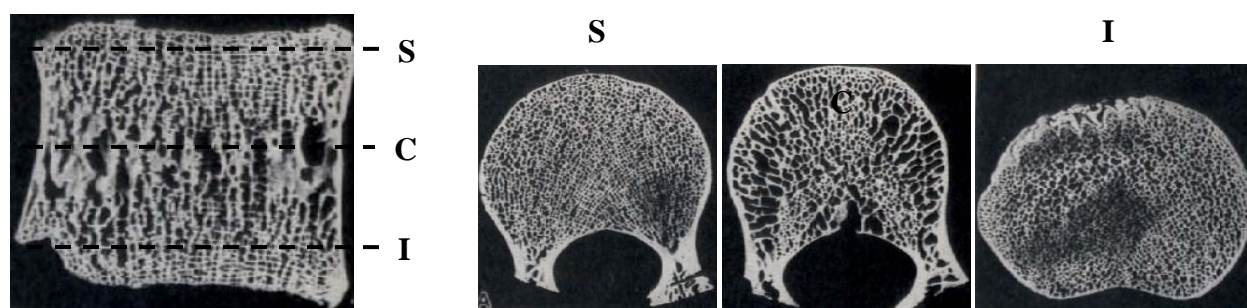


Figure 1.22: Section sagittale d'une vertèbre saine d'un homme âgé de 18 ans prise par photomicrographie et sections transverses supérieure (S), centrale (C) et inférieure (I) correspondantes. Adaptée de Keller (1989) J Biomech, 27(9), 1159-1168. ©1989 Elsevier. Reproduit avec permission.

Des images micro-CT ont également montré que les régions postérieures du corps vertébral disposent d'un volume osseux plus important, de plus de connections trabéculaires et d'une structure plus isotrope et horizontale que les régions antérieures correspondantes (Chen et al., 2008; Simpson et al., 2001). Une hétérogénéité significative est aussi observée entre les régions supérieures et inférieures du corps vertébral. Ainsi, des deux plateaux vertébraux adjacents d'un disque intervertébral, le plateau crânial présente une épaisseur plus faible que le plateau caudal. Il est également supporté par de l'os trabéculaire de moindre densité, ce qui expliquerait pourquoi le plateau crânial se casse avant le plateau caudal lorsqu'une vertèbre est naturellement comprimé par le disque intervertébral (Hulme et al., 2007; Zhao et al., 2009).

1.3.2.5 Influence de l'âge, des ostéophytes vertébraux et de la dégénérescence du disque intervertébral

Les modifications à la forme et à la composition des structures rachidiennes de la colonne vertébrale causées par l'âge peuvent augmenter le risque de fractures osseuses et avoir une incidence profonde sur la qualité de vie. Dès l'âge de 40 ans, l'homme peut perdre jusqu'à 30% de sa densité osseuse et la femme, jusqu'à 50%. Lorsque la densité est égale ou inférieure à la densité moyenne d'une personne (de même sexe) de 30 ans moins 2.5 déviation standard, on parle d'ostéoporose. L'ostéoporose est une maladie qui fragilise l'os au risque de provoquer des fractures lors d'activités quotidiennes.

Au niveau de l'os spongieux des vertèbres, les modifications avec l'âge incluent non seulement une perte de densité minérale osseuse, mais aussi des modifications architecturales telles qu'un amincissement des trabécules, une augmentation de l'espace entre les trabécules et un remplacement des structures trabéculaires fermées et aplaties par des structures circulaires ouvertes. L'apparence plus poreuse des vertèbres ostéoporotiques est donc causée par la perte de travées horizontales, réduisant ainsi la résistance au flambement des trabécules verticaux (figure 1.23). Une fracture cunéiforme antérieure de la vertèbre est une fracture typique aux vertèbres ostéoporotiques.

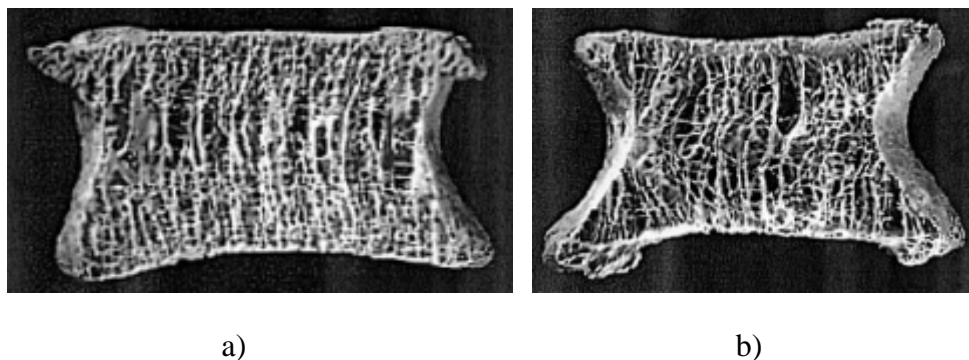


Figure 1.23: a) Vertèbre normale b) Vertèbre ostéoporotique. Ferguson et al. (2003). Eur Spine J, 12 Suppl. 2, S97-S103. ©2003 Springer. Reproduit avec permission.

Les difformités du corps vertébral observées avec l'âge sont fortement liées avec la perte de densité minérale osseuse, i.e. à l'ostéoporose. Une augmentation de la concavité des plateaux vertébraux est aussi observée avec l'âge (Twomey & Taylor, 1987). La densification osseuse (sclérose) des plateaux vertébraux et l'ossification des couches cartilagineuses contrastent toutefois avec l'amincissement des plateaux et le risque plus élevé de fractures. La calcification localisée influence directement la perméabilité des plateaux vertébraux et réduit la quantité de fluide transmise au disque durant la journée, coupant ainsi l'apport nutritionnel au disque et causant sa déshydratation (Ayotte et al., 2000).

Le degré de dégénérescence du disque intervertébral serait aussi un facteur à considérer lors de l'évaluation du risque de fractures puisqu'il influence significativement l'architecture régionale de l'os trabéculaire (Simpson et al., 2001). Ainsi, plus la dégénérescence du disque est importante, plus le nombre et l'épaisseur des trabécules augmentent dans la portion antérieure du corps vertébral. L'inverse se produit toutefois dans la portion centrale (la plus éloignée du cortex), alors qu'une faible variation est observée dans la partie postérieure. Cette réorganisation morphologique serait une adaptation de l'os au chargement appliqué (Simpson et al., 2001). En effet, une dégénérescence sévère des disques intervertébraux protégerait le corps vertébral antérieur des contraintes (phénomène de «stress-shielding») en position normale érigée, mais non en flexion (Pollintine et al., 2004). L'âge affecte également la composition et la géométrie du disque intervertébral, provoquant ainsi un transfert du chargement du nucléus vers l'annulus (Adams et al., 1996). En modifiant la hauteur, la rigidité, le pourcentage de fibres de collagène et

la perméabilité des composants du disque intervertébral, la dégénérescence a une influence significative sur la pression interne et la contrainte effective de l'annulus et du nucléus (Chagnon et al., 2010).

Toutefois, les corrélations établies entre la DMO, la taille, l'architecture osseuse, la dégénérescence du disque et la résistance mécanique du corps vertébral sont basées sur des essais de compression avec sollicitation quasi-statique. Ces conditions ne reproduisent donc pas les chargements dynamiques complexes observées *in vivo* durant les activités de la vie quotidienne ou en situation accidentologique. Peu d'études ont cherché à mieux comprendre l'influence de la DMO, de la dégénérescence du disque intervertébral et des paramètres architecturaux sur les mécanismes et le risque de fractures pour des sollicitations dynamiques (lentes ou rapides). Shirado et al. (1992) ont observé qu'aucune fracture comminutive n'était produite sur des spécimens d'UFV à 3 vertèbres dont les disques étaient dégénérés, contrairement aux spécimens avec disques sains. La diminution abrupte de la DMO observée entre la région postérieure du corps vertébral et les pédicules pourrait également avoir une implication dans le mécanisme lésionnel menant à une fracture comminutive (Dai et al., 2006).

Plus récemment, Al-Rawahi et al. (2010) ont évalué l'influence mécanique d'ostéophytes vertébraux en comprimant quasi-statiquement des unités fonctionnelles avec et sans ostéophyte. Les ostéophytes vertébraux sont une forme d'arthrite osseuse (excroissances) se développant le plus fréquemment au listel marginal antéro-latéral des vertèbres cervicales basses, thoraciques basses et au milieu des lombaires. Ils sont présents chez 20 à 25% des personnes âgées de 20 à 45 ans et chez 73 à 90% des personnes âgées de 60 ans et plus (Nathan, 1962; Pye et al., 2007). Ainsi, la présence d'ostéophytes vertébraux augmente la résistance des UFV de 17, 49, 35 et 36% respectivement en compression, flexion, extension et inflexion latérale. Cette observation suggère que les ostéophytes jouent un rôle prépondérant sur le risque de fractures, leur type et leur localisation.

1.4 Simulations numériques des traumatismes à la colonne vertébrale

L'approche expérimentale *in vitro* et *in vivo* a sans contredit permis d'améliorer nos connaissances sur la biomécanique lésionnelle de la colonne vertébrale. Mais une telle approche

implique de nombreuses contraintes techniques et certaines limites d'application. La simulation numérique offre une approche complémentaire aux expérimentations en offrant une plus grande répétitivité, une estimation des paramètres sensibles et qui ne sont pas mesurables expérimentalement et un moyen d'obtenir des données fiables à faible coût, à condition de demeurer dans le domaine de validité des modèles. La méthode des éléments finis est utilisée depuis plus de 40 ans en biomécanique de la colonne vertébrale. Toutefois, la plupart des modèles par éléments finis (MÉF) de la colonne vertébrale thoracique et lombaire sont dédiés à l'étude de son comportement physiologique ou pathologique, et non lésionnel. Une classification et une description de l'ensemble de ces modèles est présentée à l'annexe C.

1.4.1 Critique des principaux modèles

1.4.1.1 Corps vertébraux ou vertèbres isolés

La plupart des MÉF de corps vertébraux ou de vertèbres isolés dédiés à l'étude des lésions de la colonne vertébrale sont des modèles personnalisés qui visent à prédire la force à la rupture et le site de fracture des vertèbres lombaires ou thoraco-lombaires d'un individu donné. L'objectif de ces modèles est de fournir un outil de diagnostic du risque de fractures vertébrales plus précis que les méthodes conventionnelles (QCT, DXA, etc.). Ces modèles utilisent une modélisation géométrique détaillée et personnalisée du corps vertébral ou de la vertèbre basée sur la reconstruction d'images CT-scan du patient ou d'images micro-CT d'une vertèbre cadavérique. Trois types de maillage sont utilisés soient 1) un maillage composé d'éléments briques à 8 nœuds générés à partir des voxels des images CT (Crawford et al., 2003; Dall'Ara et al., 2010) (figure 1.24a) ou du contour de chaque tranche (Wilcox, 2007) (figure 1.24b), 2) un maillage composé d'un mélange d'éléments briques à 8 nœuds recouverts d'éléments tétraédriques à 4 nœuds (Z. L. Wang et al., 2005) (figure 1.24c) et 3) un maillage composé d'éléments tétraédriques à 4 nœuds (os spongieux) recouverts d'éléments coques à 3 nœuds (os cortical) (Imai et al., 2006) (figure 1.24d). En général, ces modèles présentent une distribution hétérogène des propriétés mécaniques à l'intérieur de la vertèbre en attribuant à chaque élément des propriétés mécaniques basées sur la valeur d'unité Hounsfield au voisinage de l'élément. Selon Wilcox (2007), la personnalisation de la morphologie et des propriétés mécaniques du MÉF de la vertèbre est nécessaire au développement d'un outil de diagnostic efficace. Le comportement mécanique de ces modèles est généralement piloté par des lois de comportement élastique linéaire isotrope (Dall'Ara et al.,

2010; Wilcox, 2007), élastique linéaire orthotrope (Crawford et al., 2003) ou élasto-plastique isotrope (Imai et al., 2006). Une fracture osseuse est prédite lorsque les déformations locales atteignent la valeur de déformation maximale établie. Mais bien que ces modèles soient en mesure de simuler la force à la rupture et le site de fracture observés expérimentalement, les prédictions proposées sont basées sur des sollicitations quasi-statiques ne reproduisant pas exactement les conditions dynamiques dans lesquelles se produisent les fractures accidentelles. De plus, la personnalisation de ces modèles demeure un processus long et fastidieux qui limite leur utilisation comme outil de diagnostic (Wilcox, 2007).

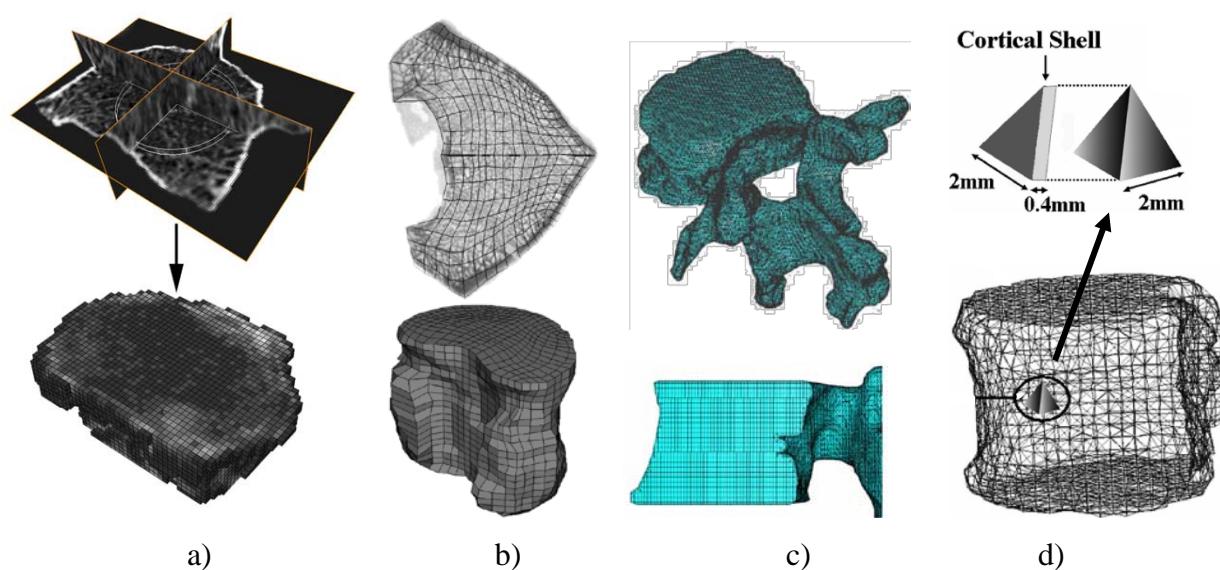


Figure 1.24: Exemples de maillage des MEF de corps vertébraux et de vertèbres isolés pour la prédiction du risque de fractures a) éléments briques obtenus directement des voxels. Dall'Ara et al., (2010). J Biomech, 43(12), p. 2375 ©2010 Elsevier. b) éléments briques obtenus des contours. Wilcox et al. (2007). J Biomech, 40(3), p. 670 ©2007 Elsevier. c) éléments briques et tétraédriques (contour). Wang et al., (2005), Comput Methods Programs Biomed, 80(1), p.31 ©2005 Elsevier. d) éléments tétraédriques recouverts d'éléments coques. Imai et al. (2006). Spine, 31(16), p. 1790 ©2006 Lippincott Williams & Wilkins. Images reproduites avec permission.

1.4.1.2 Unités fonctionnelles vertébrales (UFV) de 2 ou 3 vertèbres

Pour mieux comprendre les mécanismes lésionnels menant à une fracture comminutive, quelques auteurs ont développé des MÉF d'unités fonctionnelles vertébrales. Wilcox et al. (2004) ont entre autres développé un MÉF détaillé personnalisé d'un spécimen bovin de trois vertèbres, reconstruites à partir d'images CT-scan du spécimen, intégrant des lois de comportement et des propriétés mécaniques adaptées aux conditions de chargement élevé (impact de 140 J) (figure 1.25a). Validé à partir d'expérimentations faites dans des conditions similaires aux simulations, le modèle a montré l'élongation du ligament longitudinal postérieur et la compression de la moelle épinière et de la dura mater par le fragment postérieur expulsé au moment de la fracture. Cette expulsion du fragment postérieur serait causée principalement par l'interaction des facettes articulaires, qui engendrent une force de tension à travers les pédicules. Cette force génère des déformations locales importantes dans la région postérieure du corps vertébral.

Qiu et al. (2006) ont pour leur part développé un MÉF détaillé du segment T12-L1 (figure 1.25b) et observé une concentration de contraintes au centre des plateaux vertébraux (adjacent au nucléus) et de l'os trabéculaire. Ces résultats sont en accord avec l'hypothèse selon laquelle la pénétration du matériel nucléaire par le plateau vertébral serait à l'origine de l'éclatement du corps vertébral. Intégrant les caractéristiques viscoélastiques du disque intervertébral, Wang et al. (1998) ont développé un MÉF d'une unité fonctionnelle L2-L3 et évalué le risque de rupture des composants rachidiens lorsque soumis à des chargements cycliques en compression (figure 1.25c). Le modèle fut également exploité pour évaluer la vulnérabilité du segment rachidien soumis à des chargements composés (J. L. Wang et al., 2005) ou à différentes vitesses de chargement (Wang et al., 2000).

Whyne et al. (2003) ont pour leur part développé et validé un MÉF générique de la vertèbre L1 et des disques adjacents incluant une tumeur de taille variable (figure 1.25d) pour évaluer l'effet du chargement, de la taille de la tumeur, de la densité osseuse et de la dégénérescence du disque sur le risque d'initiation d'une fracture comminutive en compression axiale. Intégrant une formulation poroélastique des composants rachidiens, le modèle suggère que les principaux facteurs influençant l'initiation d'une fracture comminutive dans le cas de vertèbres métastatiques sont la taille de la tumeur, le chargement appliqué et la densité osseuse.

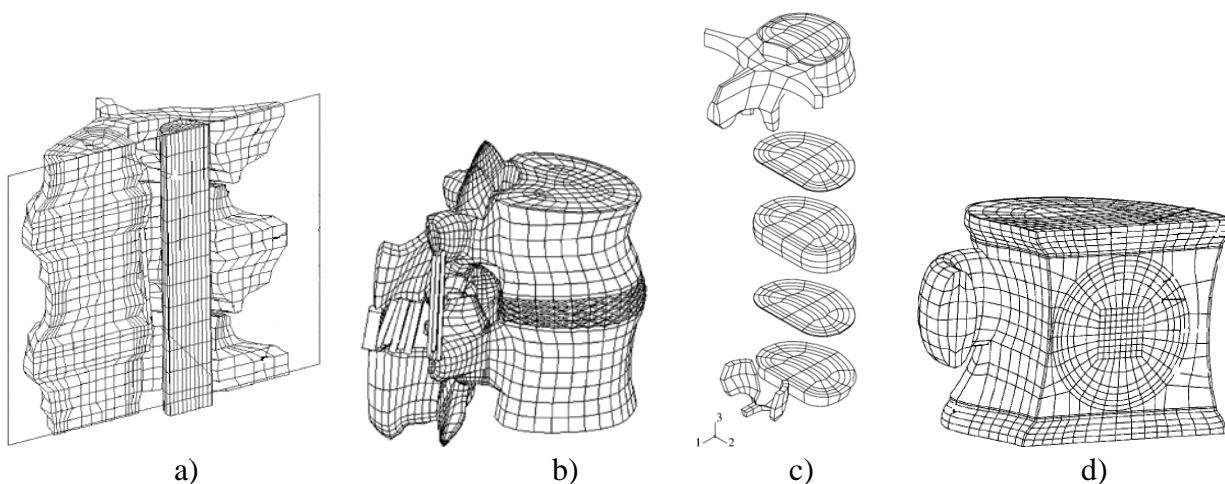


Figure 1.25: MÉF d'unités fonctionnelles vertébrales dédiées à l'étude des traumatismes rachidiens a) Modèle de Wilcox et al. (2004). Eur Spine J, 13(6), p. 482 ©2004 Springer-Verlag. b) Modèle de Qiu et al. (2006). Med Eng Phys, 28(7), p. 658 ©2006 Elsevier. c) Modèle de Wang et al. (2000). Spine, 25(3), p. 311 ©2000 Lippincott Williams & Wilkins. d) Modèle de Whyne et al. (2003). Spine, 28(7), p. 653 ©2003 Lippincott Williams & Wilkins. Images reproduites avec permission.

Bien que les quelques MÉF d'unités fonctionnelles vertébrales cités précédemment aient tous contribué à une meilleure compréhension des mécanismes de traumatismes de la colonne vertébrale, ces modèles présentent certaines limites ou lacunes contraignant leur exploitation en situation dynamique telle que rencontrée en accidentologie :

- Modélisation géométrique simplifiée (Qiu et al., 2006; Wilcox et al., 2004) ou absence (Whyne et al., 2003) de l'appareil ligamentaire ;
- Maillage grossier (taille d'éléments > 3 mm) pour lesquels aucune étude de convergence n'a été présentée (tous les modèles cités précédemment) ;
- Modélisation mécanique simplifiée avec l'utilisation de lois de comportement élastique linéaire isotrope sur une ou plusieurs des structures vertébrales (Qiu et al., 2006; Wang et al., 1998, 2000; J. L. Wang et al., 2005) ;

- Absence de rupture ligamentaire (tous les modèles cités précédemment) ;
- Propriétés mécaniques linéaires indépendantes du taux de chargement et provenant d'essais quasi-statiques (Qiu et al., 2006; Whyne et al., 2003) ou adaptées à des sollicitations dynamiques de faibles vitesses (Wang et al., 1998, 2000; J. L. Wang et al., 2005) ;
- Propriétés mécaniques isotropes, homogènes et symétriques (tension/compression) pour l'os spongieux et cortical (Qiu et al., 2006; Whyne et al., 2003);
- Épaisseur d'os cortical constante (tous les modèles cités précédemment) ;
- Absence de fluide (eau, moelle osseuse) (tous les modèles cités précédemment, sauf celui de Whyne et al. (2003)) ;
- Absence du système musculaire (tous les modèles cités précédemment) ;
- Modèles validés et sollicités en compression axiale seulement (tous les modèles cités précédemment, sauf celui de Wang et al. (2005))

1.4.1.3 Modèles de thorax ou d'humains complets

En accidentologie, la plupart des MÉF de la colonne vertébrale sont intégrés à des modèles génériques du thorax d'un homme du 50^{ième} percentile (Chang, 2001; Huang et al., 1994; Petitjean et al., 2003; Plank et al., 1998; Ruan et al., 2003; Shah et al., 2001) (figure 1.26) ou à des modèles d'humains complets en position assise de conduite tels que le modèle HUMOS (Robin, 2001), le «LAB Human Model» (Lizee et al., 1998; Petitjean et al., 2003), le «WSU Human Model» (Shah et al., 2004; Shah et al., 2001), le THUMS (Iwamoto et al., 2002; Kimpara et al., 2006) et le modèle de Ruan et al. (2003) (figure 1.27). Ces modèles du thorax et d'humains complets sont spécifiquement employés pour l'évaluation des lésions abdominales et des fractures des côtes lors de chocs frontal, latéral et omnidirectionnels. Ces modèles ne sont donc pas employés pour l'étude des blessures rachidiennes et ne servent qu'à reproduire le comportement cinématique global de la colonne vertébrale. C'est pourquoi la plupart de ces modèles présente au niveau de la colonne vertébrale une modélisation géométrique simplifiée limitant la prise en compte des effets de structure, un maillage grossier, des lois de comportement

indépendantes de la vitesse de chargement et une validation axée sur la cinématique, les fractures des côtes et les lésions abdominales. Par conséquent, ils offrent une faible capacité à prédire les lésions de la colonne vertébrale.

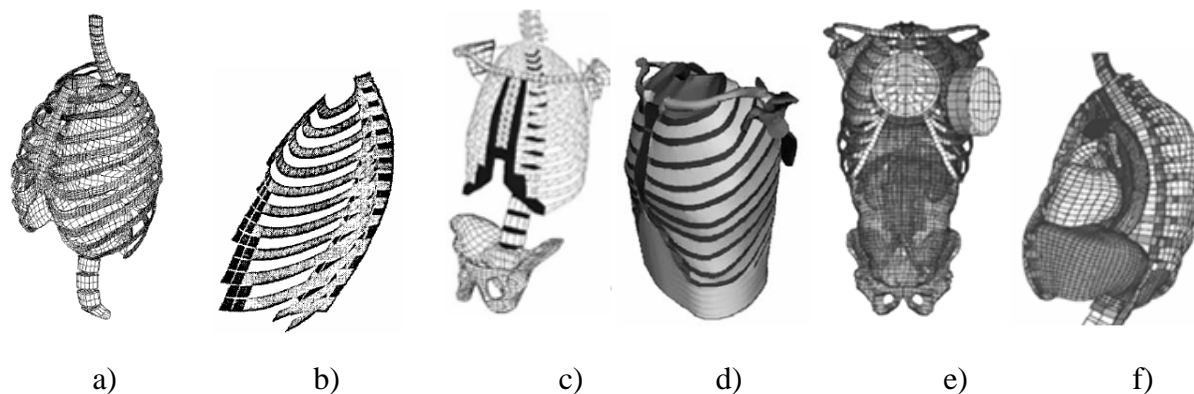


Figure 1.26: MÉF du thorax intégrant une modélisation simplifiée de la colonne vertébrale a) Modèle de Chang et al. (2001) b) Modèle de Huang et al. (1994) c) Modèle de Petitjean et al. (2003) d) Modèle de Plank et al. (1998) e) Modèle de Ruan et al. (2003) f) Modèle de Shah et al. (2001). Images tirées de Yang et al. (2006).

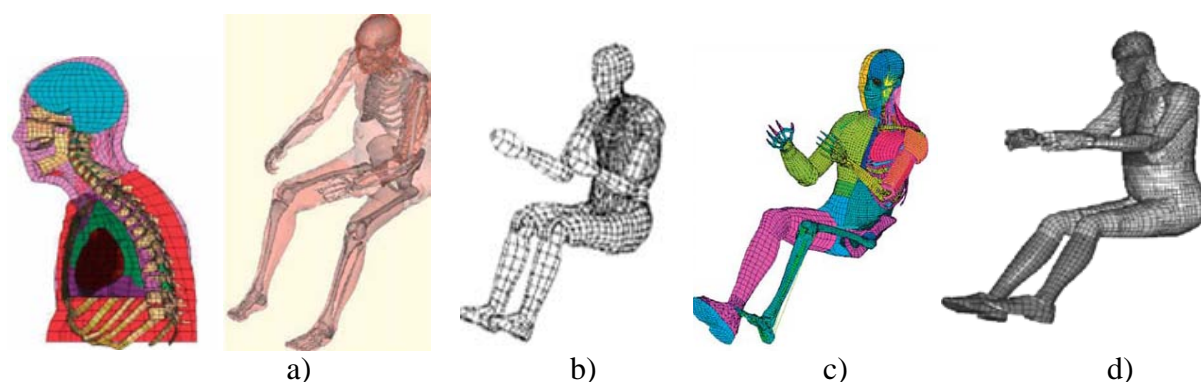


Figure 1.27: MÉF d'humains complets en position assise de conduite a) Modèle HUMOS (Robin, 2001) b) LAB human model (Lizee et al., 1998; Petitjean et al., 2003) c) THUMS (Iwamoto et al., 2002; Kimpara et al., 2006) d) Modèle de Ruan et al. (2003). Images tirées de Yang et al. (2006).

1.4.2 MÉF développé conjointement par le LBA de l'IFSTTAR/Université de la Méditerranée et l'École Polytechnique de Montréal

Le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA), une unité mixte de l'IFSTTAR/Université de la Méditerranée et l'École Polytechnique de Montréal ont conjointement entrepris depuis 2005 le projet SM2S ou «Spine Model for Safety and Surgery», qui consiste au développement d'un MÉF détaillé de la colonne vertébrale dédié à des applications en orthopédie et en accidentologie. La première phase du projet a mené au développement d'un MÉF détaillé d'une unité fonctionnelle vertébrale lombaire L2-L3 d'un sujet sain près du 50^{ième} percentile européen (taille ~ 1.75 m ; poids ~ 75.5 kg). Le modèle se distingue par une modélisation géométrique détaillée et un maillage fin (40,300 nœuds, 191,000 éléments) des structures anatomiques (figure 1.28) et l'utilisation de lois de comportement intégrant la plasticité de l'os (loi élasto-plastique de type Johnson-Cook), l'hyperélasticité du disque intervertébral (loi de type Mooney-Rivlin) et la viscoélasticité des ligaments (loi de type Maxwell-Kelvin-Voigt généralisé). Il se distingue également par l'emploi d'une méthode d'élimination d'éléments basée sur un critère de déformation pour simuler l'initiation et la propagation de fractures osseuses (figure 1.29). Les bases de ce modèle sont présentées en détail dans l'article de El-Rich et al. (2009) et résumées brièvement dans les articles #2, 3 et 4 de cette thèse.

Une première exploitation du modèle a permis d'évaluer les structures vertébrales à risque de rupture en fonction de la vitesse de rotation en flexion et en extension (El-Rich et al., 2009). Mais bien qu'il présente une nette amélioration par rapport aux modèles de la colonne vertébrale présentés précédemment, le modèle possède quelques lacunes limitant son exploitation. En effet, l'os spongieux présente des propriétés mécaniques isotropes, homogènes et symétriques alors que l'os cortical dispose d'une épaisseur constante. De plus, les propriétés mécaniques de l'os et du disque intervertébral sont tirées d'essais expérimentaux réalisés sous des conditions de chargement quasi-statique et par conséquent, ne tiennent pas compte du taux de déformation. Finalement, la modélisation mécanique des ligaments n'intègre pas la «toe region» et la rupture ligamentaire, et seule une validation quasi-statique du comportement infra-lésionnel du modèle a été réalisée à ce jour.

Récemment, Garo (2010) a introduit les effets de l'âge sur les propriétés mécaniques du corps vertébral de la vertèbre L5. Cette importante avancée n'a toutefois pas été intégrée au modèle de l'unité fonctionnelle L2-L3.

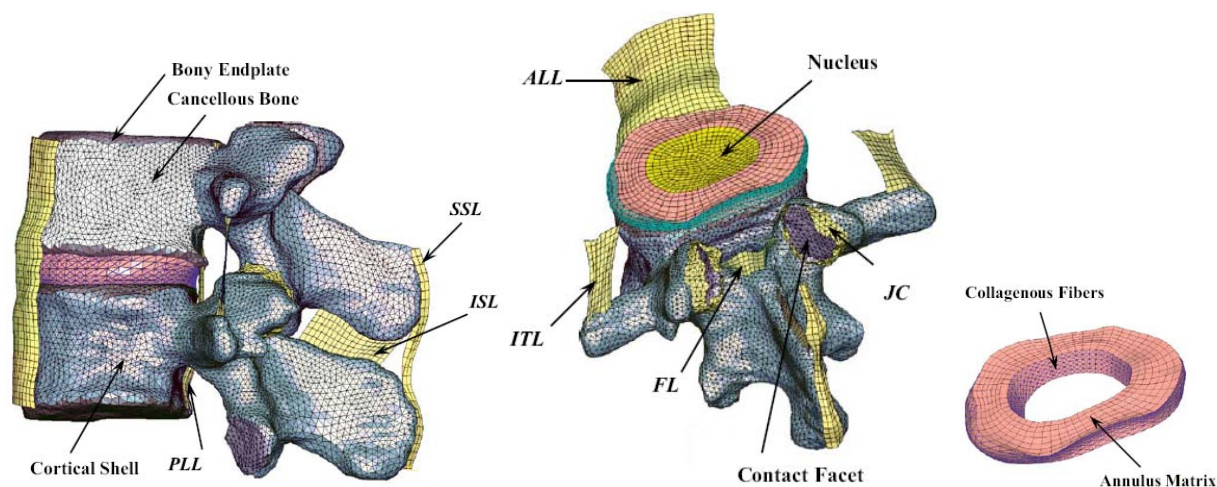


Figure 1.28: Unité fonctionnelle L2-L3 du modèle SM2S. El-Rich et al. (2009). J Biomech, 42(0), p. 1253 ©2009 Elsevier. Reproduit avec permission.

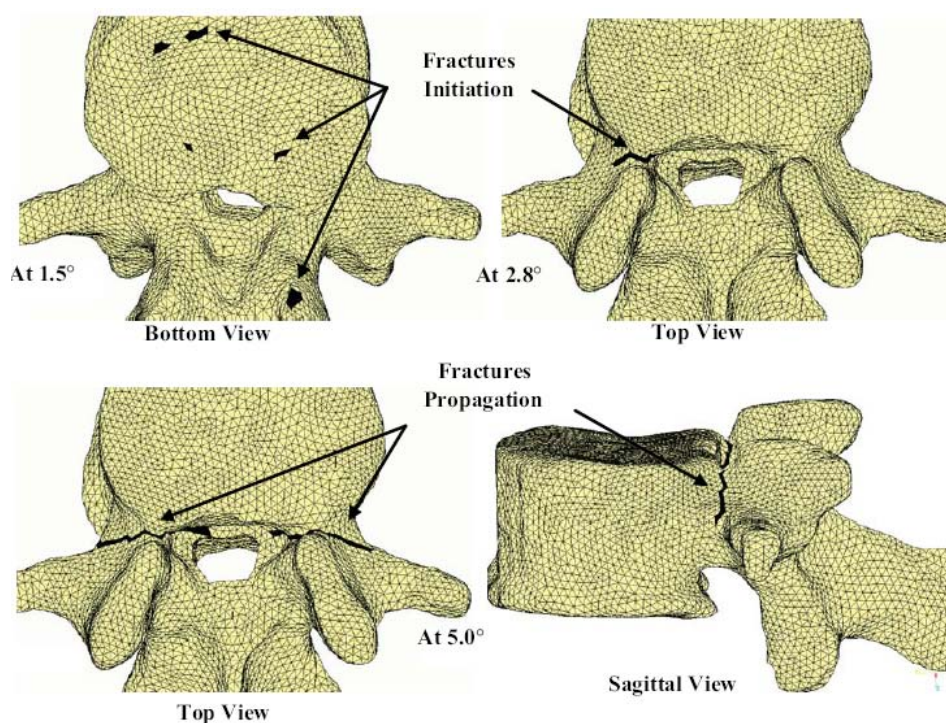


Figure 1.29: Initiation et propagation de fractures dans la vertèbre L2 lors d'un mouvement d'extension rapide. El-Rich et al. (2009). J Biomech, 42(0), p. 1259 ©2009 Elsevier. Reproduit avec permission.

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET ORGANISATION DE LA THÈSE

La revue de la littérature a permis de poser un certain nombre de constats et relever des problématiques en lien avec les traumatismes de la colonne vertébrale en contexte accidentologique :

- 1) Les traumatismes à la colonne vertébrale suite à un accident de la route ou à une chute accidentelle ont un impact économique et social sévère, et sont parmi les plus invalidantes ;
- 2) La majorité de ces traumatismes sont des fractures par compression et par distraction touchant la jonction thoracolombaire et le segment lombaire. La plupart des victimes de ces accidents sont des hommes âgés entre 20 et 50 ans ;
- 3) La plupart des études expérimentales visant à mieux comprendre les mécanismes lésionnels des traumatismes rachidiens ont été réalisés dans des conditions de chargement quasi-statiques, dans une optique de prévention des fractures ostéoporotiques. Par conséquent, peu de données expérimentales permettent actuellement de caractériser le comportement biomécanique de la colonne vertébrale dans des conditions proches de celles rencontrées en accidentologie ;
- 4) Des facteurs anatomiques et biomécaniques tels que la présence d'**ostéophytes vertébraux**, le **taux de chargement appliqué** et le **profil sagittal de la colonne vertébrale** au moment de l'accident peuvent influencer la nature des traumatismes rachidiens. Cependant, peu d'études expérimentales ou numériques se sont rigoureusement penchées sur l'influence de ces facteurs ;
- 5) Les limites inhérentes aux études expérimentales ont mené au développement de modèles par éléments finis de plus en plus sophistiqués de la colonne vertébrale. Toutefois, les modèles actuellement disponibles comportent plusieurs limites qui contraignent leur utilisation dans un contexte accidentologique, c'est-à-dire dans les conditions auxquelles se produisent les divers scénarios d'accidents.

L'**objectif général** de ce projet est d'étudier l'influence de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens observés en situation accidentologique.

Le projet s'articule autour de trois questions de recherche spécifiques :

Q1 : Quelle est l'influence des ostéophytes vertébraux sur le comportement biomécanique à la rupture de la colonne vertébrale ainsi que sur la typologie, le patron, la localisation et la prédiction des fractures vertébrales en compression dynamique?

Q2 : Quelle est l'influence du taux de chargement dynamique sur les traumatismes de la colonne vertébrale subis en compression, flexion, extension et cisaillement?

Q3 : Quelle est l'influence du profil sagittal rachidien sur les traumatismes de la colonne vertébrale lors d'accidents impliquant des mécanismes de compression et de flexion-distraction?

Pour répondre à ces questions, **cinq objectifs spécifiques** sont proposés :

Objectif 1 : Développer et exploiter un banc d'essai expérimental afin d'évaluer l'influence des ostéophytes vertébraux sur les traumatismes rachidiens (Q1) et colliger des données biomécaniques sur le comportement à la rupture de la colonne vertébrale soumise à une compression dynamique pour valider le modèle SM2S.

Objectif 2 : Raffiner l'unité fonctionnelle L2-L3 du modèle par éléments finis SM2S en lui intégrant des propriétés mécaniques et modèles de rupture adaptés aux simulations dynamiques à la rupture et compléter les segments thoraciques (T1-T12) et lombaires (L1-S1) du modèle ;

Objectif 3 : Valider le modèle SM2S à partir des données expérimentales provenant du banc d'essai expérimental de l'objectif 1 et de données tirées de la littérature ;

Objectif 4 : Exploiter le modèle SM2S pour évaluer l'influence du taux de chargement sur les traumatismes de la colonne vertébrale en situation accidentologique (Q2).

Objectif 5 : Exploiter le modèle SM2S pour évaluer l'influence du profil sagittal de la colonne vertébrale sur les traumatismes de la colonne vertébrale en situation accidentologique (Q3).

La réalisation de ces objectifs a mené à l'élaboration de 4 articles scientifiques qui seront présentés dans cette thèse (figure 2.1). Axé sur le volet expérimental, le premier objectif est présenté au chapitre 3 et fait l'objet de l'article #1 (Q1). Les second et troisième objectifs, axés sur le raffinement et la validation dynamique du modèle SM2S sont présentés aux chapitres 4 et 5. Le chapitre 4 présente les articles #2 et #3 alors que le chapitre 5 présente un complément aux résultats. Axés sur l'exploitation du modèle (Q2 et Q3), les quatrième et cinquième objectifs font l'objet des chapitres 6 et 7. Seul le quatrième objectif fait l'objet d'un article, soit l'article #4. La thèse se termine par une discussion générale au chapitre 8 et une conclusion.

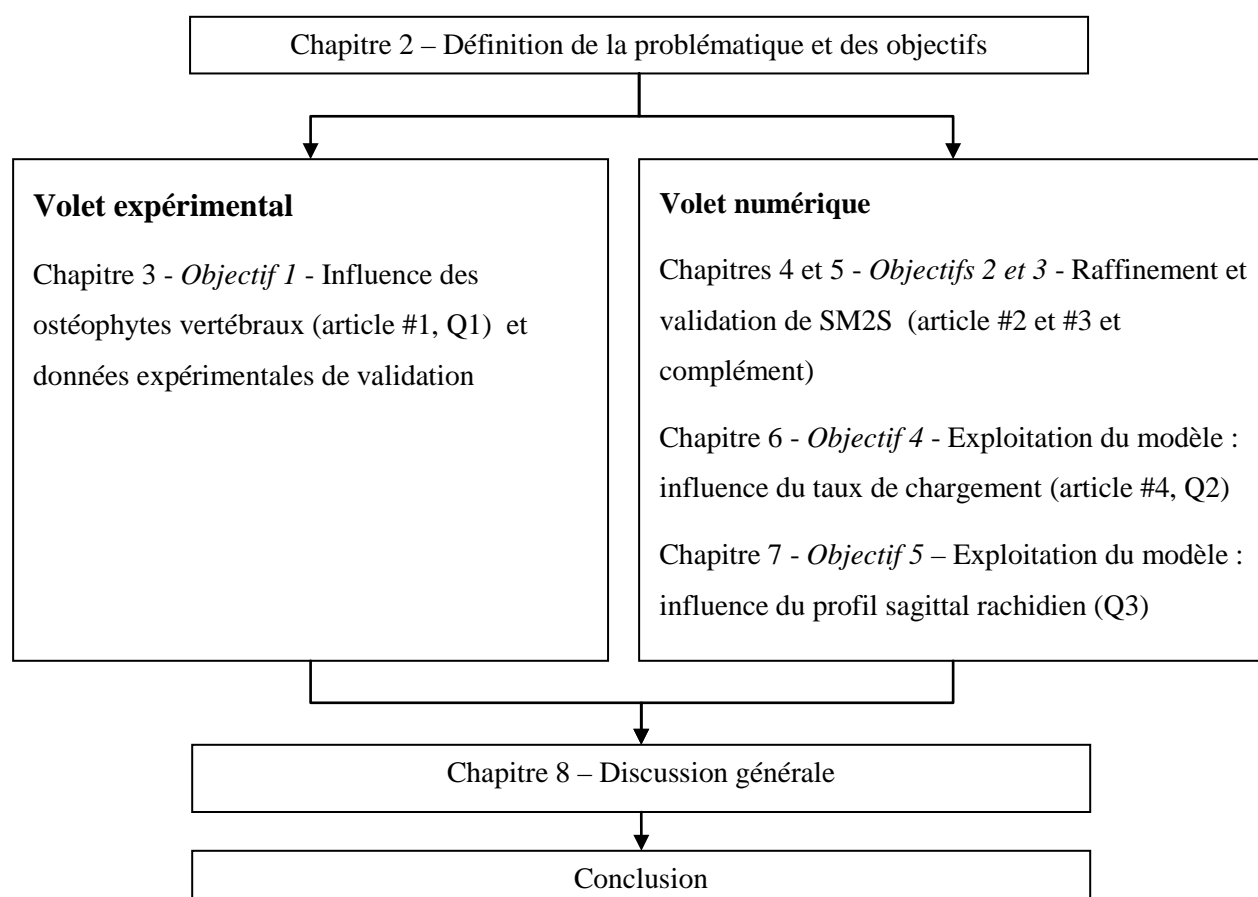


Figure 2.1: Organisation du contenu de la thèse

CHAPITRE 3 INFLUENCE DES OSTÉOPHYTES VERTÉBRAUX SUR LES TRAUMATISMES DE LA COLONNE VERTÉBRALE EN COMPRESSION DYNAMIQUE

3.1 Influence des ostéophytes vertébraux : situation du premier article

Le premier article porte sur le premier objectif de la thèse et répond à la première question de recherche (Q1). Il présente donc le rôle des ostéophytes vertébraux sur le comportement dynamique de spécimens rachidiens et la localisation, le patron et le type de fractures osseuses. Il présente également une étude statistique identifiant la relation entre des paramètres anatomiques (densité minérale osseuse et aire de section) du spécimen et son comportement à la rupture. Au total, 17 spécimens cadavériques de trois vertèbres ont été soumis à des compressions dynamiques à 1 m/s. Les données expérimentales issues de cette étude serviront également à la validation du comportement lésionnel du modèle SM2S (objectif 3).

Cet article, intitulé « Biomechanical analysis of spinal fractures in dynamic compression : the role of vertebral body osteophytes », a été soumis pour publication à la revue Spine en septembre 2011. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%.

Tous les essais présentés dans cet article ont été réalisés sur des spécimens provenant de corps donnés à la science. Les corps ont été reçus au Laboratoire de Biomécanique Appliquée par le biais de l'Association des Dons de Corps des Bouches du Rhône et des départements limitrophes. Le protocole expérimental a été validé par le comité de la faculté de médecine de Marseille dirigé par le professeur Georges Leonetti.

3.2 Article #1: Biomechanical analysis of spinal fractures in dynamic compression: the role of vertebral body osteophytes

Eric Wagnac, MASC,*† Carl-Eric Aubin, PhD,†‡Anaïs Garo, MASC, *†
Kathia Chaumoître, MD,§** and Pierre-Jean Arnoux, PhD*

*Laboratoire de Biomécanique Appliquée, IFSTTAR-Aix-Marseille Univ., Marseille, France.

†Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montreal, Montreal, Canada.

‡Sainte-Justine University Hospital Center, Montreal, Quebec, Canada.

§Service d'imagerie médicale, Hôpital Nord, CHU Marseille, France.

**Aix-Marseille Univ., Laboratoire d'Anthropologie Biologique, UMR 6578, Marseille, France

Corresponding author: Eric Wagnac

Address: École Polytechnique de Montréal, PO Box 6079, Montréal, Québec, H3C 3A7

Tel.: (514) 514-340-4711 #2837; Fax: (514) 514-340-5867

E-mail address: eric.wagnac@polymtl.ca

Acknowledgements

The authors are particularly grateful to Y. Godio, C. Conte, M. Py, C. Regnier, and the medical staff of the “Service d'imagerie médicale de l'Hôpital Nord” for the experimental set up and the *in vitro* sample preparation and imaging. This work was supported by peer-reviewed research grants from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the “Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies”, the “Ministère des Transports” of the Government of Quebec, and the “Commission Permanente de Coopération Franco-Québécoise”.

3.2.1 Abstract

Study design. Mechanical dynamic testing of cadaveric spines with or without osteophytes.

Objective. To analyze the biomechanical contribution of vertebral osteophytes in spine segment specimens under fast dynamic compression, up to failure.

Summary of background data. Recent findings suggest that vertebral osteophytes increase the resistance of the spine to compression. However, the role of vertebral osteophytes on the biomechanical response of the spine under fast dynamic compression, up to failure, is unclear.

Methods. Seventeen human spine specimens composed of three vertebrae (from T5-T7 to T11-L1) and their surrounding soft tissues were harvested from 9 cadavers, aged 77 to 92 years. Specimens were imaged using quantitative computer tomography (QCT) for medical observation, classification (Thomson grade) and measurement of their vertebral trabecular density (VTD), height and cross-sectional area. Specimens were divided into 2 groups (with (n=9) or without (n=8) substantial vertebral body osteophytes) and compressed axially at a dynamic displacement rate of 1 m/s, up to failure. Normalized force-displacement curves, videos and QCT images allowed characterizing failure parameters (force, displacement and energy at failure) and fracture patterns. Results were analysed using Chi-square tests for sampling distributions and linear regression for correlations between the VTD and the failure parameters.

Results. Specimens with substantial vertebral body osteophytes present higher stiffness (2.7 times on average) and force at failure (1.8 times on average) than other segments. The presence of osteophytes significantly influences the location, pattern and type of fracture. The VTD was a good predictor of the dynamic force and energy at failure for specimens without substantial osteophytes.

Conclusions. Vertebral osteophytes provide to the underlying vertebra a protective mechanism against severe compression fractures. Their presence should be considered by clinicians when evaluating the risk of fracture and planning surgery.

Key words: biomechanics, cadaveric spine, dynamic compression, fracture, osteophyte, bone density.

KEY POINTS

- Spinal segments with substantial vertebral body osteophytes present higher stiffness and force to failure than segments without osteophytes.
- Substantial vertebral body osteophytes provide to the underlying vertebrae a protective mechanism against severe fractures when the spine is submitted to dynamic compressive loads.
- For spinal segments without osteophytes, the vertebral trabecular density and the gross morphology are good predictor of the dynamic failure load, as opposed to segments with substantial osteophytes.

3.2.2 Introduction

Vertebral body osteophytes are a common form of osteoarthritis defined as an abnormal bony growth or bone spurs that forms along intervertebral joints (Klaassen et al., 2011). In late stage of osteophytes development, adjacent vertebrae are fused together, thereby forming a bone bridge across the intervertebral disc called a bridging osteophyte. Vertebral osteophytes are generally associated with aging, intervertebral disc degeneration, endplate sclerosis and disc space narrowing (Klaassen et al., 2011; Pye et al., 2007). Accordingly, a substantial osteophyte can be found in 20-25% of spines aged 20-45 years and in 73-90% of spines aged over 60 years (Nathan, 1962; Pye et al., 2007). Complications associated with osteophyte formation are numerous (dysphagia, thoracic aortic compression, vena cava obstruction, nerve root compression) and affects most structures located in close-proximity to the spine. As a consequence, they are generally viewed as a degenerative condition.

Despite their high occurrence in the population, the biomechanical role of vertebral osteophytes on the onset and the risk prediction of vertebral fractures remains unclear. Most vertebral fractures range from painful compression fractures to more severe injuries such as burst fractures and distraction fractures. Many of them are located at the mid-thoracic, thoracolumbar or mid-lumbar level and result from an axial compression mechanism, with or without combined flexion (Leucht et al., 2009). To provide a better understanding on the biomechanics of vertebral fractures, many experimental studies have been conducted on human cadaveric tissues in axial compression. The load carrying capacity of individual vertebrae and functional spinal units (FSU) has formed the basis to quantify the tolerance of the intervertebral structure (Adams & Hutton, 1982; Bartelink, 1957; Hutton & Adams, 1982; Kazarian & Graves, 1977; Ochia et al., 2003; Virgin, 1951; Yoganandan, Ray, et al., 1989). Other complementary studies aimed to predict the risk of spinal fractures by identifying potential correlations between the failure load/vertebral fractures of individual vertebrae or FSU and clinical measurements such as the bone mineral density (BMD) and morphology (Cann et al., 1985; Deng et al., 2002; Eriksson et al., 1989; McBroom et al., 1985; Mosekilde et al., 1989; Singer et al., 1995), the degree of degeneration (Shirado et al., 1992) and the bone architecture (Dai et al., 2006; Hulme et al., 2007; Zhao et al., 2009).

Although the aforementioned experiments have provided significant insight into the biomechanics of vertebral fractures, none of them have explained the mechanical contribution of vertebral osteophytes. Recently, Al-Rawahi et al. (2010) have suggested that vertebral osteophytes increase the resistance of the spine to compression and that in their presence, clinical BMD measurements underestimate vertebral compressive strength. However, their cadaveric tests were performed under physiological loads (no failure) applied quasi-statically. Hence, they did not replicate the dynamic bona fide conditions of trauma situations (e.g. falls or traffic accidents) that lead to vertebral compression fractures.

The present study aimed to analyze the role of vertebral osteophytes on the biomechanical response of the spine under dynamic compression, up to failure. Their influence on the prediction of vertebral compressive strength by clinical measurements was also investigated. Our hypothesis is that substantial vertebral osteophytes have a significant influence on failure parameters, type, pattern, location and risk prediction of vertebral fractures when the spine is submitted to dynamic compression.

3.2.3 Materials and methods

Cadaveric specimens

Seventeen human spine segment specimens composed of three-vertebrae and their surrounding soft tissues were harvested from 9 embalmed cadavers. The average age, standing height and weight of the subjects were 86 ± 5 years, 164 ± 6 cm and 60 ± 13 kg (Table 1). Seven specimens were located at T11-L1, 7 at T8-T10, and 3 at T5-T7. All bony ribs and non-ligamentous soft tissues were removed from the specimens and quantitative computed tomography (QCT) images were taken using a clinical scanner (SIEMENS Somatom Sensation Cardiac 64: 120 kV, 300-350 mAs, contiguous slices of 0.6 mm thick) for medical observation and classification according to the Thomson degeneration grading scheme (Thompson et al., 1990). Specimens were divided into 2 groups according to the presence or not of substantial vertebral osteophytes (Table 1). The first group of specimens ($n = 9$) had substantial anterolateral osteophytes on all their vertebral levels while the second group ($n = 8$) had none. The size of each osteophyte was measured from sagittal CT-scan images by calculating the distance between the anterior margin of the vertebra

(at the disc junction) and the tip of the osteophyte (Al-Rawahi et al., 2010). All osteophytes ranged from 10 to 15 mm and most of them formed a bone bridge across the intervertebral disc.

Measurements of the vertebral trabecular density (VTD), the height (H) and the cross-sectional area (CSA) of each specimen were then performed. The VTD was measured on each vertebra by creating a 9 mm thick scanning section parallel to the vertebral endplates, at the mid plane of the vertebral body (Adams, 2009). The mid-vertebral body location was confirmed by the entry of the basi-vertebral vein on the mid-plane of the scanning section. The mean Hounsfield unit (HU) was computed over an oval region of interest of 25 mm² that included trabecular bone only (no cortical rim or parts of the basi-vertebral vein). For standardization (calibration) purposes, mean HU values of each vertebra were converted into VTD values (g/mm³), by using linear regression derived from a CBCT Electron Density Phantom (Model 062A, CIRS Inc., Virginia, USA) placed next to the spine specimens during QCT. The specimen's VTD was finally computed by averaging the VTD of its three composing vertebrae. The height of the specimen was measured between the center of the superior and inferior endplates of the caudal and distal vertebrae, respectively. The CSA of each vertebra was measured at the middle of their vertebral body. The global CSA of the specimen was obtained by averaging the CSA of its three vertebrae. After imaging, specimens were frozen at -20° C until testing.

Testing apparatus and procedures

Dynamic axial compression was performed using a servohydraulic Material Testing System (MTS Axial 370.02 15 kN, Eden Prairie, MN) that included a single axis load cell and an inductive displacement transducer to respectively measure the actuator force and deflection (Figure 1). Two high-speed cameras (1000 frames/second) were placed aside of the specimen to visualize and chronologically trace spinal lesions. Two days (48h) before testing, specimens were thawed in a refrigerator (4° C) and covered by saline soaked towels. To fix the specimen on the MTS and load it uniformly, half of the distal and proximal vertebrae were potted in parallel cups filled with a polyurethane resin twenty-four hours before testing. During this process, the sagittal natural curvature of the specimens was maintained.

Prior to the test, specimens were thawed at room temperature (23° C) for 3 hours. Each specimen was positioned in the MTS and a 0.25 kN preload was applied for 1 minute (Singer et al., 1995). Specimens were then dynamically compressed at a displacement rate of 1 m/s, up to failure. The

test was stopped when the specimen was compressed by approximately 60% of the height of its middle vertebra (12 to 15 mm). All tests were performed at room temperature. Following compression, QCT images of the specimens were taken for medical diagnosis.

Data analysis and statistics

Force-displacement (F-D) curves were recorded and normalized according to the mean size of all specimens. Normalization was done by dividing the force by a ratio that correspond to the specimen CSA divided by the mean CSA of all specimens, and by dividing the displacement by a ratio that correspond to the total height of the specimen divided by the mean height of all specimens. This normalization process was performed so that stiffness and failure parameters from different genders, subject sizes, and spinal levels could be pooled together, by group. Failure was defined as the first point where a further increase in displacement caused a decrease in load. Normalized stiffness (K), force (F_{FAIL}), displacement (D_{FAIL}) and energy (E_{FAIL}) at failure were extracted from each curve. Stiffness was defined as the slope of the most linear portion of the curve, prior to failure. Failure energy was defined as the area under the F-D curve, up to failure. The mean and standard deviations of the biomechanical parameters (K , F_{FAIL} , D_{FAIL} and E_{FAIL}) were computed for each group and statistically compared. Replication of the tests and pure estimates of the error variance for the biomechanical parameters could not be performed since the tests were destructive.

General regression analyses were performed for each group to assess any relationship between the normalized biomechanical parameters and the VTD. To ensure that significant differences between groups were related to the presence of substantial osteophytes, and not to the difference of VTD between groups, the following additional analyses were performed. For parameters and group that had statistically significant relationship, new values were computed by using the mathematical relation and the VTD of the specimens of the other group. The mean and standard deviation of these new values were then compared to the corresponding values of the other group.

Videos were analyzed to identify failure location and fracture pattern. QCT images of the fractured specimens were used to identify the type of fracture based on the AO fracture classification (Magerl et al., 1994). Chi-square tests were performed to investigate the influence of the osteophytes on the location, type and pattern of fracture. All statistical analyses were performed using STATISTICA v.7.0 (StatSoft, Tulsa Oklahoma, USA). Differences were

considered significant at $p < 0.05$.

3.2.4 Results

Morphology and vertebral trabecular density

Specimens with substantial osteophytes showed higher (1.6 times) VTD than specimens without substantial osteophytes ($p < 0.05$) (Table 2). They also showed higher CSA, but lower H. However, as opposed to the VTD, differences in the gross morphology of the specimens were not significant.

Force-displacement curves

All specimens exhibited normalized F-D curves of similar shapes (Figure 2). Curves with embedded markers (squares, triangles, cross, etc.) represent specimens with substantial osteophytes. A typical curve is depicted in Figure 3. Before failure, the curve exhibits a sigmoidal shape characterized by a non-linear curve segment of increasing stiffness (segment A-B), immediately followed by a linear segment (B-C). This linear segment precedes a highly non-linear segment (C-D) characterized by a decreasing stiffness. Segment B-C is referred to the elastic portion of the curve while segment C-D is referred to the inelastic portion where micro-level damage (loss of material continuity via formation of cracks and voids which degrades stiffness), plasticity (flow process that creates irrecoverable strains) and viscoelasticity (dissipative process) take place. After failure (point D), the curve exhibits a decreasing strength (D-E) up to point E, after which the specimen either maintains (9 specimens) or regains (8 specimens) some strength (segment E-F).

Normalized stiffness and failure parameters

The average normalized stiffness (K) of specimens with substantial osteophytes was 2.7 times the stiffness of specimens without osteophytes (Table 3). The average F_{FAIL} , D_{FAIL} and E_{FAIL} of specimens with substantial osteophytes were 1.8, 5.2 and 1.6 times the corresponding values of specimens without osteophytes, respectively. All differences between groups were statistically significant.

Correlations between normalized biomechanical parameters and VTD

For specimens with substantial osteophytes, no correlation was found between the VTD and the biomechanical parameters (Figure 4). For specimens without vertebral osteophytes, the VTD was a good predictor of the normalized F_{FAIL} ($r^2 = 0.80$, $p < 0.03$) and E_{FAIL} ($r^2 = 0.55$, $p < 0.035$). In contrast, the VTD was not correlated with K and D_{FAIL} .

Following these results, values for F_{FAIL} and E_{FAIL} were predicted using the linear relations of Figure 4 and the VTD of the specimens with vertebral osteophytes, so that specimens with similar VTD could be compared. Again, significant differences were found between groups ($F_{\text{FAIL}} = 4117 \pm 1002$ N; $E_{\text{FAIL}} = 5.5 \pm 1.7$), thus ensuring that VTD alone could not explain the differences observed between groups.

Fracture patterns, types and locations

At failure, video analyses showed that one of the vertebrae collapsed and bone marrow was expelled in jet streams at the site of fracture, and from the orifices and vascular channels in the cortex. The first vertebral body to collapse and the fracture pattern were significantly different between the two groups of specimens. Indeed, the first vertebral body to collapse was the middle or distal one for 7 of the 8 specimens without osteophytes (Figure 5a), while it was the proximal one for 8 of the 9 specimens with substantial osteophytes (Figure 5b).

Three patterns of fracture were identified on the cortical surfaces. In the first pattern, the cortical bone splinters circumferentially and horizontally at its center, leaving a line that separates the vertebral body in upper and lower parts (Figure 5a). In the second pattern, the cortical bone splinters vertically, leaving a line that mostly divides the vertebral body in anterior and posterior portions (Figure 5b). The third pattern was a combination of the two other patterns and resulted in a complete destruction of the specimen. The first pattern was observed on 7 of the 8 specimens without osteophytes, while the second pattern was observed on 7 of the 9 specimens with substantial osteophytes. The third pattern was observed on 1 specimen of each group.

QCT images revealed that the presence of osteophytes had an influence on the types of fractures (Table 4). Five of the specimens without osteophytes sustained a complete burst fracture with a retropulsed bone fragment and canal compromise (type A.3.3 of the AO classification) while 4 of these specimens sustained an impaction fracture with collapse of the vertebral body (type A.1.3).

Only one specimen with vertebral osteophytes had a complete burst fractures (with fracture of the osteophyte). The other 8 specimens had an impaction fracture (type A.2.1) or a vertebral body collapse (type A.1.3), sometimes with a small displacement of the posterior cortical wall. Amongst these specimens, 6 had fractures of at least one of their osteophytes.

3.2.5 Discussion

Previous investigations (Al-Rawahi et al., 2010; Galbusera et al., 2011) showed that vertebral osteophytes induce significant changes in the resistance and flexibility of FSU under quasi-static or physiological loading conditions. The present study distinguishes itself from these investigations by testing longer spinal segments (three-vertebrae) under dynamic compression and by assessing the role of vertebral body osteophytes on fracture mechanisms of spinal segments. Substantial vertebral osteophytes increase the stiffness and load-bearing capacity of spinal segments. They also influence the pattern, location and risk-prediction of vertebral fractures.

The limitations of the present study must be discussed before interpreting the findings. Firstly, because of the limited availability of human cadavers, only seventeen specimens were extracted from nine subjects. To maximize sample sizes, data from the different genders and spinal levels were normalized by reporting all F-D curves on a specimen of average dimensions. Our normalization process, equivalent to the generation of engineering stress-strain curves, was selected so that biomechanical parameters were expressed in units consistent with those commonly used by clinicians or reported in other studies (Al-Rawahi et al., 2010; Duma et al., 2006; Kemper et al., 2007; Yoganandan, Ray, et al., 1989). The normalization was based on the average mid-vertebral body CSA and the total height of the specimens since these morphologic parameters were unaltered by the presence of osteophytes. Secondly, conservation conditions of the specimens could have influenced the results, but freezing and storage do not significantly alter their physical properties (Dhillon et al., 2001; Panjabi et al., 1985; Smeathers & Joanes, 1988). Finally, the applied loading and boundary conditions were simplified in comparison to real-life trauma situations (falls, car crashes, etc.) due to very limited knowledge on the complex loads involved in such situations and to the inherent difficulty of replicating these loads experimentally. However, the resulting fractures were similar to those observed clinically and the energy applied to the specimens was in good agreement with the energy applied in other *in vitro*

experiments that aimed to replicate compression fractures (Kifune et al., 1995; Kifune et al., 1997; Panjabi et al., 1995; Panjabi et al., 1994).

Both groups of specimens showed consistent mechanical responses up to failure, with normalized F-D curves showing similar shapes (segments A-B to C-D) as F-D curves reported in other studies (Duma et al., 2006; Yoganandan, Ray, et al., 1989). After failure, both groups of specimens were able to maintain or increase their strength (segments E-F). This characteristic could be explained by the crushing mechanism of the cancellous bone. Lindahl (1976) observed similar curve patterns after compressing small cubic blocks of lumbar trabecular bone. Carter and Hayes (1977) suggested that as the load increases, the collapse of an increasing number of intertrabecular spaces constrains the movement of the bone marrow, thus providing a hydraulic cushion to the spinal segment. They further reported that specimens with increasing strength following failure were associated with a higher overall bone mineral density. In the current study, specimens with vertebral osteophytes were associated with a higher VTD and were able to sustain greater loads after failure (Figure 2). At this point, it is not possible to confirm whether this higher VTD, which was measured within the cortical rim, can be attributed to osteophyte formation or to biological variations between specimens. The denser osteophyte bone (Al-Rawahi et al., 2010) formed at the margins of vertebral bodies in response to excessive stress and strains might also play a significant role in resisting compression after a fracture.

The biomechanical parameters of specimens without osteophytes were in good agreement with those reported in other experimental studies performed in similar conditions (Duma et al., 2006; Edmondston et al., 1994; Kemper et al., 2007). The higher K and F_{FAIL} measured for specimens with substantial osteophytes agrees well with the results of Al-Rawahi et al. (2010), who showed on FSU that osteophytes multiply these parameters by factors of 1.17 and 1.18, respectively. Our higher multiplication factors (1.9 and 2.7 respectively) might be attribute to the different loading conditions (dynamic vs quasi-static compression) and the nature and size of the tested osteophytes (the length of the osteophytes in Al-Rawahi et al. (2010) averaged 7 mm and none of them showed a complete and rigid anterior bridge of bone). This latest observation makes common sense since increasing severity of osteophyte formation is related to concomitant vertebral disc space narrowing (Pye et al., 2007), which in turn induces stiffening of the spinal segment in compression (Galbusera et al., 2011). Regression analysis showed that significant differences between groups for F_{FAIL} and E_{FAIL} could not be solely explained by the significant

difference in VTD, thus confirming the role of vertebral osteophytes on the failure behavior of spinal specimens.

For specimens without osteophytes, the strong correlation between F_{FAIL} and E_{FAIL} with the mean CSA (introduced in the normalization process) and the VTD of the specimen is in good agreement with results obtained in quasi-static conditions (Eriksson et al., 1989; Singer et al., 1995) and makes common sense since the force is a property that depends on the size of the specimen. In contrast, none of the failure parameters for specimens with substantial osteophytes was correlated with VTD, suggesting that substantial osteophytes produce significant bony alterations that make uncertain contributions to vertebral strength. Similar conclusions were reported by Al-Rawahi et al. (2010) with BMD measurements from dual photon x-ray absorptiometry.

By supporting most of the compressive load until failure, substantial vertebral osteophytes seem to provide stress-shielding of the underlying vertebral body and to prevent the occurrence of a complete transverse and horizontal disruption of the vertebral body (often seen with burst fracture). The high occurrence of burst fracture in specimens without osteophytes, despite a mildly or severely degenerated disc (grade 3 or 4), can be attributed to the penetration of nuclear material within the vertebral body and/or high shear forces transmitted by the facets to the posterior wall of the vertebra. The protective mechanism provided by the vertebral osteophytes could be attributed to their ability to modify the resistance to deformation of adjacent discs (by increasing their CSA) or to their higher bone density. These findings support the hypothesis that osteophytes are adaptive rather than degenerative (Al-Rawahi et al., 2010), and that their presence allows reducing excessive bone strain to normal levels.

Our findings might have a direct clinical implication. Firstly, the presence of substantial (bridging) osteophytes might impair the residual stability following fracture stabilization and consequently, should be properly considered by clinicians when doing a surgery, although the best way to surgically consider these bone spurs is a question that remains to be addressed. Secondly, the clinical evaluation of the risk of fractures for specimens with substantial osteophytes should not rely on the VTD and the gross morphology of the specimen until further studies are provided. Future works would benefit from the use of computational models (Chagnon et al., 2010; El-Rich et al., 2009; Galbusera et al., 2011) to circumvent the inherent

limitations related to *in vitro* tests (sample size, biological variations, simplified loads, etc.). In this respect, data provided in the current study might be helpful to develop and validate these tools.

In the present study, cadaveric tests were performed to assess the role of vertebral body osteophytes on the biomechanical response of spinal segments under dynamic compression. Reported results confirm our hypothesis that substantial vertebral osteophytes play a key-role in the failure parameters, type, pattern, location and risk prediction of vertebral fractures.

3.2.6 References

- Adams, J. E. (2009). Quantitative computed tomography. *Eur J Radiol*, 71(3), 415-424.
- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1982). Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury 1981 Volvo Award in Basic Science. *Spine*, 7(3), 184-191.
- Al-Rawahi, M., Luo, J., Pollintine, P., Dolan, P., & Adams, M. A. (2010). Mechanical Function of Vertebral Body Osteophytes, as Revealed by Experiments on Cadaveric Spines. *Spine*, 36(10), 770-777.
- Bartelink, D. L. (1957). The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br*, 39-B(4), 718-725.
- Cann, C. E., Genant, H. K., Kolb, F. O., & Ettinger, B. (1985). Quantitative computed tomography for prediction of vertebral fracture risk. *Bone*, 6(1), 1-7.
- Carter, D. R., & Hayes, W. C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*, 59(7), 954-962.
- Chagnon, A., Aubin, C. E., & Villemure, I. (2010). Biomechanical influence of disk properties on the load transfer of healthy and degenerated disks using a poroelastic finite element model. *J Biomech Eng*, 132(11), 111006.
- Deng, H. W., Xu, F. H., Davies, K. M., Heaney, R., & Recker, R. R. (2002). Differences in bone mineral density, bone mineral content, and bone areal size in fracturing and non-fracturing women, and their interrelationships at the spine and hip. *J Bone Miner Metab*, 20(6), 358-366.

- Dhillon, N., Bass, E. C., & Lotz, J. C. (2001). Effect of frozen storage on the creep behavior of human intervertebral discs. *Spine*, 26(8), 883-888.
- Duma, S. M., Kemper, A. R., McNeely, D. M., Brolinson, P. G., & Matsuoka, F. (2006). Biomechanical response of the lumbar spine in dynamic compression. *Biomed Sci Instrum*, 42, 476-481.
- Edmondston, S. J., Singer, K. P., Day, R. E., Breidahl, P. D., & Price, R. I. (1994). In-vitro relationships between vertebral body density, size, and compressive strength in the elderly thoracolumbar spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 9(3), 180-186.
- El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech*, 42(9), 1252-1262.
- Eriksson, S. A., Isberg, B. O., & Lindgren, J. U. (1989). Prediction of vertebral strength by dual photon absorptiometry and quantitative computed tomography. *Calcif Tissue Int*, 44(4), 243-250.
- Galbusera, F., Schmidt, H., Neidlinger-Wilke, C., Gottschalk, A., & Wilke, H. J. (2011). The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models. *Eur Spine J*, 20(4), 563-571.
- Hutton, W. C., & Adams, M. A. (1982). Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting? *Spine*, 7(6), 586-590.
- Kazarian, L., & Graves, G. A. (1977). Compressive strength characteristics of the human vertebral centrum. *Spine*, 2(1), 1-14.
- Kemper, A. R., McNally, C., & Duma, S. M. (2007). The influence of strain rate on the compressive stiffness properties of human lumbar intervertebral discs. *Biomed Sci Instrum*, 43, 176-181.
- Kifune, M., Panjabi, M. M., Arand, M., & Liu, W. (1995). Fracture pattern and instability of thoracolumbar injuries. *Eur Spine J*, 4(2), 98-103.

- Kifune, M., Panjabi, M. M., Liu, W., Arand, M., Vasavada, A., & Oxland, T. (1997). Functional morphology of the spinal canal after endplate, wedge, and burst fractures. *J Spinal Disord*, 10(6), 457-466.
- Klaassen, Z., Tubbs, R. S., Apaydin, N., Hage, R., Jordan, R., & Loukas, M. (2011). Vertebral spinal osteophytes. *Anat Sci Int*, 86(1), 1-9.
- Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40(2), 166-172.
- Lindahl, O. (1976). Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthop Scand*, 47(1), 11-19.
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*, 3(4), 184-201.
- McBroom, R. J., Hayes, W. C., Edwards, W. T., Goldberg, R. P., & White, A. A., 3rd. (1985). Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am*, 67(8), 1206-1214.
- Mosekilde, L., Bentzen, S. M., Ortoft, G., & Jorgensen, J. (1989). The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density. *Bone*, 10(6), 465-470.
- Nathan, H. (1962). Osteophytes of the vertebral column: an anatomical study of their development according to age, race and sex with considerations as to their etiology and significance. *J Bone Joint Surg Am*, 44, 243-268.
- Ochia, R. S., Tencer, A. F., & Ching, R. P. (2003). Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae. *J Biomech*, 36(12), 1875-1881.
- Panjabi, M. M., Krag, M., Summers, D., & Videman, T. (1985). Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthopaed Res*, 3(3), 292-300.
- Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Kifune, M., Arand, M., Wen, L., & Chen, A. (1995). Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. A biomechanic investigation. *Spine*, 20(10), 1122-1127.

- Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Lin, R. M., & McGowen, T. W. (1994). Thoracolumbar burst fracture. A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. *Spine*, 19(5), 578-585.
- Pye, S. R., Reid, D. M., Lunt, M., Adams, J. E., Silman, A. J., & O'Neill, T. W. (2007). Lumbar disc degeneration: association between osteophytes, end-plate sclerosis and disc space narrowing. *Ann Rheum Dis*, 66(3), 330-333.
- Shirado, O., Kaneda, K., Tadano, S., Ishikawa, H., McAfee, P. C., & Warden, K. E. (1992). Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fractures. *Spine*, 17(3), 286-292.
- Singer, K., Edmondston, S., Day, R., Breidahl, P., & Price, R. (1995). Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: correlations with bone mineral density and vertebral region. *Bone*, 17(2), 167-174.
- Smeathers, J. E., & Joanes, D. N. (1988). Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens. *J Biomech*, 21(5), 425-433.
- Thompson, J. P., Pearce, R. H., Schechter, M. T., Adams, M. E., Tsang, I. K., & Bishop, P. B. (1990). Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15(5), 411-415.
- Virgin, W. J. (1951). Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Br*, 33-B(4), 607-611.
- Yoganandan, N., Ray, G., Pintar, F. A., Myklebust, J. B., & Sances, A., Jr. (1989). Stiffness and strain energy criteria to evaluate the threshold of injury to an intervertebral joint. *J Biomech*, 22(2), 135-142.

3.2.7 Figures and tables

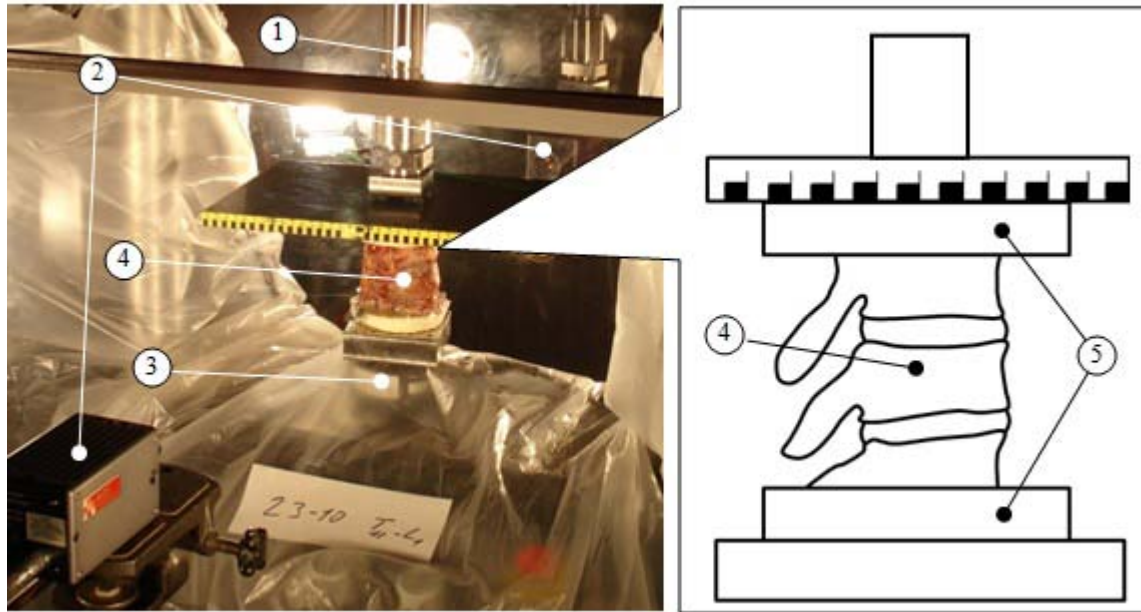


Figure 3.1: Article 1, Figure 1. Experimental setup composed of a servohydraulic Material Testing System (1), two high-speed cameras (2), a single-unit load cell (3), a cadaveric spinal segment (4) and a displacement transducer (not shown). The cadaveric spinal segment (4) was fixed on the MTS by potting the distal and proximal vertebrae in polyurethane resin (5).

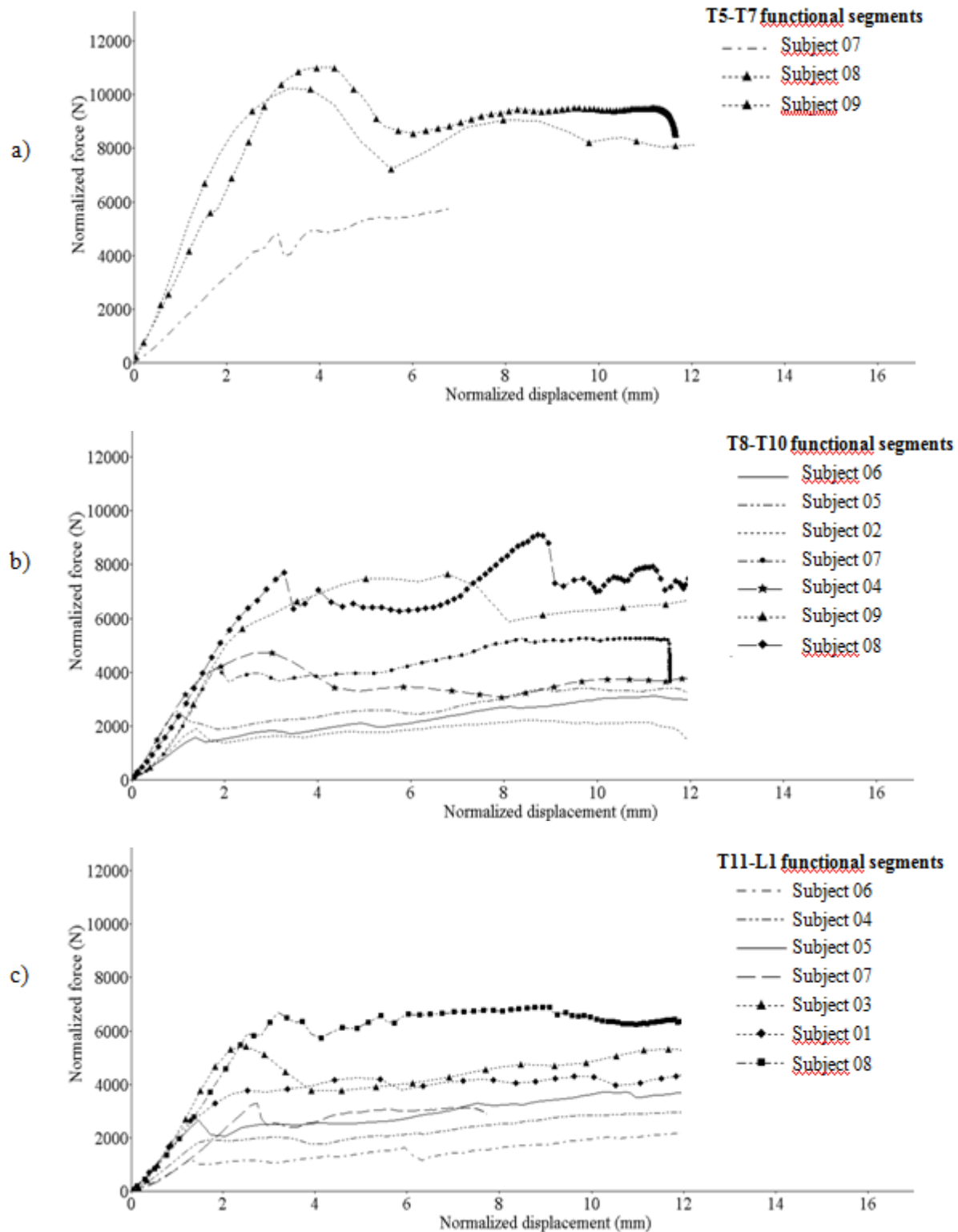


Figure 3.2: Article 1, Figure 2. Normalized force-displacement curves for the T5-T7 (a), T8-T10 (b) and T11-L1 (c) specimens. Curves with symbols represent specimens with substantial osteophytes. These specimens showed greater stiffness, loads and displacements before failure.

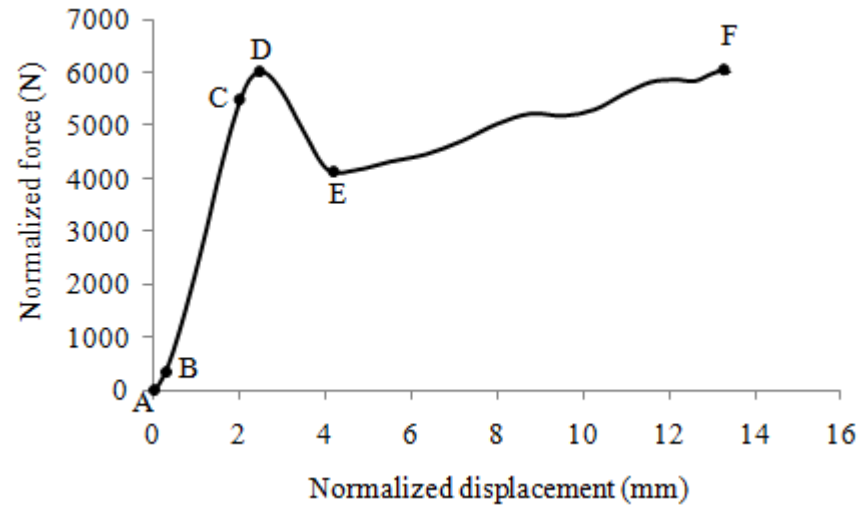


Figure 3.3: Article 1, Figure 3. Typical force-displacement (F-D) curve (specimen T11-L1, subject 3). The six segments (from A-B to E-F) depicted on this curve were observed on all specimens.

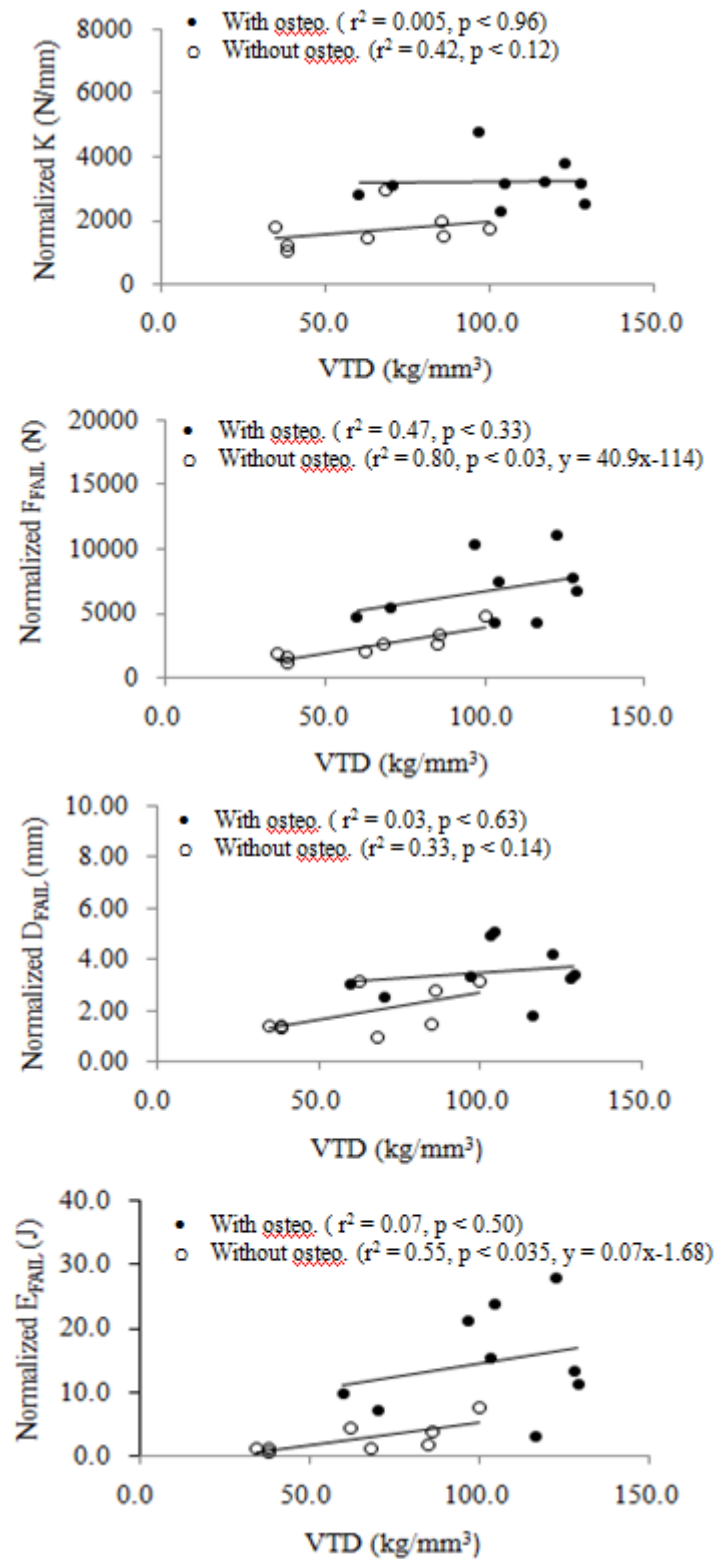


Figure 3.4: Article 1, Figure 4. Linear regressions between the VTD and the normalized biomechanical parameters. The VTD was only correlated with normalized F_{FAIL} and E_{FAIL} of specimens without osteophytes.

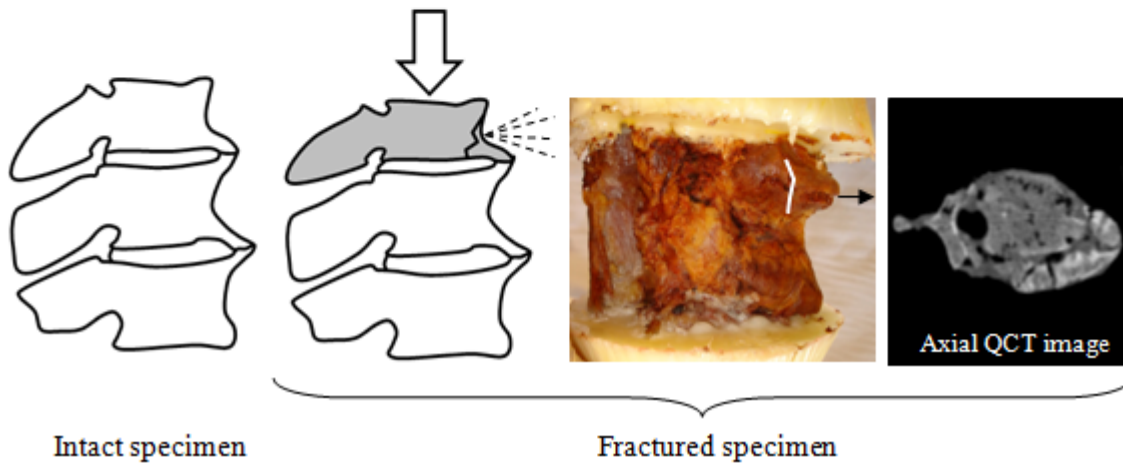
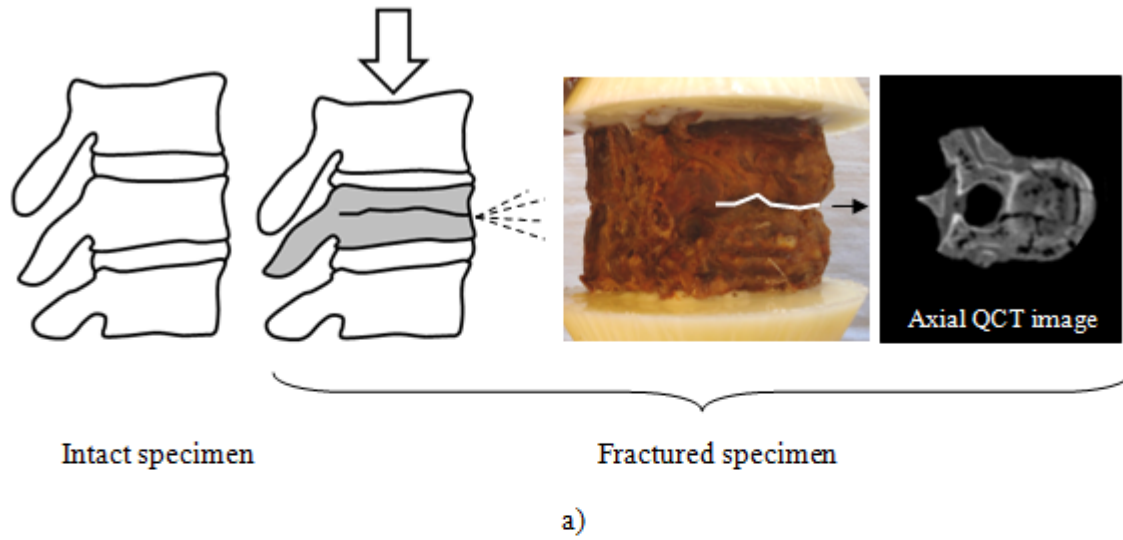


Figure 3.5: Article 1, Figure 5. First vertebra to collapse and fracture pattern. a) Specimen without osteophytes (segment T11-L1 specimen of subject 3). The middle vertebra (T12) is the first to collapse. A horizontal pattern splits the vertebra in upper and lower parts. A burst fracture is observed on the QCT image. b) Specimen with substantial osteophytes (segment T8-T10 of subject 2). The proximal vertebra (T11) is the first to collapse. A vertical pattern splits the vertebra in anterior and posterior parts. A fracture of the osteophyte is observed on the QCT image. The dashed lines represent the ejection of the bone marrow at the site of the fracture.

Tableau 3.1: Article 1, Table 1. Details of the 17 spinal specimens extracted from the 9 cadavers

Subject ID	Gender	Age (years)	Weight (kg)	Standing height (cm)	Specimen	Osteophytes	IVD grade
01	F	88	64	155	T11-L1	Yes	5
02	F	83	49	165	T8-T10	No	3
03	F	85	48	154	T11-L1	Yes	5
04	F	92	54	164	T8-T10	Yes	5
					T11-L1	No	4
05	F	93	39	165	T8-T10	No	3
					T11-L1	No	3
06	F	88	71	165	T8-T10	No	4
					T11-L1	No	4
07	M	77	75	173	T5-T7	No	3
					T8-T10	Yes	3
					T11-L1	No	3
08	M	90	91	170	T5-T7	Yes	5
					T8-T10	Yes	5
					T11-L1	Yes	5
09	M	82	53	165	T5-T7	Yes	5
					T8-T10	Yes	5

Tableau 3.2: Article 1, Table 2. Vertebral trabecular density (VTD), cross-sectional area (CSA) and specimen height (H) by group of specimens (mean \pm standard deviation)

	Specimens with osteophytes (n=9)	Specimens without osteophytes (n=8)	Ratio (with osteo./without)
VTD (kg/mm ³)	103 \pm 24	64 \pm 25	1.60*
CSA (mm ²)	1062 \pm 171	1009 \pm 251	1.05
H (mm)	77.0 \pm 5.0	81.3 \pm 6.6	0.95

* significant difference between groups (P < 0.05)

Tableau 3.3: Article 1, Table 3. Normalized stiffness and failure parameters by group (mean \pm standard deviation)

	Specimens with osteophytes (n=9)	Specimens without osteophytes (n=8)	Ratio (with/without osteophytes)
K (N/mm)	3207 \pm 735	1716 \pm 586	1.9†
F _{FAIL} (N)	6873 \pm 2534	2510 \pm 1152	2.7†
D _{FAIL} (mm)	3.5 \pm 1.1	1.9 \pm 0.9	5.2†
E _{FAIL} (J)	14.8 \pm 8.1	2.8 \pm 2.4	1.6†

† significant difference between groups (P < 0.01)

Tableau 3.4: Article 1, Table 4. Distribution of the types of fracture by group of specimens

Types of fracture	Specimens with osteophytes (n = 9)	Specimens without osteophytes (n = 8)
Burst fracture		
- Alone	0	5
- With fracture of an osteophyte	1	0
Impaction fracture or vertebral body collapse		
- Alone	2	3
- With fracture of an osteophyte	6	0

CHAPITRE 4 RAFFINEMENT ET VALIDATION D'UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DÉTAILLÉ DE LA COLONNE VERTÉBRALE THORACIQUE ET LOMBAIRE

4.1 Calibration des propriétés mécaniques du disque intervertébral : situation du second article

Le second article répond à une partie de l'objectif 2 visant le raffinement de l'unité fonctionnelle L2-L3 du modèle SM2S. Il porte plus spécifiquement sur la calibration des propriétés hyperélastiques du disque intervertébral pour des applications en compression dynamique. En effet, le modèle SM2S original (El-Rich et al., 2009) utilise des propriétés hyperélastiques provenant d'essais de compression quasi-statiques. Ces propriétés sont donc peu adaptées aux simulations impliquant des vitesses de sollicitation importantes à l'échelle de la colonne vertébrale, de l'ordre de 1 m/s. L'approche décrite dans cet article consiste donc à établir de manière phénoménologique des jeux de propriétés mécaniques admissibles qui sont cohérentes avec la réponse expérimentale du disque en compression dynamique.

Cet article, intitulé « Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads », a été accepté (actuellement sous presse) pour publication dans le Journal of Biomechanical Engineering. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 85%.

4.2 Article #2: Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads

Author Names and Affiliations:

Eric Wagnac, M.A.Sc., eng. * :

- Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT 24 IFSTTAR-Université de la Méditerranée, Faculté de Médecine secteur Nord, Boulevard Pierre Dramard, F-13916, Marseille, Cedex 20, France.
- Biomedical Engineering Institute, École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Station Centre-Ville, Montreal (Quebec), H3C 3A7, Canada.
- Tel.: (514) 514-340-4711 #2837; Fax: (514) 514-340-5867
- Email adress : eric.wagnac@polymtl.ca

Pierre-Jean Arnoux, Ph.D.:

- Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT 24 IFSTTAR-Université de la Méditerranée, Faculté de Médecine secteur Nord, Boulevard Pierre Dramard, F-13916, Marseille, Cedex 20, France.

Anaïs Garo, Ph.D.:

- Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT 24 IFSTTAR-Université de la Méditerranée, Faculté de Médecine secteur Nord, Boulevard Pierre Dramard, F-13916, Marseille, Cedex 20, France.
- Biomedical Engineering Institute, École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Station Centre-Ville, Montreal (Quebec), H3C 3A7, Canada.

Marwan El-Rich, Ph.D., eng.:

- Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT 24 IFSTTAR-Université de la Méditerranée, Faculté de Médecine secteur Nord, Boulevard Pierre Dramard, F-13916, Marseille, Cedex 20, France.
- Biomedical Engineering Institute, École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Station Centre-Ville, Montreal (Quebec), H3C 3A7, Canada.

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng.:

- Biomedical Engineering Institute, École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Station Centre-Ville, Montreal (Quebec), H3C 3A7, Canada.
- Research Center, Sainte-Justine Hospital, 3175 Cote Sainte-Catherine Rd, Montreal (Quebec), H3T 1C5, Canada.

* Corresponding author

4.2.1 Abstract

Background. Under fast dynamic loading conditions (e.g. high-energy impact), the load rate dependency of the intervertebral disc (IVD) material properties may play a crucial role in the biomechanics of spinal trauma. However, most finite element models (FEM) of dynamic spinal trauma uses material properties derived from quasi-static experiments, thus neglecting this load rate dependency. The aim of this study was to identify hyperelastic material properties that ensure a more biofidelic simulation of the IVD under a fast dynamic compressive load.

Method of Approach. A hyperelastic material law based on a first-order Mooney-Rivlin formulation was implemented in a detailed FEM of a L2-L3 functional spinal unit (FSU) to represent the mechanical behavior of the IVD. Bony structures were modeled using an elasto-plastic Johnson-Cook material law that simulates bone fracture while ligaments were governed by a viscoelastic material law. To mimic experimental studies performed in fast dynamic compression, a compressive loading velocity of 1 m/s was applied to the superior half of L2, while the inferior half of L3 was fixed. An exploratory technique was used to simulate dynamic compression of the FSU using 34 sets of hyperelastic material constants randomly selected using an optimal Latin hypercube algorithm and a set of material constants derived from quasi-static experiments. Selection or rejection of the sets of material constants was based on compressive stiffness and failure parameters criteria measured experimentally.

Results. The two simulations performed with calibrated hyperelastic constants resulted in non-linear load-displacement curves with compressive stiffness (7335 and 7079 N/mm), load (12488 and 12473 N), displacement (1.95 and 2.09 mm) and energy at failure (13.5 and 14.7 J) in agreement with experimental results (6551 ± 2017 N/mm, 12411 ± 829 N, 2.1 ± 0.2 mm and 13.0 ± 1.5 J respectively). The fracture pattern and location also agreed with experimental results. The simulation performed with constants derived from quasi-static experiments showed a failure energy (13.2 J) and a fracture pattern and location in agreement with experimental results, but a compressive stiffness (1580 N/mm), a failure load (5976 N) and a displacement to failure (4.8 mm) outside the experimental corridors.

Conclusions: The proposed method offers an innovative way to calibrate the hyperelastic material properties of the IVD and to offer a more realistic simulation of the FSU in fast dynamic compression.

Keywords: lumbar intervertebral disc, material properties, vertebral fracture, fast dynamic load, finite element analysis

4.2.2 Introduction

In severe spinal trauma situations, the lumbar intervertebral discs (IVDs) are submitted to fast loading rates. Numerical simulations showed that compressive loading rate of up to 0.6 m/s is applied to a single FSU in a frontal car crash of 50 km/h (Delerba, 2001a), which is significantly higher than loading rates sustained in quasi-static or physiological conditions ($\sim 0.0025\text{--}0.02$ m/s) (Tran et al., 1995; Yoganandan, Ray, et al., 1989). According to many authors, the loading rate has a significant influence on the mechanical behavior of spinal structures (Ivancic et al., 2007; Kazarian & Graves, 1977; Kemper et al., 2007; Ochia et al., 2003; Race et al., 2000), and may modify the pattern of injuries. Tran et al. (1995) showed that lumbar spine specimens loaded at a loading rate of 0.38 m/s sustained burst fractures that would likely involved neurologic injury while specimens loaded at a slow loading rate of 0.019 m/s sustained compression fractures with little canal occlusion.

Various finite element models (FEM) of the spine were used as surrogate experiments to provide significant knowledge on the biomechanics of spinal trauma (El-Rich et al., 2009; Qiu et al., 2006; Wilcox et al., 2004). However, very few of these FEM have considered the load rate dependency of the IVD's material properties in fast loading conditions (Kemper et al., 2007; Race et al., 2000), which might limit their reliability when simulating spinal trauma. For instance, Qiu et al. (2006) developed a FEM of the T12-L1 spinal motion segment using a linear elastic formulation to represent the mechanical response of the IVD. Although the model was used to investigate the mechanism of thoracolumbar burst fractures under impact loading conditions (maximum loading rate of 0.6 m/s), mechanical properties and validation of the IVD model were based on experimental results obtained in quasi-static conditions, thus neglecting the load rate effect. Wilcox et al. (2004) used an orthotropic elastic solid to model the annulus fibrosus of a three-vertebrae spinal segment and adjusted the annulus material properties to take into account their load rate dependency. However, material properties were linear and a single set of values was used to represent the composite of fibers and matrix.

A viscoelastic three-dimensional (3D) FEM of the IVD was developed by Wang et al. (2000) based on a Prony series using the experimental data of Li (1994), Best et al. (1994), and Iatridis et al. (1997; 1996). Identification of load-sharing changes during fast and slow loading rates were provided, but as pointed out by the authors, the duration of simulated tasks varied from 0.3 to 3

seconds, thus limiting the ability of the model to estimate the risk of injury at the high rates encountered in conditions of sudden load or posture perturbation.

The aforementioned limitations of current FEM dedicated to spinal trauma reflect the fact that few experimental studies have investigated the biomechanical response of FSUs to high loading rates. The recent works of Kemper et al. (2007) and Duma et al. (2006) are amongst the rare experimental studies that provide compressive stiffness and failure properties of lumbar FSUs when subjected to compressive rates greater than 0.1 m/s. These experimental data could be used to improve current FEM, notably by calibrating the material properties of the IVD in dynamic loading conditions, thus providing more accurate tools to predict and investigate the complex mechanisms involved in traumatic vertebral fractures. Consequently, the objective of this study was to determine realistic material properties for the FEM of the IVD's structural components at high compressive loading rates based on the experimental data of Kemper et al. (2007) and Duma et al. (2006).

4.2.3 Methods

Model description

The Spine Model for Safety and Surgery (SM2S) is an anatomically realistic 3D FEM of the thoracic and lumbar human spine created in joint collaboration between the Laboratory of Biomechanics and Applications of IFSTTAR/Mediterranean University of Marseille and École Polytechnique de Montréal (El-Rich et al., 2008). This model includes all vertebrae from T1 to L5, discs, and perivertebral ligaments (246 000 nodes, 1 055 000 elements) and can be used for dynamics (impacts, virtual trauma) (El-Rich et al., 2009; El-Rich et al., 2008) and quasi-statics (implants biomechanics) (Wagnac et al., 2010) applications. In the present study, the L2-L3 FSU of SM2S was exploited (El-Rich et al., 2009) (Fig. 1). In brief, the geometry of the vertebrae was obtained from a precise CT scan reconstruction of a 50th percentile healthy male volunteer with no recent spine pathology. Cortical bone and endplates of the vertebrae were modeled by 3-nodes shell elements while cancellous bone was represented by 4-nodes tetrahedron solid elements. Local variations of cortical thickness were taken into account by defining 9 zones of different shell thicknesses (Fazzalari et al., 2006; Roberts et al., 1997) (Fig. 2). All bony elements

followed an elasto-plastic Johnson-Cook formulation for which failure occurs by element deletion once the ultimate deformation level is reached (El-Rich et al., 2009; Garo et al., 2009). Bone material properties of the original FEM (El-Rich et al., 2009) were improved using those of Garo et al. (2009), who used an inverse finite element (FE) method to estimate the mechanical properties of the bone tissues in fast dynamic compression (Table 1).

Soft tissue geometries were derived from published anatomical data (Pintar et al., 1992) and observations on post-mortem human subjects. The seven ligaments that surrounded each FSU were modeled by 3-nodes and 4-nodes shell elements governed by a viscoelastic material formulation (generalized Maxwell-Kelvin-Voigt) that takes into account the load rate effect. Facet cartilage interactions were modeled by frictionless contact interfaces. Cross-sectional areas and material properties of the ligaments were taken from literature (El-Rich et al., 2009) (Table 1). The IVD was attached to the intervening endplates via kinematic conditions (tied contact interfaces) and subdivided in annulus fibrosus and nucleus pulposus (volume≈56% - annulus and 44%-nucleus) (White & Panjabi, 1990). It was composed of 8 layers of 8-nodes brick elements and the annulus ground substance was reinforced in the circumferential direction by 8 collagenous fiber layers using unidirectional (tension-only) springs organized in concentric lamellae with crosswise pattern at $\pm 35^\circ$ (Schmidt, Heuer, et al., 2007). The total volume of the fibers was set at 19% of the total volume of the annulus (Natarajan & Andersson, 1999). The mechanical behavior of the fibers was modeled by a non-linear load-displacement curve adapted from the literature (Shirazi-Adl et al., 1986) and implemented through a tabulated curve (Fig. 3). In total, the FEM was composed of 39,000 nodes and 192,000 elements with element characteristic lengths varying from 1.5 to 2.5 mm. The element size was based on a convergence study in order to provide a satisfactory balance between accuracy and computing resources.

The fluid-like behavior of the nucleus pulposus and the hyperelastic properties of the annulus ground substance were both modeled using an isotropic hyperelastic material law based on a Mooney-Rivlin formulation (Mooney, 1940; Rivlin, 1984), which is well suited for the modeling of biological tissues that exhibit nonlinear behavior and high level of strains (Fung, 1972). The strain energy function, termed W , is defined by:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + (J - 1)^2 / d_1 \quad (1)$$

where C_{10}, C_{01} = material constants; I_1, I_2 = first/second invariants of the deviatoric component of the left Cauchy-Green deformation tensor ; $J = V/V_0$ = local volume ratio; $d_1 = 2/K$ = material incompressibility factor and K = initial bulk modulus of the material = $6(C_{10} + C_{01})/3(1-2\nu)$.

Thus, by setting $\nu \approx 0.45$ for the annulus ground substance and an incompressibility condition for the nucleus ($\nu = 0.499$) (Schmidt et al., 2006), a total of four material constants ($C_{10}\text{-Annulus}$; $C_{01}\text{-Annulus}$; $C_{10}\text{-Nucleus}$; $C_{01}\text{-Nucleus}$) was required to model the mechanical behavior of the annulus ground substance and nucleus.

Boundary conditions, loads and simulations

To mimic the experimental setup and results of Kemper et al. (2007) which was used here to calibrate the material properties, the inferior half of the distal vertebra (L3) and the superior half of the proximal vertebra (L2) of the FEM were set as rigid bodies. All degrees of freedom (DOF) were constrained on the rigid body of the distal vertebra, while only X and Y translational DOF were constrained on the rigid body of the proximal vertebra. In its original configuration, the FSU was slightly flexed ($\sim 2^\circ$). Fast dynamic axial compression was simulated by first applying a 89 N preload followed by a downward velocity of 1 m/s on the master node of the L2 rigid body. The average compressive stiffness (K_{COMP}) was extracted from the simulation by using points located at approximately 25% and 50% of the resulting load-displacement curve (Kemper et al., 2007). Failure force (F_{FAIL}) and failure displacement (D_{FAIL}), defined as the point at which a further increase in compressive displacement resulted in a decrease in external compressive force, were also extracted from the load-displacement curve.

Sensitivity analysis

A sensitivity study was conducted using a design of experiments approach to assess the influence of the hyperelastic material constants ($C_{10}\text{-Annulus}$, $C_{01}\text{-Annulus}$, $C_{10}\text{-Nucleus}$ and $C_{01}\text{-Nucleus}$) on K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} . Ratios ($C_{01}\text{-Annulus}/C_{10}\text{-Annulus}$ and $C_{01}\text{-Nucleus}/C_{10}\text{-Nucleus}$) were used to evaluate the effect of $C_{01}\text{-Annulus}$ and $C_{01}\text{-Nucleus}$ since preliminary simulations showed that by keeping these ratios ≤ 1 , the shape of the simulated load-displacement curves was similar to the experimental ones. A weight factor α_{fibers} to either increase or decrease the load-displacement curve of the

collagenous fibers was added to also evaluate their influence. For each factor, two modalities were selected in order to cover the wide range of reported experimental values for K_{COMP} (Kemper et al., 2007), F_{FAIL} and D_{FAIL} (Duma et al., 2006). Selected values for $C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$ were 0.1 and 100 while values of 0.1 and 1 were selected for the ratios $C_{01-Annulus}/C_{10-Annulus}$ and $C_{01-Nucleus}/C_{10-Nucleus}$. Values of 0.5 and 2.0 were selected for the weight factor α_{fibers} , thus covering the range of material properties reported in the literature for the collagenous fibers (Goel et al., 1995; Shirazi-Adl et al., 1986). A full factorial analysis of 32 simulations was performed using an explicit dynamic solver that includes non-linear large deformations (Radioss v.10.0, Altair Engineering inc., MI, USA). The average compressive stiffness (K_{COMP}) and the failure parameters (F_{FAIL} and D_{FAIL}) were extracted from each simulation using the methods previously described. Simulation results were entered in a statistical software (STATISTICA v.7.0, StatSoft Inc., Tulsa Oklahoma, USA) and Pareto charts and normal probability plots of the standardized effects were used to identify material parameters that significantly influence the mechanical response of the FSU in terms of K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} ($p < 0.05$).

Calibration of the IVD material properties

The sensitivity study showed that only $C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$ had a significant influence on the mechanical response of the IVD at a high loading velocity (see section 3.1). Consequently, an exploratory technique was used to select $C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$ values for which the simulated response of the IVD falls within the range of experimental results. Thirty-four pairs of discrete potential values, bounded by 0.1 and 100, were thus generated using an Optimal Latin Hypercube (OLH) statistical algorithm (Hyperstudy v.10.0, Altair engineering, Troy MI, USA) and assigned to $C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$.

Thirty-four simulations were then performed using each pair of discrete potential values and the resulting parameters K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} were extracted from each simulation. Three-dimensional response surfaces were fitted to XYZ coordinate data, where $X = C_{10-Annulus}$, $Y = C_{10-Nucleus}$ and $Z = K_{COMP}$, F_{FAIL} or D_{FAIL} , according to a distance-weighted least squares smoothing procedure (STATISTICA v.7.0). In this procedure, a second-order polynomial regression was calculated in such a way that the influence of the individual data points on the regression was weighted by their Euclidian distance from the data points to be fitted. The function that controls

the weight depends on a stiffness coefficient (s), which determines the degree to which the fitted surface depends on local configurations of the analyzed values. The stiffness coefficient ranges between 0 and 1. The lower the coefficient, the more the shape of the surface is influenced by individual data points. A stiffness coefficient of 0.15 was used so that the surfaces could more closely fit the data than the other fitting procedures that were tested (linear, quadratic, negative exponential least squares, spline, etc.). Contour plots of all response surfaces were then obtained by projecting the surface on the XY plane.

Three domains of solution, containing $C_{10\text{-Annulus}}$ and $C_{10\text{-Nucleus}}$ values that adequately simulate K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} , were identified by bounding a specific area of their respective response surfaces (and contour plots) with the minimum and maximum values obtained experimentally. The final domain of solution that adequately simulates the complete mechanical behavior of the IVD (K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} simultaneously) was obtained by superimposing and intersecting the three domains of solutions.

Comparisons between simulations with calibrated constants, quasi-static constants and experimental results

The relevance of the proposed method was verified by comparing results of simulations that lied within the final domain of solution (calibrated constants) with the results of an additional simulation (#35) that used hyperelastic material constants obtained from quasi-static experiments ($C_{10\text{-Annulus}} = 0.18$, $C_{01\text{-Annulus}} = 0.045$, $C_{10\text{-Nucleus}} = 0.12$, $C_{01\text{-Nucleus}} = 0.03$) (Schmidt, Heuer, et al., 2007). Results extracted for this comparison were the pattern of the vertebral fracture, the load-displacement (L-D) curve, the compressive stiffness (K_{COMP}) and failure parameters such as the compressive load (F_{FAIL}), the shear force (S_{FAIL}), the displacement (D_{FAIL}), the bending moment (M_{FAIL}), the energy (E_{FAIL}), the intradiscal pressure (IDP_{FAIL}), the articular facet forces in compression (FF_{COMP}) and in the transverse plane (shear) (FF_{SHEAR}), and the ligament forces at failure (LF_{FAIL}). Except for S_{FAIL} , IDP_{FAIL} , FF_{COMP} , FF_{SHEAR} and LF_{FAIL} , all these results were compared to those obtained experimentally (Duma et al., 2006; Kemper et al., 2007).

4.2.4 Results

Sensitivity analysis

K_{COMP} , D_{FAIL} and F_{FAIL} were significantly influenced by $C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$ ($p < 0.05$), as shown by the Pareto charts of the main standardized effects (Fig. 4a, 4b and 4c respectively), in which all parameters that extend beyond the dotted line were considered significant ($p < 0.05$).

The weight factor α_{fibers} and the ratios $C_{01}/C_{10-Annulus}$ and $C_{01}/C_{10-Nucleus}$, had no significant effect on K_{COMP} , D_{FAIL} and F_{FAIL} . Also, first-order interactions (not shown on Fig. 4) had no significant effect on K_{COMP} , D_{FAIL} and F_{FAIL} , except for $C_{10-Annulus} \times C_{10-Nucleus}$. All results from the Pareto charts were confirmed by normal probability plots of the standardized effects.

Parametric analysis

Fourteen simulations out of the 34 resulted in a compressive stiffness K_{COMP} within the experimental corridors (4534-8468 N/mm), as shown by the dark grey area on the response surface ($R^2 = 0.91$) and contour plots of Fig. 5a. The failure force F_{FAIL} was a less restrictive parameter than K_{COMP} in the selection of $C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$. Indeed, thirty simulations out of the 34 showed failure forces within the experimental corridors (11203-13068 N) (Fig. 5b; R^2 of the corresponding response surface = 0.72). The displacement at failure D_{FAIL} was the most restrictive parameter. For this parameter, only two simulations (#10 and #21) stood within the experimental corridors (1.94-2.29 mm) (Fig. 5c; R^2 of the corresponding response surface = 0.81). The dotted lines on Fig. 5a-c represent sets of material constants for which simulations would result in the average K_{COMP} , D_{FAIL} and F_{FAIL} measured experimentally (6551 N/mm, 12411 N and 2.08 mm, respectively).

Figure 6 presents the final domain (defined by the light grey area) that contains sets of $C_{10-Annulus}$ and $C_{10-Nucleus}$ values that adequately simulate the complete mechanical behavior of the IVD (K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} simultaneously). This domain, obtained by superimposing the contour plots of K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} and by intersecting their specific domain of solution contains 2 of the 34 simulations (#10 and #21). Since the three dotted lines never intersect (Fig. 6), no single set of values can simultaneously simulate the average values of K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} .

Calibrated vs quasi-static hyperelastic constants

Of the 35 simulations, three patterns of fracture were observed (Fig. 7): vertebral body collapse of L2 (▲), superior endplate fracture of L3 (●) and inferior endplate fracture of L2 (■). Simulations that lied within the final domain of solution i.e with calibrated constants (simulations #10 and #21) resulted in superior endplate fractures of L3 (Fig. 8), as observed experimentally by Duma et al. (Duma et al., 2006). The same pattern of fracture was observed for the simulation that used hyperelastic material constants derived from quasi-static experiments (#35).

Simulations with calibrated material constants (#10 and #21) showed non-linear load-displacement curves with similar shapes than those obtained experimentally (Fig. 9). As expected, these two calibrated curves lied completely within the experimental corridors, as opposed to the load-displacement curve obtained from the simulation with quasi-static material properties (#35). Accordingly, all parameters derived from the calibrated L-D curves (K_{COMP} , F_{FAIL} , D_{FAIL} and E_{FAIL}) were in good agreement with the experimental results (Table 2). The bending moment M_{FAIL} was the only parameter that lied outside the experimental corridor. All parameters derived from the L-D curves simulated with the quasi-static material properties (#35) were outside the experimental corridors. The energy to failure E_{FAIL} was the only parameter that lied within the experimental range. Simulations with quasi-static material properties also showed a lower M_{FAIL} , a lower IDP_{FAIL} and a higher FF_{COMP} than the simulations with the calibrated constants (Table 2). As expected, the contribution of the ligaments (LF_{FAIL}) was negligible in all simulations.

4.2.5 Discussion

A FE exploratory technique based on stiffness and failure parameters criteria was used to estimate the hyperelastic material properties of the IVD at a fast compressive loading rate that simulate a high-energy impact. The proposed method distinguishes itself from other published studies by using a detailed FEM of a FSU that integrates elasto-plastic and viscoelastic material laws for the bone and spinal ligaments respectively, with material properties derived from experiments performed in dynamic loading conditions. An OLH algorithm was used to select a wide range of potential values for hyperelastic material constants $C_{10-Nucleus}$ and $C_{10-Annulus}$. The

OLH algorithm randomly samples the entire design space and breaks it down into equal-probability regions, thus generating a set of samples that more precisely reflect the shape of a sampled distribution than pure random (Monte Carlo) samples (Bates & Sienz, 2004). By uniformly covering a wide range of potential values and by using surface regression, the proposed method was able to identify a close domain of admissible material constants, as opposed to optimization-based methods where a unique solution is generally provided with the risk of targeting local minimum values.

The calibrated material constants provided in the current study enable an accurate simulation of an axial compression test of a FSU in dynamic loading condition, with compressive stiffness and failure parameters (K_{COMP} , F_{FAIL} , D_{FAIL} , E_{FAIL}) well within the ranges of experimental values. The difference between simulated and experimental bending moment (M_{FAIL}) could be explained by the boundary conditions of the FEM which represent a simplification of the experimental setup and by the homogenous material properties of the annulus ground substance and fibers, despite regional variations in the lamellar structure of the disc (Marchand & Ahmed, 1990). The simulated fracture pattern (superior endplate fracture) and the presence of shear force in the facet joints (FF_{SHEAR}) are also typical of the burst fracture mechanism observed clinically (Langrana et al., 2002). The negligible resistance to compression provided by the facets (FF_{COMP}) in the calibrated simulations makes common sense since the orientation of the facet joints at the L2-L3 lumbar levels is almost purely sagittal (White & Panjabi, 1990). Experimental studies also showed that facets of slightly flexed FSU resists no part of the compressive force (Adams & Hutton, 1980) while facets of slightly extended FSU could resist up to 40% of the compressive force, especially when submitted to a high rate compressive load (Hakim & King, 1976). The IDP_{FAIL} of 4.8 and 4.9 MPa are in good agreement with the observations of Brown et al. (Brown et al., 2008), in which a pressure of 4.87 ± 1.07 MPa was required to induce vertebral endplate fracture by means of rapid hydraulic fluid injection into the nucleus pulposus of porcine spinal units. In this respect, the relative material properties between the annulus and the nucleus, which has a clear influence on the IDP, plays a key role in the failure mechanisms underlying the vertebral endplate fractures such as those observed in Kemper et al. (Kemper et al., 2007) and Duma et al. (Duma et al., 2006). Complementary simulations also showed that the lower cortical thickness reported at the superior vertebral endplate, below the nucleus (Roberts et al., 1997), and

modeled here through local variations of cortical thickness, also contributes to the superior endplate failure mechanism.

To the opposite, the simulation with hyperelastic material constants obtained from quasi-static experiments (Schmidt, Heuer, et al., 2007) resulted in a non-biofidelic representation of a dynamic compression of a FSU. The use of these material constants did not only under-predict strength and stiffness of the FSU, but also affected the load-bearing contribution of the different vertebral structures. For instance, in this simulation, the facets resisted to approximately 12% of the total compressive failure load whereas their contribution was negligible in simulations with calibrated constants. This larger contribution of the facet is a direct consequence of the softer disc material, thus supporting the observation of Dunlop et al. (Dunlop et al., 1984), who stated that any changes in the material properties of the disc might affect the facet forces. Different intradiscal pressure (IDP_{FAIL}) and shear forces (S_{FAIL}) at failure were also observed between simulations with quasi-static and calibrated constants. These important differences (more than 25%), might significantly affect the pattern of fractures if the FEM was extended to a complete lumbar segment.

The presented method has some limitations to be considered when interpreting the results. Firstly, a hyperelastic Mooney-Rivlin formulation was chosen instead of more complex material laws based on poroelastic or viscoelastic formulations. While it has been shown that the use of a reduced Mooney-Rivlin formulation, based on strain energy function with two hyperelastic constants, to model the annulus ground substance may be less accurate in terms of shear behavior, it provided acceptable results in pure compression (Little, 2004). The use of a hyperelastic material law and thus, the assumption of no fluid flow in the annulus ground substance and the nucleus, were appropriate here for studies focusing on the IVD's mechanical response to high loading velocities, as opposed to long-term gravitational loads which may induce a visco-poroelastic response over a timeframe of minutes or hours (Little et al., 2007). Indeed, it is accepted that the fluid within the cartilage matrix has a limited flow under high strain rates or high velocities (Oloyede & Broom, 1993) and that for such loading conditions, the cartilage response relies on a fluid-flow independent mechanism (DiSilvestro et al., 2001) before failure of the endplate occurs. These assumptions are further supported by the study of Lee et al. (Lee et al., 2000), who showed by using a poroelastic FEM that in the case of impact loading, entrapped fluid in the nucleus provides the main resistance of the disc to the external load. In our

study, the material constants were calibrated at a single compressive velocity of 1 m/s. This seems reasonable since during a 50 km/h frontal or lateral car crash, the maximum relative velocity between two vertebrae range from 0.6 to 1.6 m/s (Delerba, 2001a). However, the proposed method ought to be extended to a viscoelastic (rate-dependent) and anisotropic (distinction between circumferential and radial material properties (Wilcox et al., 2004)) material model for the annulus ground substance and the nucleus when complementary experimental data will be available. Secondly, a full-factorial experimental design at only 2-levels was used in the sensitivity analysis, as opposed to a 3-levels design. Since the objective of the sensitivity study was to quickly identify the IVD material properties that demand further investigation, we choose to limit the number of simulations at this stage (32 vs 243 simulations) and consequently, to neglect the quadratic effects. Thirdly, no rupture model was implemented for the IVD, as opposed to the bony vertebrae. But it is well known that disc rupture is usually the end result of a gradual or fatigue process and that in high loading conditions, the bone generally tears apart before the annulus suffered damage (White & Panjabi, 1990). Traumatic disc rupture such as a prolapsed IVD (extrusion of the nucleus pulposus) has indeed been observed by Adams and Hutton (Adams & Hutton, 1982), but such injury would result from the compression of a FSU flexed a few degrees beyond the normal limit and would mostly affect slightly degenerated discs at lower lumbar levels. Fourthly, homogeneous material properties were used for the cancellous bone. Other limitations (e.g. homogeneous cancellous bone) specifically related to the FEM were already discussed in El-Rich et al. (El-Rich et al., 2009).

Finally, the proposed identification method was based on experimental results (K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL}) that strongly depend on the dimensions of the FSU specimens, as opposed to intrinsic and normalized material parameters such as the Young modulus and the engineering stress and strain at failure. Since those experimental data were not available, care was taken to make sure that the height of the modeled IVD was identical to the average height of the experimental IVDs described in Kemper et al. (Kemper et al., 2007), and that the size of the vertebrae was in good agreement with the morphometric study of Wolf et al. (Wolf et al., 2001). Moreover, since the proposed method was based on the mechanical behavior of complete FSUs, the final domain of solution might strongly depend on the material properties of the bone at failure. The use of bone failure parameters to select admissible hyperelastic material properties makes common sense since the IVD has a significant influence on spinal fractures when submitted to destructive loads

(Liu et al., 2002). In this study, care was taken to use validated material properties based on the dynamic compression of an isolated lumbar vertebra. Complementary simulations showed that changes of $\pm 10\%$ in the material properties of the bone had a limited impact (less than 10%) on the simulation results and consequently, on the results of the calibration process. Sample size and specimen characteristics (age, gender, population, etc.) are additional factors that might influence the final domain of solution. In this study, despite the small sample size, the calibrated material properties render a reliable simulation of a young to middle age (~30-60 years) healthy male population, which is a population at higher risk of severe spinal fractures (e.g. burst fractures) than a older male population (60-90 years) (Leucht et al., 2009). Obviously, the suggested material properties must not be generalized to other loading conditions or other populations unless extensive validations with complementary experiments are performed in these specific conditions. This should be the scope of future research.

4.2.6 Conclusion

Using a detailed FEM of the L2-L3 FSU, an original method was developed to identify hyperelastic material properties for simulations of the IVD in dynamic loading conditions that simulate a high-energy impact. The method distinguishes itself from previous FE studies by using an exploratory technique along with compressive stiffness and failure parameters criteria to delineate a domain of hyperelastic material constants that entirely satisfies the experimental data in fast dynamic situations. Thus, admissible values resulted in load-displacement curves and spinal fractures in good agreement with experimental results, as opposed to values reported from previous quasi-static FE studies. These observations clearly demonstrate the relevance of using material properties derived from dynamic experimental studies. Such material properties have a significant influence on the outcome related to the exploitation of FEM for the prevention, prediction or surgical treatment of spinal injuries and thus, must be determined properly. Consequently, this study makes an original contribution to the development of realistic FEM of the lumbar spine dedicated to spinal trauma.

Conflict of interest

There is no conflict of interest. Authors have not received any payment for conducting this work and are in no conflict of interest.

Acknowledgments

This work was supported by peer-reviewed research grants from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the “Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies”, the “Ministère des Transports” of the Government of Quebec, and the “Commission Permanente de Coopération Franco-Québécoise”.

4.2.7 References

- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1980). The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *J Bone Joint Surg Br*, 62(3), 358-362.
- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1982). Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury 1981 Volvo Award in Basic Science. *Spine*, 7(3), 184-191.
- Bates, J. B., & Sienz, J. (2004, 19-22 April 2004). *Formulation of the optimal latin hypercube design of experiments using a permutation genetic algorithm*. Paper presented at the 45th AIAA/ASME/ASCE/AHS/ASC Structures, Structural Dynamics & Materials Conference, Palm Springs, California.
- Best, B. A. et al. (1994). Compressive mechanical properties of the human annulus fibrosus and their relationship to biochemical composition. *Spine*, 19(2), 212-221.
- Brown, S. H., Gregory, D. E., & McGill, S. M. (2008). Vertebral end-plate fractures as a result of high rate pressure loading in the nucleus of the young adult porcine spine. *J Biomech*, 41(1), 122-127.
- Delerba, F. (2001). *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle du rachis thoracique et lombaire en configuration de choc automobile*. Ph.D, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris.

- DiSilvestro, M. R., Zhu, Q., & Suh, J. K. (2001). Biphasic poroviscoelastic simulation of the unconfined compression of articular cartilage: II--Effect of variable strain rates. *J Biomech Eng*, 123(2), 198-200.
- Duma, S. M., Kemper, A. R., McNeely, D. M., Brolinson, P. G., & Matsuoka, F. (2006). Biomechanical response of the lumbar spine in dynamic compression. *Biomed Sci Instrum*, 42, 476-481.
- Dunlop, R. B., Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1984). Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *J Bone Joint Surg Br*, 66(5), 706-710.
- El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech*, 42(9), 1252-1262.
- El-Rich, M., Wagnac, E., Arnoux, P. J., & Aubin, C. E. (2008). Detailed modeling of the lumbar spine for trauma applications : preliminary results. *Comput Meth Biomech Biomed Eng*, 11(Suppl. 1), 93-94.
- Fazzalari, N. L., Parkinson, I. H., Fogg, Q. A., & Sutton-Smith, P. (2006). Antero-postero differences in cortical thickness and cortical porosity of T12 to L5 vertebral bodies. *Joint Bone Spine*, 73(3), 293-297.
- Fung, Y. C. (1972). *Stress-Strain-history relations of soft tissues in simple elongation*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall inc.
- Garo, A., Arnoux, P. J., & Aubin, C. E. (2009). Estimation of bone material properties using an inverse finite element method. *Comput Meth Biomech Biomed Eng*, 12(Suppl. 1), 121-122.
- Goel, V. K., Monroe, B. T., Gilbertson, L. G., & Brinckmann, P. (1995). Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads. *Spine*, 20(6), 689-698.
- Hakim, N. S., & King, A. I. (1976). Static and dynamic articular facet loads. *Proceedings of Stapp Car Crash Conference*, 609-639.
- Iatridis, J. C., Setton, L. A., Weidenbaum, M., & Mow, V. C. (1997). The viscoelastic behavior of the non-degenerate human lumbar nucleus pulposus in shear. *J Biomech*, 30(10), 1005-1013.

- Iatridis, J. C., Weidenbaum, M., Setton, L. A., & Mow, V. C. (1996). Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc. *Spine*, 21(10), 1174-1184.
- Ivancic, P. C. et al. (2007). Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *Spine J*, 7(6), 659-665.
- Kazarian, L., & Graves, G. A. (1977). Compressive strength characteristics of the human vertebral centrum. *Spine*, 2(1), 1-14.
- Kemper, A. R., McNally, C., & Duma, S. M. (2007). The influence of strain rate on the compressive stiffness properties of human lumbar intervertebral discs. *Biomed Sci Instrum*, 43, 176-181.
- Langrana, N. A., Harten, R. R., Lin, D. C., Reiter, M. F., & Lee, C. K. (2002). Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms. *Spine*, 27(5), 498-508.
- Lee, C. K., Kim, Y. E., Lee, C. S., Hong, Y. M., Jung, J. M., & Goel, V. K. (2000). Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model. *Spine*, 25(19), 2431-2439.
- Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40(2), 166-172.
- Li, S. (1994). *Response of human intervertebral disk to prolonged axial loading and low-frequency vibration*. Ph.D., University of Illinois at Chicago, Chicago IL.
- Little, J. P. (2004). *Response of human intervertebral disc to prolonged axial loading and low-frequency vibration*. Ph.D., Queensland University of Technology, Brisbane, Australia.
- Little, J. P., Adam, C. J., Evans, J. H., Pettet, G. J., & Pearcy, M. J. (2007). Nonlinear finite element analysis of annular lesions in the L4/5 intervertebral disc. *J Biomech*, 40(12), 2744-2751.
- Liu, L., Pei, F., Song, Y., Zou, L., Zhang, C., & Zhou, Z. (2002). The influence of the intervertebral disc on stress distribution of the thoracolumbar vertebrae under destructive load. *Chin J Traumatol*, 5(5), 279-283.
- Marchand, F., & Ahmed, A. M. (1990). Investigation of the laminate structure of lumbar disc annulus fibrosus. *Spine*, 15(5), 402-410.
- Mooney, M. (1940). A theory of large elastic deformation. *J Appl Phys*, 11, 582-592.

- Natarajan, R. N., & Andersson, G. B. (1999). The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine*, 24(18), 1873-1881.
- Ochia, R. S., Tencer, A. F., & Ching, R. P. (2003). Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae. *J Biomech*, 36(12), 1875-1881.
- Oloyede, A., & Broom, N. D. (1993). A physical model for the time-dependent deformation of articular cartilage. *Connect Tissue Res*, 29(4), 251-261.
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances, A., Jr. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech*, 25(11), 1351-1356.
- Qiu, T.-X., Tan, K.-W., Lee, V.-S., & Teo, E.-C. (2006). Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method. *Med Eng Phys*, 28(7), 656-664.
- Race, A., Broom, N. D., & Robertson, P. (2000). Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc. *Spine*, 25(6), 662-669.
- Rivlin, R. S. (1984). *Forty years of non-linear continuum mechanics*. Paper presented at the IX International Congress on Rheology, Acapulco, Mexico.
- Roberts, S., McCall, I. W., Menage, J., Haddaway, M. J., & Eisenstein, S. M. (1997). Does the thickness of the vertebral subchondral bone reflect the composition of the intervertebral disc? *Eur Spine J*, 6(6), 385-389.
- Schmidt, H., Heuer, F., Drumm, J., Klezl, Z., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(4), 377-384.
- Schmidt, H. et al. (2006). Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(4), 337-344.
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M., & Shrivastava, S. C. (1986). A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech*, 19(4), 331-350.
- Tran, N. T., Watson, N. A., Tencer, A. F., Ching, R. P., & Anderson, P. A. (1995). Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate. *Spine*, 20(18), 1984-1988.

- Wagnac, E., Michardiere, D., Garo, A., Arnoux, P. J., Mac-Thiong, J. M., & Aubin, C. E. (2010). Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study. *Stud Health Technol Inform*, 158, 167-171.
- Wang, J. L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., & Engin, A. E. (2000). Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate. *Spine*, 25(3), 310-318.
- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine* (2nd ed.). Philadelphia: J.B. Lippincott.
- Wilcox, R. K., Allen, D. J., Hall, R. M., Limb, D., Barton, D. C., & Dickson, R. A. (2004). A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach. *Eur Spine J*, 13(6), 481-488.
- Wolf, A., Shoham, M., Michael, S., & Moshe, R. (2001). Morphometric study of the human lumbar spine for operation-workspace specifications. *Spine*, 26(22), 2472-2477.
- Yang, K., Zhu, F., Luan, F., Zhao, L., & Begeman, P. C. (1998). *Development of a finite element model of the human neck*. Paper presented at the In Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference, Fort Lauderdale, FL, USA.
- Yoganandan, N., Ray, G., Pintar, F. A., Myklebust, J. B., & Sances, A., Jr. (1989). Stiffness and strain energy criteria to evaluate the threshold of injury to an intervertebral joint. *J Biomech*, 22(2), 135-142.

4.2.8 Figures and Tables

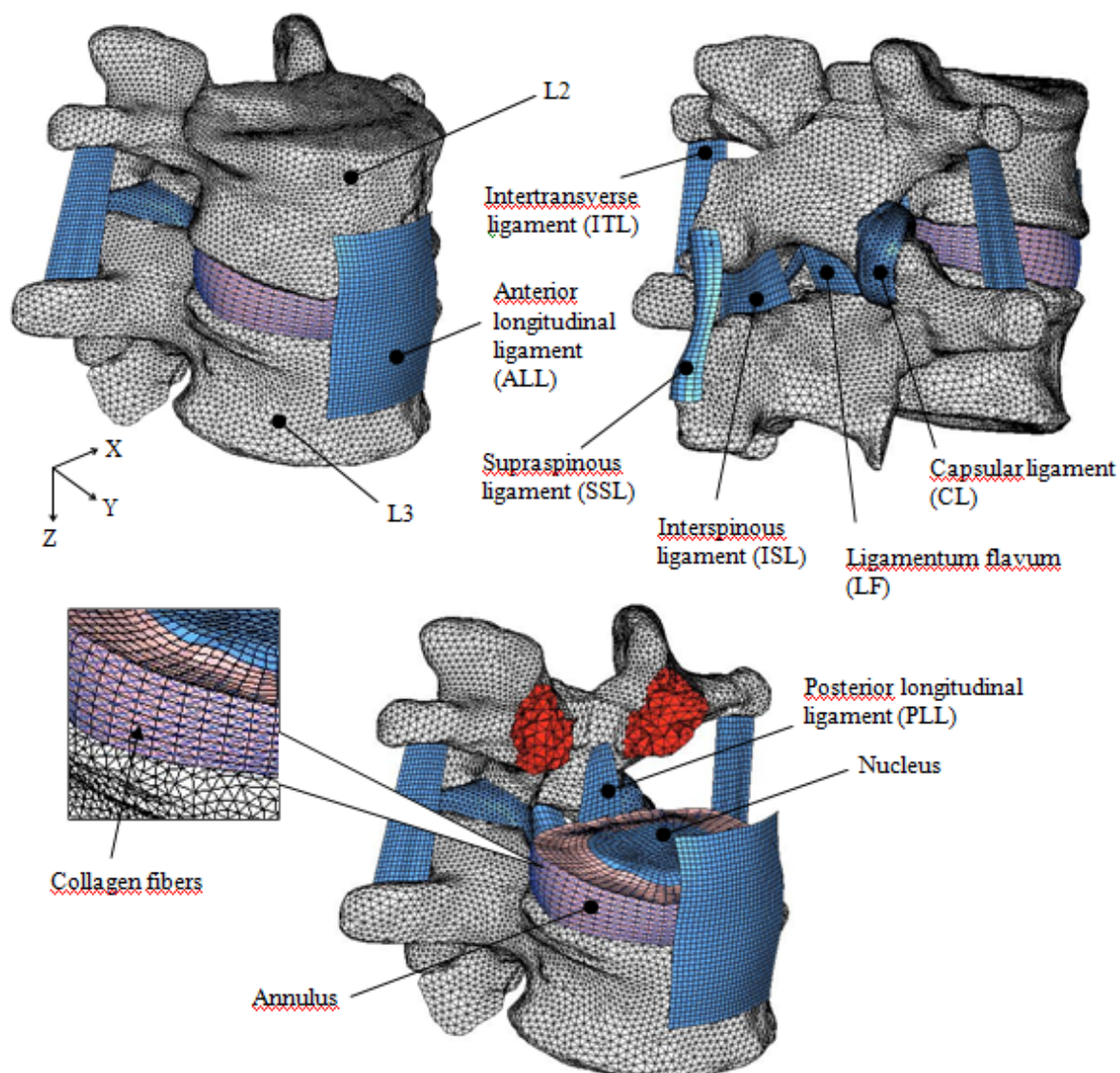


Figure 4.1: Article 2, Fig. 1. Functional spinal unit L2-L3 of the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S).

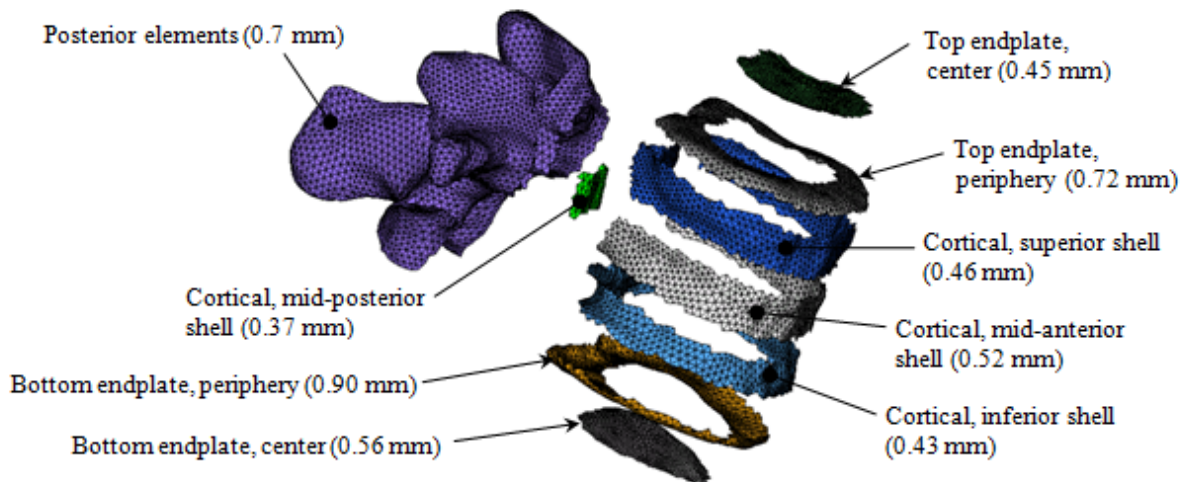


Figure 4.2: Article 2, Fig. 2. Segmentation of the vertebra in 9 components of different cortical thicknesses.

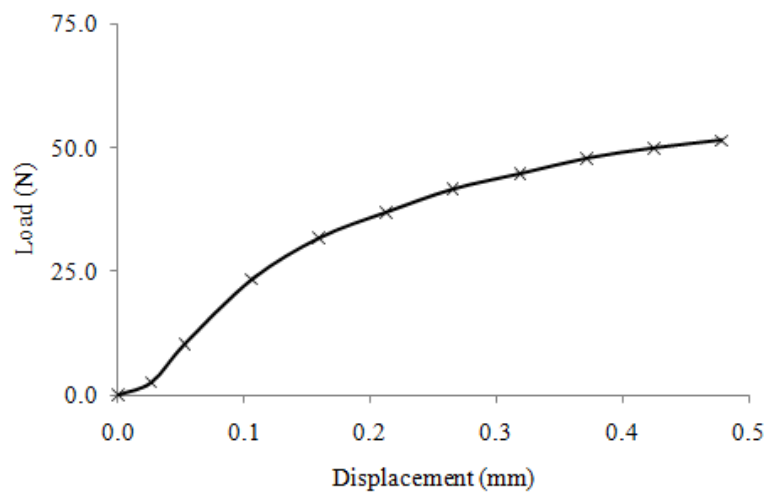


Figure 4.3: Article 2, Fig. 3. Non-linear load-displacement curve used to model the mechanical behavior of a single collagenous fiber element.

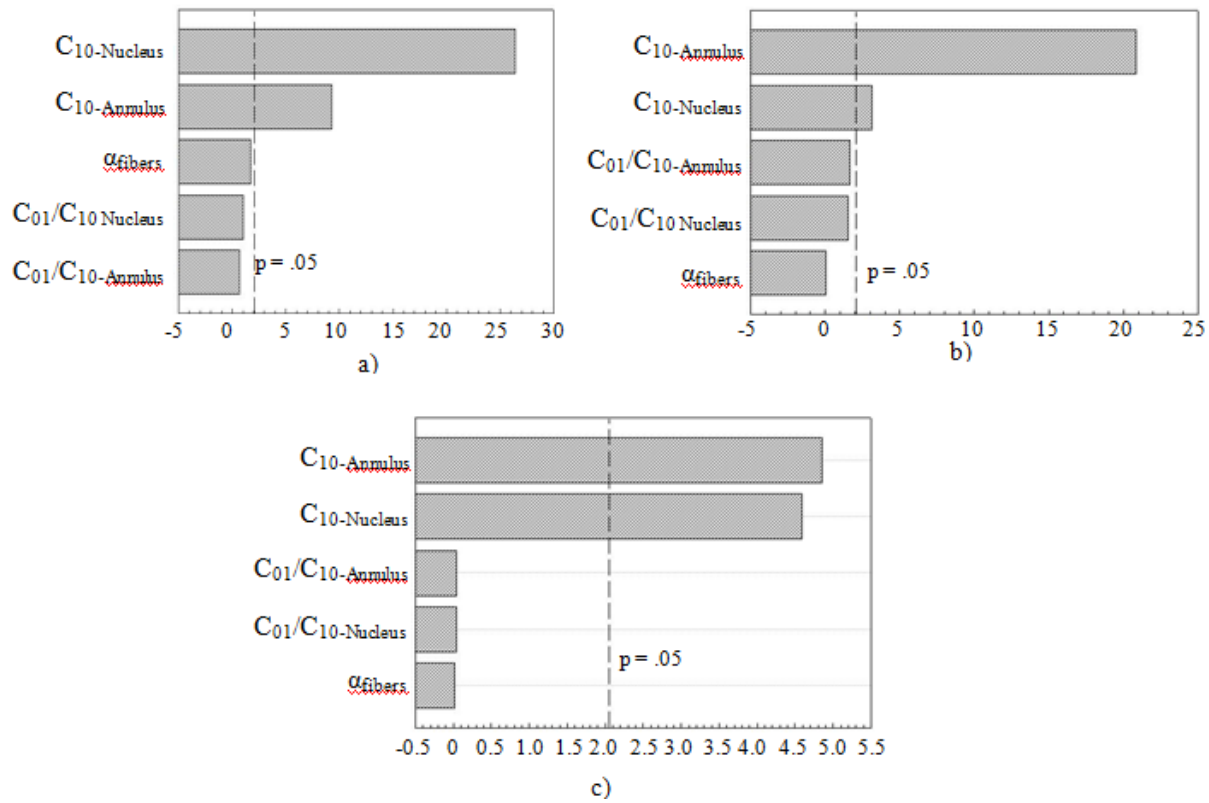


Figure 4.4: Article 2, Fig. 4. Pareto charts of the main standardized effects (t-values). a) K_{COMP} b) F_{FAIL} c) D_{FAIL} . Any effect that extends past the dashed lines represents a statistically significant effect ($p \leq 0.05$).

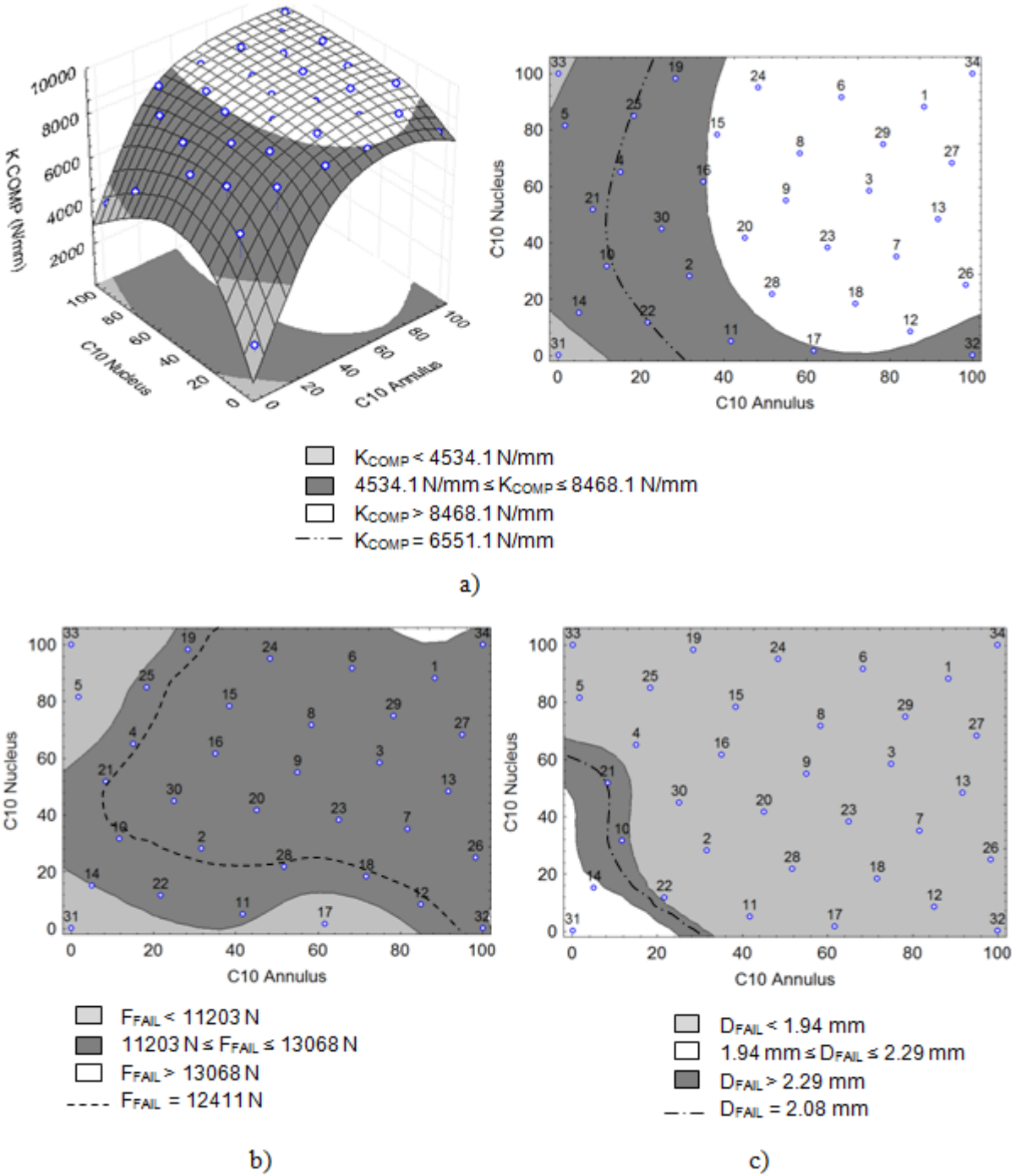


Figure 4.5: Article 2, Fig. 5. a) Surface response for the compressive stiffness K_{COMP} b) Contour plot of K_{COMP} obtained by the projection of its surface response on the XY plane c) Contour plot of the failure force F_{FAIL} d) Contour plot of the displacement to failure D_{FAIL} . Dot numbers represent simulation IDs. The dotted lines represent sets of material constants for which simulations would result in the average K_{COMP} , D_{FAIL} and F_{FAIL} measured experimentally.

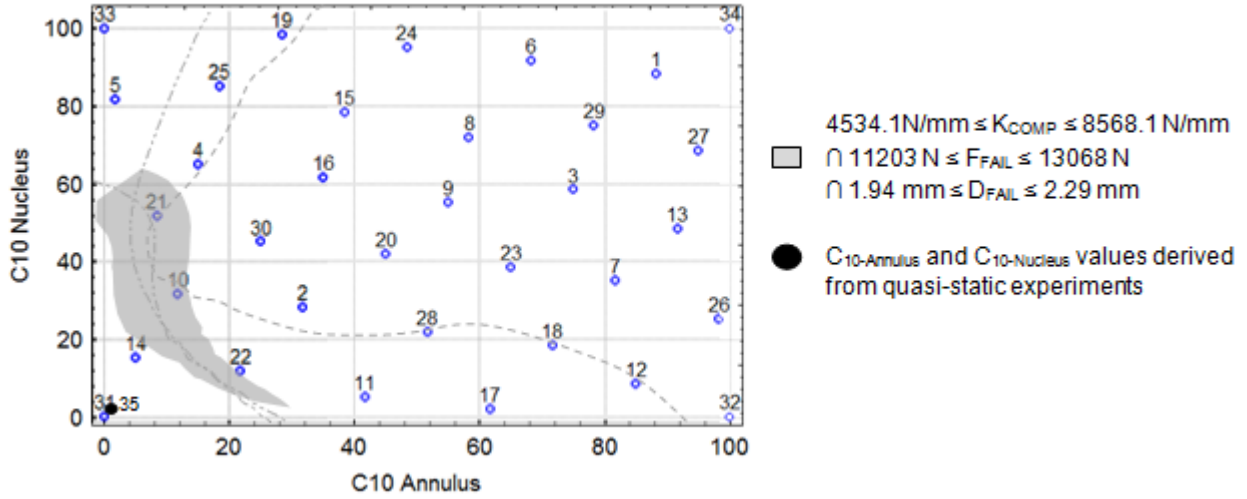


Figure 4.6: Article 2, Fig. 6. Final domain of solution obtained by superimposing the K_{COMP} , F_{FAIL} and D_{FAIL} contour plots and by intersecting their individual domain of solution. The black dot (simulation #35) represents $C_{10\text{-Annulus}}$ and $C_{10\text{-Nucleus}}$ values derived from quasi-static experiments (Schmidt et al., 2006).

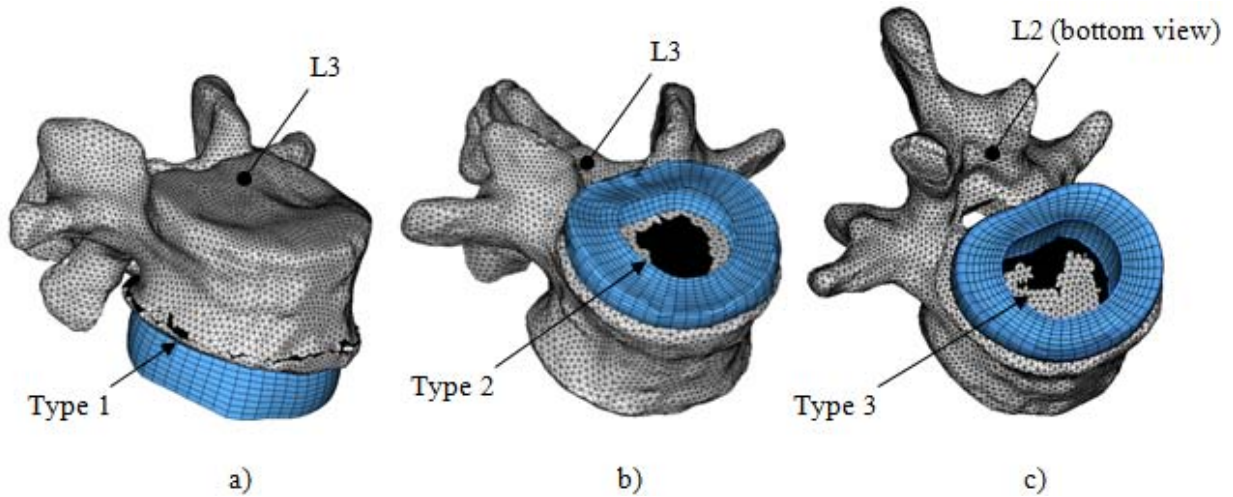


Figure 4.7: Article 2, Fig. 7. Types of fracture observed on the 34 simulations: a) vertebral body collapse of L2 (type 1) b) superior endplate fracture of L3 (type 2) c) inferior endplate fracture of L2 (type 3). Fractures are represented by a black zone.

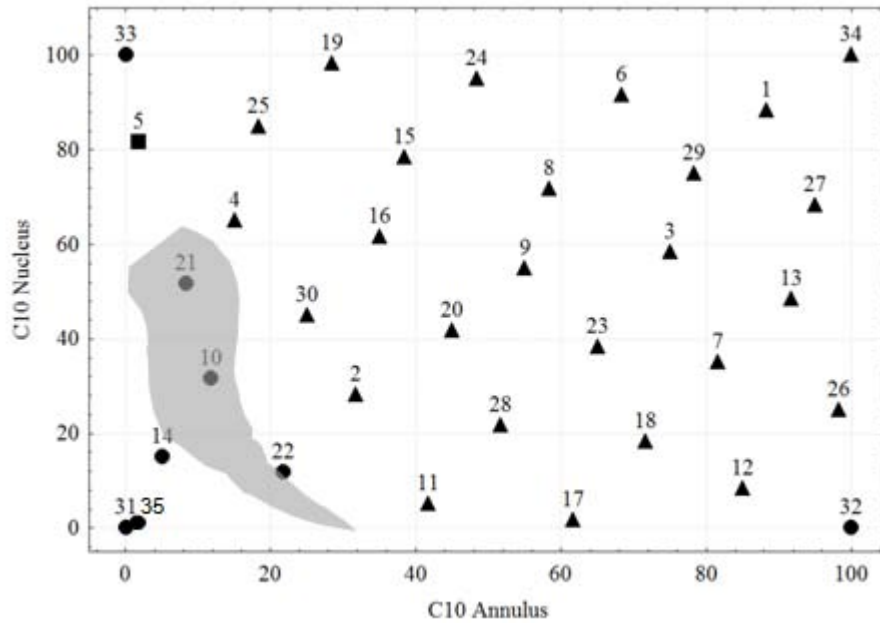


Figure 4.8: Article 2, Fig. 8. Fracture pattern per simulation. Simulations that lied within the final domain of solution (grey area) resulted in superior endplate fractures of L3 (●), as observed experimentally. Other simulations either resulted in superior endplate fractures of L3 (●), vertebral body collapse of L2 (▲) or inferior endplate fracture of L2 (■).

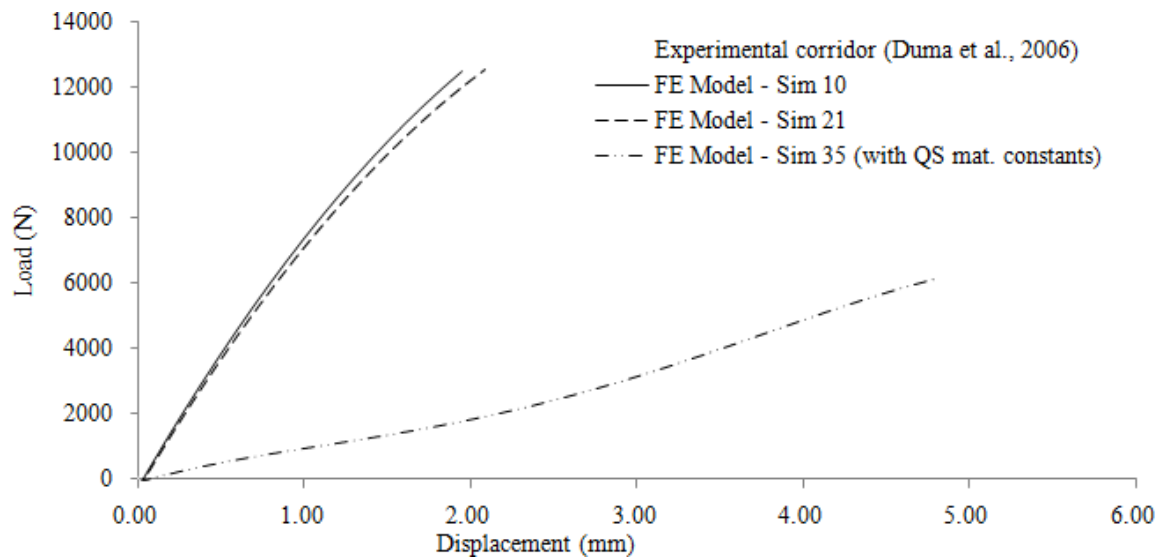


Figure 4.9: Article 2, Fig. 9. Simulated load-displacement curves vs experimental corridor. Simulations #10 and #21 used calibrated material constants ($C_{10\text{-Annulus}}$ and $C_{10\text{-Nucleus}}$ within the final domain of solution) while simulation #35 used material constants derived from quasi-static experiments (Schmidt et al., 2006).

Tableau 4.1: Article 2, Table 1. Mechanical properties used for the FEM a) Vertebral components
b) Intervertebral disc components c) Spinal ligaments.

a)

Material properties	Cortical bone & bony endplate (periphery)	Cancellous bone & bony endplate (center)	Ref.
Density (kg/mm^3)	1.83E-06	0.2E-06	(1)
Young modulus, E (MPa)	4014	93.7	"
Poisson ratio, ν	0.3	0.25	"
Yield stress, a (MPa)	142.5	5	"
Hardening modulus, b (MPa)	1338	26.8	"
Hardening exponent, n	1	1	"
Failure plastic strain, ϵ_p	0.071	0.1	"
Maximum stress (MPa)	190	6.25	"

(1) Garo et al., 2008

b)

Material properties	Nucleus pulposus	Annulus matrix	Collagenous fibers	Ref.
Density (kg/mm^3)	1.00E-06	1.20E-06	-	(2)
Poisson ratio, ν	0.499	0.45	-	(3)
C_{10} and C_{01}	<i>Estimated in the present study</i>		-	-
Load-disp. curve	-	-	Nonlinear (Fig. 3)	(4)

(2) Garo et al., 2008; (3) Schmidt et al, 2006; (4) Shirazi-Adl et al., 1986

c)

Material properties	Ligaments							Ref.
	ALL	PLL	ITL	ISL	LF	SSL	CL	
Density (kg/mm^3)	1 E-06	1 E-06	1 E-06	1 E-06	1 E-06	1 E-06	1 E-06	(5)
Young modulus, E (MPa)	11.4	9.12	11.4	4.56	5.7	8.55	22.8	(6)
Poisson ratio, ν	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	"
Tangent modulus, E_t (MPa)	10.0	9.0	11.0	4.0	5.0	8.0	22.0	(5)
Tangent poisson ratio, ν_t	0.42	0.42	0.42	0.42	0.42	0.42	0.42	"
Viscosity coefficient, η_0	28	28	28	28	28	28	28	"
Navier's constant, λ_n	1 E06	1 E06	1 E06	1 E06	1 E06	1 E06	1 E06	"

(5) Garo et al., 2008; (6) Schmidt et al, 2006

Tableau 4.2: Article 2, Table 2. Results from the simulations with calibrated hyperelastic material constants (Sim #10 and 21), the simulation with the hyperelastic material constants derived from quasi-static experiments (Sim #35) and the experimental tests. All results were extracted at the time of failure, except the compressive stiffness.

	Simulations			Experiments
	Calibrated constants		QS constants	
	Sim #10	Sim #21	Sim #35	
<i>Complete FSU</i>				
- K_{COMP} (N/mm)	7335	7079	1580	6551 ± 2017 (Kemper et al., 2007)
- F_{FAIL} (N)	12488	12473	5976	12411 ± 829 (Duma et al., 2006)
- S_{FAIL} (N)	1495	1606	1967	n/a
- D_{FAIL} (mm)	1.95	2.09	4.80	2.1 ± 0.2 (Duma et al., 2006)
- M_{FAIL} (N-mm)	31.7	31.6	15.2	69.5 ± 19.3 (Duma et al., 2006)
- E_{FAIL} (J)	13.5	14.7	13.2	13.0 ± 1.5 (Duma et al., 2006)
<i>Intervertebral disc</i>				
- IDP_{FAIL} (MPa)	4.9	4.8	4.0	n/a
<i>Articular facets</i>				
- FF_{COMP} (N)	87	82	708	n/a
- FF_{SHEAR} (N)	1238	1322	1613	n/a
<i>Ligaments</i>				
- LF_{FAIL} (N)	~0	~0	~0	n/a

4.3 Raffinement des ligaments rachidiens : situation du troisième article

Le troisième article répond également à une partie de l'objectif #2 et présente le raffinement des ligaments rachidiens de l'unité fonctionnelle L2-L3 du modèle SM2S. Ce raffinement consiste à implémenter une loi de comportement dépendante du taux de déformation et un modèle de rupture avec endommagement dans les MÉF des ligaments ALL (longitudinal antérieur), PLL (longitudinal postérieur), LF (ligamentum flavum), CL (capsulaires), ISL (intraépineux) et SSL (supraépineux). Il consiste également à calibrer les propriétés mécaniques de ces ligaments à partir d'essais expérimentaux de traction effectués sur des ligaments isolés. Ce raffinement permet de pallier à certaines des lacunes du modèle SM2S original (El-Rich et al., 2009) et ainsi, d'améliorer sa capacité à prédire le risque de lésions ligamentaires en situation accidentologique.

Cet article, intitulé « Finite element modeling of the lumbar spine ligaments for virtual trauma simulations », a été soumis pour publication à la revue Medical Engineering and Physics en septembre 2011. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 85%.

4.4 Article #3: Finite element modeling of the lumbar spine ligaments for virtual trauma simulations

Eric Wagnac^{1,2*}, Carl-Eric Aubin^{1,3}, Marwan El-Rich^{1,2}, Pierre-Jean Arnoux²

¹*Department of Mechanical Engineering, Ecole Polytechnique, Montreal, Quebec, Canada.*

²*Laboratory of Biomechanics and Applications, IFSTTAR-Aix-Marseille University, France.*

³*Sainte-Justine University Hospital Center, Montreal, Quebec, Canada.*

To be submitted to: *Medical Engineering and Physics*

Word count: 4743

Keywords: Biomechanics; Dynamics; Finite element analysis; Spinal ligaments; Strain rate dependency; Failure modeling.

*Corresponding author: Eric Wagnac

Address: École Polytechnique de Montréal, PO Box 6079, Montréal, Québec, H3C 3A7

Tel.: (514) 514-340-4711 #2837; Fax: (514) 514-340-5867

E-mail address: eric.wagnac@polymtl.ca

4.4.1 Abstract

In this study, a non-linear strain rate dependent material law and a failure material model with damage were implemented into detailed finite element models (FEMs) of the L2-L3 spinal ligaments to simulate their mechanical behavior at slow and fast elongation rates, up to failure. Tensile principal strain criteria were used to initiate damage and trigger a kill element process that simulates ligament disruption. Isolated ligament FEMs were stretched *in situ* and material properties were iteratively adjusted until simulated results closely match the gross mechanical behavior of spinal ligaments, as reported in tensile experimental tests performed at slow (10 mm/s) and fast (723 mm/s) elongation rates, up to failure. To assess their validity and relevance, FEMs of the spinal ligaments were implemented into a detailed FEM of the L2-L3 functional spinal unit and submitted to flexion-distraction loads that simulate real-life trauma conditions. The model-predicted results agreed well with the average experimental data, thus supporting the validity of the proposed modeling approach. This study is a first step towards the development of biofidelic FEMs of the spinal ligaments for virtual trauma simulation and spinal injury prediction.

4.4.2 Introduction

Spinal ligaments are connective fibrous tissues that provide kinematic control and stability to the spine (Vaccaro et al., 2009). Traumatic events (like automotive crash, sports injury, or fall) that involve sudden and out of physiological range joint kinematics are the main causes of spinal ligament injuries. These actions can over-stretch the ligaments beyond their normal capacity and, in the worst scenario, result in ligament tear or bone avulsion (Magerl et al., 1994). Such trauma have a significant implication in the mechanism of internal load transfer through the spine (Pintar et al., 1992) and consequently, may alter the joint kinematics and stability, increase the vulnerability of other ligaments and surrounding tissues to injuries or lead to a degenerative joint disease (Vaccaro et al., 2009; Weiss et al., 2005). The supraspinous (SSL), interspinous (ISL), ligamentum flavum (LF) and capsular ligaments (CL), also known as the posterior ligamentous complex (PLC), are the most affected spinal ligaments. A PLC injury was detected in almost all patients with flexion-distraction and dislocation fractures, and in 53% and 26% of patients with burst and compression fractures, respectively (Terk et al., 1997).

Because of the morbidity and the large societal costs associated with spinal trauma (including spinal ligament injuries), an increasing interest has been shown over the last decade in the biomechanics of spinal trauma. Experimental tensile tests were performed on isolated spinal ligaments to gain insight into their mechanical behavior under traumatic loadings (Chazal et al., 1985; Ivancic et al., 2007; Myklebust et al., 1988; Pintar et al., 1992; Yoganandan et al., 2000). Ligaments are described as homogeneous, anisotropic and viscoelastic structures that undergo volumetric change during elongation. They exhibit a nonlinear force-elongation (F-D) curve (Fig. 1) characterized by three regions: (1) the neutral zone (NZ) or toe region, where little effort is required to stretch the ligament, (2) the quasi-linear elastic zone (EZ), and (3) the inelastic zone (IZ), where damage accumulation reduces the slope of the F-D curve until brittle or ductile failure occurs. Failure is defined as the point (F_{FAIL} , D_{FAIL}) where a further increase in elongation causes a decrease in the force, i.e. the peak force (Chazal et al., 1985; Myklebust et al., 1988; Pintar et al., 1992).

Finite element models (FEMs) were also performed to analyze and explain the complex mechanisms involved in different spinal injury scenarios or to assess the risk of spinal injuries in healthy, metastatic or osteoporotic spines (Cheung et al., 2003; El-Rich et al., 2009; Qiu et al., 2006; Tschirhart et al., 2006; J. L. Wang et al., 2005; Whyne et al., 2003; Wilcox et al., 2004). In most studies, lumbar spine ligaments were modeled using single or multiple-line elements, with simplified load-deformation behavior and material properties derived from *in vitro* experiments performed in quasi-static or low strain rate conditions (Cheung et al., 2003; Qiu et al., 2006; J. L. Wang et al., 2005; Wilcox et al., 2004). This modeling approach has proven useful for predicting joint kinematics under the application of external loads, but fails to predict non-uniform three-dimensional (3D) stresses and strains (2005). Moreover, it doesn't take into account the rate-sensitivity exhibited by the material properties of the spinal ligaments and provides no means to model ligament failure or to predict ligament's damage with an acceptable accuracy. Damage prediction is however imperative for a detailed assessment of injury severity.

Many constitutive and structural models were developed to describe the viscoelastic and/or failure behavior of the ligaments (Arnoux et al., 2002; Li et al., 2006; Lucas et al., 2009; Pena et al., 2008; Provenzano et al., 2001), but these models were either devoted to the investigation of the history or long-time memory effects (cyclic loading, creep, stress relaxation) (Provenzano et al., 2001), were not adapted for high load rates (Li et al., 2006), contained a large number of

unknown material coefficients (Pena et al., 2008) or were simply not implemented into commercial finite element codes (Arnoux et al., 2002; Lucas et al., 2009).

To overcome these limitations, appropriate constitutive material laws with strain-rate dependency and failure models need to be implemented in dynamic FEMs. Significant work toward this goal was achieved by many different authors for ligaments from different anatomic locations (El-Rich et al., 2009; Lee & Hyman, 2002; Liao & Belkoff, 1999; Pena et al., 2008; Pioletti et al., 1998; Weiss et al., 2005). Amongst them, El Rich et al. (2009) used 3D shell elements and a viscoelastic material formulation to represent the spinal ligaments in a detailed finite element model (FEM) of a lumbar functional spinal unit (FSU). But ligament damage and failure were not supported by the FEMs and the material properties were mostly based on values measured in quasi-static conditions (2009). Moreover, the toe region was not implemented and an extensive validation of the strain-rate effects according to the range of tested velocity was not provided.

The objective of this study was to further refine and validate a FEM of the L2-L3 FSU that integrates (1) a rate dependent material formulation to simulate the structural behavior of the spinal ligaments at slow and fast elongation rates and (2) a failure model with damage to simulate ligament damage and disruption in trauma situations.

4.4.3 **Methods**

FEM of the FSU

The geometry and meshing of the L2-L3 FSU (Fig. 2) were taken from the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S), a detailed three-dimensional FEM of the T1-Sacrum human spine created in joint collaboration between the Laboratory of Biomechanics and Applications of IFSTTAR/Aix-Marseille University and École Polytechnique de Montréal for dynamics (impacts, virtual trauma) (El-Rich et al., 2009; El-Rich et al., 2008) and quasi-statics (implants biomechanics and medical devices design) (Wagnac et al., 2010) applications. Developed within the Hyperworks software platform (v.10, Altair Engineering, Troy, MI, USA), the SM2S model contains a bio-realistic representation and a fine meshing (246,000 nodes, 1,055,000 elements) of the vertebral bone structures, the intervertebral disc (IVD) and the spinal ligaments of a 50th percentile healthy male volunteer with no recent spine pathology.

In brief, the cortical bone, facet surfaces and endplates of the FSU were modeled by 3-nodes shell elements while cancellous bone and posterior arches were represented by 4-nodes tetrahedron solid elements. All the bony parts followed an elasto-plastic Johnson-Cook material law that integrates strain rate dependency and bone failure (El-Rich et al., 2009; Kimpara et al., 2006). The annulus fibrosus and the nucleus pulposus of the IVD were modeled using 8-nodes brick elements governed by a hyperelastic material law based on a Mooney-Rivlin formulation (El-Rich et al., 2009). The collagenous fibers were modeled as non-linear springs that work in tension only. Material properties, verification (assessment of the spatial discretization error via mesh convergence studies) and validation of the bony and IVD components are detailed in Garo et al. (Garo et al., 2009) and Wagnac et al. (Wagnac et al., 2009), respectively.

The geometric properties (length and cross-sectional area) of the anterior (ALL) and posterior (PLL) longitudinal ligaments, the ligamentum flavum (LF), the capsular ligament (CL), the interspinous ligament (ISL) and the supraspinous (SSL) ligament (Fig. 2) were based on the *in-vitro* measurements of Pintar et al. (1992). The spinal ligaments were meshed using 4-nodes (for the ALL, PLL, LF, ISL, and SSL ligaments) or 3-nodes (for the CL ligament) shell elements with a characteristic length of 1.0 mm. The verification process used to select the size of the mesh is presented in section 2.5. Spinal ligament origins/insertions to the L2 and L3 vertebrae were modeled by using tied interfaces (kinematic conditions with no sliding or relative movements between slave nodes and master elements).

Basic assumptions and constitutive modeling of the spinal ligaments

In this study, the material formulation was mainly focused on the modeling of the short-time memory effect (strain-rate dependency) exhibited by spinal ligaments in response to traumatic loads, as opposed to other viscoelastic effects such as stress relaxation, creep and hysteresis. The material behavior of the spinal ligaments was modeled by a non-linear strain-rate dependent material formulation that satisfies the balance conditions (mass and movement conservation) and the two thermodynamic principles (Malvern, 1969). Spinal ligaments were assumed to be homogeneous and isotropic. Their density was assumed to be time independent. In one-dimension, the tensile stress σ was expressed by:

$$\sigma = E(\dot{\varepsilon}) * \varepsilon \quad \text{with } E(\dot{\varepsilon}) = \max(E_0, E_1\dot{\varepsilon} + E_2), \quad (1)$$

where ε is the tensile strain,

$\dot{\varepsilon}$ is the strain-rate,

E_0 is the Young's modulus at a low strain rate,

and E_1 and E_2 are coefficients for the Young's modulus update in terms of the strain rate. Units for E_1 and E_2 are MPa*ms and MPa, respectively.

The three-dimensional formulation of the material law was obtained by rewriting equation (1) in a tensor form and by separating the stress and strain tensors into their spherical (pressure) and deviatoric components, thus yielding:

$$\sigma_{ij} = \delta_{ij}\sigma_m + s_{ij} \quad (2)$$

where $\delta_{ij} = 1$ for $i = j$,

$\delta_{ij} = 0$ for $i \neq j$,

σ_m is the pressure,

and s_{ij} is the deviatoric stress tensor.

The expression used to compute the pressure at time n and $n + 1$ was:

$$P^n = \sigma_m^n = -\frac{1}{3}(\sigma_{kk})^n = -\frac{1}{3}(\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33})^n \quad (3)$$

$$P^{n+1} = P^n + \dot{P}dt \quad (4)$$

with:

$$\dot{P} = \frac{dP}{dt} = K\dot{\varepsilon}_{kk} \quad (5)$$

and where the bulk modulus K and the trace of the strain tensor ε_{kk} are described as:

$$K = \max\left(\frac{E}{3(1-2\nu)}, \frac{EE_1\dot{\varepsilon} + E_2}{3(1-2\nu)}\right) \quad (6)$$

$$\varepsilon_{kk} = \ln\left(\frac{V}{V_0}\right) \quad (7)$$

and ν is the Poisson's ratio.

The expressions used to compute the deviatoric components at time n and $n+1$ were:

$$s_{ij}^n = \sigma_{ij}^n - \delta_{ij} \sigma_m^n \quad \text{where } \delta = 1 \text{ for } i = j, \quad \text{and } \delta = 0 \text{ for } i \neq j \quad (8)$$

$$s_{ij}^{n+1} = s_{ij}^n + \dot{s}_{ij} dt \quad (9)$$

with:

$$\dot{s}_{ij} = 2G\dot{e}_{ij} \quad \text{for } i \neq j \quad (10)$$

$$\dot{s}_{ij} = G\dot{e}_{ij} \quad \text{for } i = j \quad (11)$$

and where the shear modulus G is defined as:

$$G = \max\left(\frac{E}{2(1+\nu)}, \frac{E_1\dot{\epsilon} + E_2}{2(1+\nu)}\right) \quad (12)$$

The proposed material formulation thus requires the specification of only four material properties (E , E_1 , E_2 and ν) to completely describe the material behavior of the lumbar spine ligaments prior to damage and failure.

Failure modeling with damage

A strain-based failure model with damage (Hyperworks software platform, v.10) was used to simulate ligament damage and disruption. The model assumes that damage (loss of continuity) and failure of an element are triggered by the tensile maximum strains ϵ_{t1} and ϵ_{t2} , respectively. The damage is introduced through an internal state variable (Lemaître & Desmorat, 2005), the damage factor D , which is expressed by :

$$D = (\epsilon - \epsilon_{t1}) / (\epsilon_{t2} - \epsilon_{t1}) \quad (13)$$

where ϵ is the principal tensile strain,

ϵ_{t1} is the tensile maximum strain at which damage starts in the element,

and ϵ_{t2} is the tensile maximum strain at which the element fails.

The damage factor ranged between 0 and 1. When the principal tensile strain ε reaches ε_{t1} , the damage factor D is applied to reduce the stress in the element. If the material is subjected to a simple tensile load, the damage state of the element can be written as:

$$\sigma = E(1 - D) \varepsilon \quad (14)$$

where σ and ε are the principal tensile stress and strain, respectively and E is the undamaged Young's modulus. Failure of the element occurs when $D = 1$ (i.e. $\varepsilon = \varepsilon_{t2}$) and the element is deleted.

A scaling function was introduced to modulate the maximum strains ε_{t1} and ε_{t2} in terms of the strain rate. This scaling function can be viewed as a tabulated curve in which a scaling factor SF is expressed in terms of the strain rate $\dot{\varepsilon}$. The scaling factor SF is applied to the maximum strains ε_{t1} and ε_{t2} . When $SF = 1$, the maximum strains ε_{t1} and ε_{t2} are associated to the reference strain rate $\dot{\varepsilon}_{REF}$ and become ε_{t1-REF} and ε_{t2-REF} . Thus, for strain rates higher or lower than $\dot{\varepsilon}_{REF}$, the maximum strains were calculated using the following expressions:

$$SF = f(\dot{\varepsilon}) \quad (15)$$

$$\varepsilon_{t1} = SF * \varepsilon_{t1-REF} \quad (16)$$

$$\varepsilon_{t2} = SF * \varepsilon_{t2-REF} \quad (17)$$

This phenomenological model for damage and failure was incorporated into each ligament of the FEM by assuming additional simplifications: (1) spinal ligaments were considered as «perfectly damaged» structures for which the inelastic zone described experimentally (Chazal et al., 1985) can be entirely attributed to damage, and (2) a «prolonged» brittle failure (instead of ductile) of the spinal ligament occurs slightly after the ligament is stretched to its maximum load bearing capacity; at this point, the ligament tears apart and cannot bear any load.

Calibration of the material properties

The strain-rate dependent material properties of the spinal ligaments were obtained by first calibrating the material properties at slow and fast elongation rates.

To calibrate the material properties at a slow elongation rate, an inverse method based on a numerical-experimental approach was used. Simulations were performed in order to reproduce the tensile experimental tests conducted by Pintar et al. (Pintar et al., 1992) on isolated spinal ligaments *in situ* (undisturbed bony attachments), and the material properties of the shell elements (E_{SLOW} , $\epsilon_{t1-\text{SLOW}}$ and $\epsilon_{t2-\text{SLOW}}$) were iteratively adjusted until the mechanical behavior of the complete ligaments fell within the ranges of the experimental results. The Poisson ratio ν was fixed to 0.4 for all ligaments (El-Rich et al., 2009). In all simulations, spinal ligaments were isolated by removing the IVD and the other ligaments from the FSU. All DOF were constrained on L3, while only X and Y translational DOF were constrained on L2. A slow elongation rate of 10 mm/s was applied to L2 in order to pull each ligament in pure axial tension. Results used for the calibration process were the stiffness (K), the engineering strain when damage starts (ϵ_{DAM}) and the engineering stress (σ_{FAIL}) and strain (ϵ_{FAIL}) at failure. The energy at failure (U_{FAIL}) was reported but not used to calibrate the material properties. Except for ϵ_{DAM} , all results were extracted from the simulated force-elongation (F- λ) curves using methods previously described (Chazal et al., 1985; Pintar et al., 1992). Due to the difficulty of clearly identifying damage on the simulated F- λ curve, the parameter ϵ_{DAM} was identified as the engineering strain when the stress in one of the element started to decrease. All simulations were performed using an explicit dynamic solver that includes non-linear large deformations (Radioss version 10.0, Altair Engineering inc., MI, USA).

In the absence of biomechanical data for lumbar spine ligaments at fast elongation rates, the material properties in these loading conditions (E_{FAST} , $\epsilon_{t1-\text{FAST}}$ and $\epsilon_{t2-\text{FAST}}$) were calibrated from tensile experimental tests performed on cervical spine ligaments. Ratios of proportionality between K, ϵ_{DAM} , and ϵ_{FAIL} measured *in situ* on isolated cervical spine ligaments at slow and fast elongation rates of 10 mm/s (Yoganandan et al., 2000) and 723 mm/s (Ivancic et al., 2007), respectively, were applied to the material properties previously adjusted at a slow elongation rate. Such calibration process assumes that the relations between the material properties measured on the complete ligamentous structure at slow and fast elongation rates are similar as the relations

observed at the element level (homogeneous structure). The process was summarized by the following expressions:

$$E_{\text{FAST}} = E_{\text{SLOW}} * \left(\frac{K_{\text{FAST}}}{K_{\text{SLOW}}} \right)_{\text{CERVICAL}} \quad (18)$$

$$\varepsilon_{t1-\text{FAST}} = \varepsilon_{t1-\text{SLOW}} * \left(\frac{\varepsilon_{\text{DAM-FAST}}}{\varepsilon_{\text{DAM-SLOW}}} \right)_{\text{CERVICAL}} \quad (19)$$

$$\varepsilon_{t2-\text{FAST}} = \varepsilon_{t2-\text{SLOW}} * \left(\frac{\varepsilon_{\text{FAIL-FAST}}}{\varepsilon_{\text{FAIL-SLOW}}} \right)_{\text{CERVICAL}} \quad (20)$$

Following calibration at slow and fast elongation rates, the rate-dependent material properties E_1 and E_2 were derived using:

$$E_1 = \frac{E_{\text{FAST}} - E_{\text{SLOW}}}{\dot{\varepsilon}_{\text{FAST}} - \dot{\varepsilon}_{\text{SLOW}}} \quad (23)$$

$$E_2 = E_{\text{SLOW}} - E_1 \dot{\varepsilon}_{\text{SLOW}} \quad (24)$$

where $\dot{\varepsilon}_{\text{SLOW}}$ and $\dot{\varepsilon}_{\text{FAST}}$ are the strain rate estimated by dividing the slow (10 mm/s) and fast (723 mm/s) elongation rates by the initial length of each ligament's FEM.

The scaling function $f(\dot{\varepsilon})$ of each ligament was derived by selecting $\dot{\varepsilon}_{\text{SLOW}}$ as the reference strain rate ($\dot{\varepsilon}_{\text{REF}}$) and by calculating the scaling factors at slow and fast elongation rates using the following expressions:

$$\text{SF}(\dot{\varepsilon}_{\text{SLOW}}) = \left(\frac{\varepsilon_{t2 \text{ SLOW}}}{\varepsilon_{t2 \text{ REF}}} \right) = \left(\frac{\varepsilon_{t2 \text{ SLOW}}}{\varepsilon_{t2 \text{ SLOW}}} \right) = 1 \quad (27)$$

$$\text{SF}(\dot{\varepsilon}_{\text{FAST}}) = \left(\frac{\varepsilon_{t2 \text{ FAST}}}{\varepsilon_{t2 \text{ REF}}} \right) = \left(\frac{\varepsilon_{t1 \text{ FAST}}}{\varepsilon_{t1 \text{ SLOW}}} \right) \quad (28)$$

By assuming a linear relationship between SF and $\dot{\varepsilon}$, the scaling function was finally implemented into the FEM via a tabulated curve composed of the data points $(\dot{\varepsilon}_{\text{SLOW}}, 1)$ and $(\dot{\varepsilon}_{\text{FAST}}, \text{SF}(\dot{\varepsilon}_{\text{FAST}}))$.

FEM verification and validation

A mesh convergence study was performed to estimate the spatial discretization error, by simulating *in situ* the tensile behaviors of the isolated ALL ligament with FEMs of different mesh sizes at slow and fast elongation rates. Three characteristic lengths of shell elements were compared: 0.5, 1.0 and 2.0 mm. Simulation parameters (boundary conditions, elongation rates, etc.) were identical to those previously described. Results used for the estimation were the stiffness (K) and the engineering stress (σ_{FAIL}) and strain (ϵ_{FAIL}) at failure. A mesh size was acceptable when changes in the results were less than 5%.

For each ligament, the force-elongation curves of the simulations performed at slow (10 mm/s) and fast (723 mm/s) elongation rates were compared to confirm that the elongation rate influences the ligament behavior properly. The force-elongation curve of an additional simulation performed at an intermediate elongation rate of 250 mm/s was also compared.

An anterior flexion-shear load was applied on the complete L2-L3 FSU model to simulate the experiments of Osvalder et al. (Osvalder et al., 1993) and to replicate the typical flexion-distraction mechanism observed in seatbelt injuries. In such injuries, a flexion-shear load is associated with a major tensile force that acts on the posterior structures, causing posterior ligamentous complex (PLC) injuries sometimes combined with a bone fracture (Neumann et al., 1995; Osvalder et al., 1993). Two flexion-shear loads were simulated by applying horizontal initial velocities of 1600 mm/s (moderate pulse) and 2100 mm/s (severe pulse) to a point located at 300 mm above the mid-disc plane of the FSU (Fig. 3). The point was linked to the upper part of the L2 vertebra via a rigid body of 12 kg, which acted as a compressive pre-load, as recommended by Goel et al. (Goel et al., 1987). The lower half of the L3 vertebra was set as a rigid body and all its degrees of freedom were fixed. Gravity (9.8 m/s^2) was applied to the model before the application of the flexion-shear loads so that pre-loading and inertial effects could be taken into account during both simulations. The injury occurrence and location, the peak bending moment and shear load, the flexion angle, and the horizontal and vertical displacements of the L2 vertebra were extracted from each simulation for validation purposes.

4.4.4 Results

Little differences ($\leq 5\%$) were found between the stiffness and the failure parameters of the FEMs with the mesh sizes of 0.5, 1.0 and 2.0 mm. A characteristic length of 1.0 mm was finally chosen in order to be consistent with the mesh sizes of the other spinal structures.

Calibrated material properties of the six spinal ligaments are presented in Table 1. All simulations performed with these material properties typically resulted in F- λ curves with non-linear shapes and continuously decreasing stiffness. Fig. 4 presents a F- λ curve taken from the slow elongation of the isolated ALL. As expected, the curve was characterized by an elastic phase (point A to B) immediately followed by an inelastic phase (point B to C) where elements sustained damage before failure (point C). Complete tear of the ligaments was observed slightly after failure (point D). However, the toe-region was not simulated.

All the simulated F- λ curves of the isolated spinal ligaments obtained at a slow elongation rate fell within the experimental corridors derived from Pintar et al. (1992) (Fig. 5). Accordingly, stiffness and failure parameters derived from these curves (ϵ_{FAIL} , ϵ_{DAM} , σ_{FAIL} and U_{FAIL}) fell within the range of experimental values (Table 2). Ligaments failed by disruption at their origin/insertion (ALL, PLL, CL, LF, ISL) or near their middle portion (SSL) (Fig. 5).

Force-elongation curves obtained at slow (10 mm/s), moderate (250 mm/s) and fast (723 mm/s) elongation rates (Fig. 6) clearly showed that the ligament stiffness increased with increased elongation rates. They also showed an increased force at failure but decreased elongation at failure with increased elongation rate. The injuries observed on the ligaments were similar at slow and fast elongation rates.

Moderate and severe flexion-shear loadings resulted in peak bending moments and shear forces in good agreement with the experiments (Table 3). However, the flexion angle and the horizontal and vertical displacements of the L2 vertebra were below the range of experimental values (Table 3). No ligamentous injury was observed during the moderate load pulse, while complete disruptions of the ISL and SSL (PLC injuries) were respectively observed at 14.5 and 15.5 ms during the severe load pulse. In both loading conditions, the FEM managed to withstand the whole loading sequence without fracture in the vertebral body. These injuries agreed well with the experimental results (Osvalder et al., 1993).

4.4.5 Discussion

The FEMs of the lumbar spine ligaments (ALL, PLL, CL, LF, ISL and SSL) proposed in this study distinguish themselves from previous models dedicated to spinal injury investigations (Cheung et al., 2003; El-Rich et al., 2009; Qiu et al., 2006; J. L. Wang et al., 2005; Wilcox et al., 2004) by simulating the mechanical behavior of the spinal ligaments within a wide range of strain rates, from ~ 0.3 to 40 s^{-1} , up to failure. According to Lucas et al. (2009), spinal ligaments could exhibit a strain rate of 5 s^{-1} or more in a frontal car crash at 48 km/h and 25 s^{-1} or more in military aircraft ejections. Thus, the FEMs are well suited for the simulation of real-life trauma events that involved high-energy impact. They also provide a realistic representation of ligament disruption and offer a simple but innovative way to simulate ligament damage and failure once maximum strain thresholds are reached. By using a kill element process at the time of failure, the FEMs can easily accommodate load sharing and simulate the increase in local stress and strains in the adjacent spinal components. Such process can have significant implications on the mechanism of internal load transfer through the spine (Pintar et al., 1992) and the occurrence of concomitant injuries. Also, by implementing rate-dependency features along with failure in a FEM of a complete FSU (e.g. L2-L3 of SM2S), it is now possible to predict whether failure occurs within the ligament (disruption, tearing), at the bone insertion (bone avulsion) or within the bone (fracture). Finally, details of the verification process were reported, as opposed to most finite element (FE) studies of the spine for which convergence analysis has been sparsely reported. Obviously, a clear understanding of the likely numerical error is crucial in order to maintain a good level of confidence in the results (Jones & Wilcox, 2008; Weiss et al., 2005).

Continuum-based material models were used to simulate the macro-mechanical behavior of the ligaments at different elongation rates, up to failure. These material models were selected so that material coefficients could be derived from the limited number of experiments available in the literature, which only provides global information on the mechanical behavior (e.g. force-elongation curve) of the spinal ligaments in uniaxial tension. In that perspective, the use of a non-linear rate-dependent behavior law, for which a little number of coefficients had to be defined, proved to be a simple but very useful constitutive model to represent the rate-dependent mechanical behavior of the spinal ligaments. An additional advantage of the proposed material laws was their easy and efficient implementation into finite element (FE) codes.

Our results suggest that a failure model based on a tensile principal strain criterion is a valuable method to predict ligament damage and disruption. Such model assumes that when a ligament is deformed beyond a tensile principal strain limit, damage and then rupture of the ligament may occur. The failure strain is often used as a tolerance criterion for connective tissue structures, especially in structural models, where a sequential, brittle and strain-limited rupture of the fibers is assumed (Haut, 1983; Liao & Belkoff, 1999; Mohan & Melvin, 1982). Many authors (Ivancic et al., 2007; Lucas et al., 2009; Robinson et al., 2004) reported that the failure strain of connective tissues such as collagen fascicles, rat tail tendons and spinal ligaments was strongly influenced by the strain rate. In the current study, a linear relation was assumed between the tensile principal failure strain of the lumbar spine ligaments and the strain rate. Despite this basic assumption, the FEMs predictions were in good agreement with the experimental observations that fast elongation rate causes a higher stiffness, a higher peak force and a smaller peak elongation than slow elongation rate (Ivancic et al., 2007; Lucas et al., 2009). Additional experimental studies performed at various elongation rates need to be conducted to further refine and validate the relationship between failure strain and the elongation rate.

Despite the good agreement between the numerical and experimental results of Pintar et al. (1992) at a slow elongation rate, the simulated curves did not demonstrated the typical sigmoidal shape that exhibit spinal ligaments when submitted to uniaxial loading (Fig. 1) (Chazal et al., 1985; Myklebust et al., 1988), mostly due to the absence of the toe-region. Many observations support the assumption that the non-linear toe region is the result of the wavy crimped geometry of the collagen fibrils (Frisen et al., 1969a; Frisen et al., 1969b; Kastelic et al., 1980), not included in the model. Constitutive models that simulate the toe region either use numerous linear or bilinear elastic elements that are sequentially recruited to yield the nonlinear shape of the toe region (Decraemer et al., 1980; Kastelic et al., 1980; Lanir, 1983; Liao & Belkoff, 1999) or microstructural models that represent the collagen crimp structure (Diamant et al., 1972; Stouffer et al., 1985). But a large variability is observed in the size of the toe region, mostly due to biological variations and differences in experimental setup. Moreover, quantitative data that precisely characterize this region are not widely available for the spinal ligaments, thus rendering the modeling of this region a difficult task. In the present study, the simulated $F-\lambda$ curves showed a very similar shape as the average $F-\lambda$ experimental curves shown by Pintar et al. (1992), and obtained through a normalizing process that provided an overall response of the spinal ligaments.

The FEM simulated a direct straining of aligned and fully recruited collagen fibrils, thus excluding small strain nonlinearities that arise from fiber recruitment. Obviously, the absence of toe region overestimates the ligament stiffness and energy at failure in the neutral zone (NZ). On the other hand, the elastic zone (EZ) presents a progressive decreasing stiffness that underestimates the energy at failure.

The non-linearities (progressive decreasing stiffness) observed in the elastic zone of the simulated $F-\lambda$ curves can be mostly attributed to geometrical changes during elongation. Experimental evidence suggests that ligaments undergo some volume change during deformations due to fluid exudation (Adeeb et al., 2004; Weiss & Maakestad, 2006) or to the inherent compressibility of the solid phase (Weiss et al., 2005). Although ligaments are often assumed to be incompressible because of their high water content (up to 67%), a Poisson coefficient of 0.4 was used, based on the work of Adeeb et al. (2004). The decreasing stiffness observed experimentally before failure (inelastic zone) was introduced through a damage factor, thus modeling the permanent damage sustained by the ligaments due to the elongation of some straightened fibers beyond their maximum strain (Haut, 1983; Myklebust et al., 1988). Ligament tear can thus be interpreted as the point where the structure has sustained too much damage and is unable to bear any load.

Simulations in flexion-shear loads have shown the validity of the proposed FEM in dynamic conditions. The differences observed between the simulated and experimental flexion angle and horizontal/vertical displacements might be due to the absence of “toe regions” in our models, to geometrical factors (e.g. height of the IVD) and to differences between the numerical and the experimental setup. The use of isotropic and symmetric material properties for the bone and IVD, and the fact that these properties were calibrated in compression, are other factors that might explain these kinematic differences. Despite these discrepancies, the flexion-shear simulations demonstrated the capacity of the proposed FEM to predict the risk of ligamentous injuries. For instance, the complete rupture of the ISL and SSL (PLC injury) predicted by the FEM offers a potential explanation to the decreasing moment observed at approximately 20 ms on the experimental moment-time curve of the severe load pulses (Osvalder et al., 1993).

Other limitations must be considered when interpreting the findings of this study. Ligaments were modeled as an isotropic material despite the fact that ligaments are highly anisotropic due to

their fibrous structure. But the use of anisotropic constitutive models requires the specification of a large number of material coefficients for which complete data are not all available in the literature (Weiss et al., 2005). Also, the presence of in situ strains (strain that corresponds to the pre-tension of the ligament) was not considered. Absence of these strains can lead to larger errors in the calculation of stress and insertion forces (Limbert et al., 2004). But the experimental measurement of in situ strain is challenging, and little information is known about their magnitude in the spinal ligaments. Finally, modeling results were only compared to *in vitro* tests taken from literature («indirect validation» (Jones & Wilcox, 2008)), and for which only the average \pm standard deviation results were provided. Accordingly, our objective was not to prove that the FEMs could match single experiments as closely as possible, but to provide evidence that the FEMs has the capability to predict the gross *in vitro* mechanical behavior of the ligaments at different strain rates, and up to failure. The fact that ligament disruptions were in most cases located at the origin/insertions of the ligaments could be attributed to the significant change in stiffness at the bone/ligament interface. But the failure mode and the internal stress and strain distributions predicted by the FEMs have yet to be validated before any conclusions can be drawn on that specific matter. In the current study, calibration of the material properties and validation were based on *in vitro* tests performed on ligaments harvested from an elderly population. Use of the FEMs should thus provide a conservative prediction of the risk of spinal ligament injuries.

4.4.6 Conclusion

In this study, a strain rate dependent constitutive material law and a failure model with damage was employed to simulate the mechanical behavior of lumbar spinal ligaments at different strain rates, up to failure. Most of the model-predicted results were within ranges of experimental values. This work should be considered as an important step toward a more comprehensive and complete representation of the spinal ligaments in trauma situations. To improve the model accuracy up to failure, future work should focus on the implementation of the toe region at different strain-rates and the subfailure progressive damage that likely occurs before complete disruption. To achieve such task, further research is needed to collect quantitative data that would characterize the non-linearities of the F-E curves at different strain rates.

Conflict of interest

There is no conflict of interest. Authors have not received any payment from industry for conducting this work and are in no conflict of interest.

Acknowledgments

This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the “Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies”, the “Ministère des Transports” of the Government of Quebec and the “Commission Permanente de Coopération Franco-Québécoise”.

4.4.7 References

- Adeeb, S., Ali, A., Shrive, N., Frank, C., & Smith, D. (2004). Modelling the behaviour of ligaments: a technical note. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7(1), 33-42.
- Arnoux, P. J., Chabrand, P., Jean, M., & Bonnoit, J. (2002). A visco-hyperelastic model with damage for the knee ligaments under dynamic constraints. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 5(2), 167-174.
- Chazal, J. et al. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech*, 18(3), 167-176.
- Cheung, J. T., Zhang, M., & Chow, D. H. (2003). Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(9), 790-799.
- Decraemer, W. F., Maes, M. A., & Vanhuyse, V. J. (1980). An elastic stress-strain relation for soft biological tissues based on a structural model. *J Biomech*, 13(6), 463-468.
- Diamant, J., Keller, A., Baer, E., Litt, M., & Arridge, R. G. (1972). Collagen; ultrastructure and its relation to mechanical properties as a function of ageing. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, 180(60), 293-315.

- El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech*, 42(9), 1252-1262.
- El-Rich, M., Wagnac, E., Arnoux, P. J., & Aubin, C. E. (2008). Detailed modeling of the lumbar spine for trauma applications : preliminary results. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11(Suppl. 1), 93-94.
- Frisen, M., Magi, M., Sonnerup, I., & Viidik, A. (1969a). Rheological analysis of soft collagenous tissue. Part I: theoretical considerations. *J Biomech*, 2(1), 13-20.
- Frisen, M., Magi, M., Sonnerup, L., & Viidik, A. (1969b). Rheological analysis of soft collagenous tissue. Part II: experimental evaluations and verifications. *J Biomech*, 2(1), 21-28.
- Garo, A., Arnoux, P. J., & Aubin, C. E. (2009). Estimation of bone material properties using an inverse finite element method. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 12(Suppl. 1), 121-122.
- Goel, V. K., Winterbottom, J. M., Weinstein, J. N., & Kim, Y. E. (1987). Load sharing among spinal elements of a motion segment in extension and lateral bending. *J Biomech Eng*, 109(4), 291-297.
- Haut, R. C. (1983). Age-dependent influence of strain rate on the tensile failure of rat-tail tendon. *J Biomech Eng*, 105(3), 296-299.
- Ivancic, P. C. et al. (2007). Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *Spine J*, 7(6), 659-665.
- Jones, A. C., & Wilcox, R. K. (2008). Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Med Eng Phys*, 30(10), 1287-1304.
- Kastelic, J., Palley, I., & Baer, E. (1980). A structural mechanical model for tendon crimping. *J Biomech*, 13(10), 887-893.
- Kimpara, H. et al. (2006). Effect of assumed stiffness and mass density on the impact response of the human chest using a three-dimensional FE model of the human body. *J Biomech Eng*, 128(5), 772-776.
- Lanir, Y. (1983). Constitutive equations for fibrous connective tissues. *J Biomech*, 16(1), 1-12.
- Lee, M., & Hyman, W. (2002). Modeling of failure mode in knee ligaments depending on the strain rate. *BMC Musculoskelet Disord*, 3, 3.

- Lemaître, J., & Desmorat, R. (2005). *Engineering damage mechanics : ductile, creep, fatigue and brittle failures*. Berlin: Springer.
- Li, Z., Alonso, J. E., Kim, J. E., Davidson, J. S., Etheridge, B. S., & Eberhardt, A. W. (2006). Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissues. *Ann Biomed Eng*, 34(9), 1452-1462.
- Liao, H., & Belkoff, S. M. (1999). A failure model for ligaments. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 183-188.
- Limbert, G., Taylor, M., & Middleton, J. (2004). Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL. *J Biomech*, 37(11), 1723-1731.
- Lucas, S. R., Bass, C. R., Crandall, J. R., Kent, R. W., Shen, F. H., & Salzar, R. S. (2009). Viscoelastic and failure properties of spine ligament collagen fascicles. *Biomech Model Mechanobiol*, 8(6), 487-498.
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*, 3(4), 184-201.
- Malvern, L. E. (1969). *Introduction to: The mechanics of a Continuous Medium*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Mohan, D., & Melvin, J. W. (1982). Failure properties of passive human aortic tissue. I--uniaxial tension tests. *J Biomech*, 15(11), 887-902.
- Myklebust, J. B. et al. (1988). Tensile strength of spinal ligaments. *Spine*, 13(5), 526-531.
- Neumann, P., Nordwall, A., & Osvalder, A. L. (1995). Traumatic instability of the lumbar spine. A dynamic in vitro study of flexion-distraction injury. *Spine*, 20(10), 1111-1121.
- Osvalder, A. L., Neumann, P., Løvsund, P., & Nordwall, A. (1993). A method for studying the biomechanical load response of the (in vitro) lumbar spine under dynamic flexion-shear loads. *J Biomech*, 26(10), 1227-1236.
- Pena, E., Pena, J. A., & Doblare, M. (2008). On modelling nonlinear viscoelastic effects in ligaments. *J Biomech*, 41(12), 2659-2666.
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances, A., Jr. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech*, 25(11), 1351-1356.

- Pioletti, D. P., Rakotomanana, L. R., Benvenuti, J. F., & Leyvraz, P. F. (1998). Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons. *Journal of Biomechanics*, 31(8), 753-757.
- Provenzano, P., Lakes, R., Keenan, T., & Vanderby, R., Jr. (2001). Nonlinear ligament viscoelasticity. *Ann Biomed Eng*, 29(10), 908-914.
- Qiu, T.-X., Tan, K.-W., Lee, V.-S., & Teo, E.-C. (2006). Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method. *Med Eng Phys*, 28(7), 656-664.
- Robinson, P. S., Lin, T. W., Reynolds, P. R., Derwin, K. A., Iozzo, R. V., & Soslowsky, L. J. (2004). Strain-rate sensitive mechanical properties of tendon fascicles from mice with genetically engineered alterations in collagen and decorin. *J Biomech Eng*, 126(2), 252-257.
- Stouffer, D. C., Butler, D. L., & Hosny, D. (1985). The relationship between crimp pattern and mechanical response of human patellar tendon-bone units. *J Biomech Eng*, 107(2), 158-165.
- Terk, M. R., Hume-Neal, M., Fraipont, M., Ahmadi, J., & Colletti, P. M. (1997). Injury of the posterior ligament complex in patients with acute spinal trauma: evaluation by MR imaging. *AJR Am J Roentgenol*, 168(6), 1481-1486.
- Tschirhart, C. E., Finkelstein, J. A., & Whyne, C. M. (2006). Metastatic burst fracture risk assessment based on complex loading of the thoracic spine. *Ann Biomed Eng*, 34(3), 494-505.
- Vaccaro, A. R. et al. (2009). Injury of the posterior ligamentous complex of the thoracolumbar spine: a prospective evaluation of the diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging. *Spine*, 34(23), E841-847.
- Wagnac, E., Arnoux, P. J., Garo, A., & Aubin, C. E. (2009). Determination of the hyperelastic material properties of the intervertebral disk under dynamic compressive loads. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 12(Suppl. 1), 253-254.
- Wagnac, E., Michardiere, D., Garo, A., Arnoux, P. J., Mac-Thiong, J. M., & Aubin, C. E. (2010). Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study. *Stud Health Technol Inform*, 158, 167-171.

- Wang, J. L., Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (2005). Search for critical loading condition of the spine--a meta analysis of a nonlinear viscoelastic finite element model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 8(5), 323-330.
- Weiss, J. A., Gardiner, J. C., Ellis, B. J., Lujan, T. J., & Phatak, N. S. (2005). Three-dimensional finite element modeling of ligaments: technical aspects. *Med Eng Phys*, 27(10), 845-861.
- Weiss, J. A., & Maakestad, B. J. (2006). Permeability of human medial collateral ligament in compression transverse to the collagen fiber direction. *J Biomech*, 39(2), 276-283.
- Whyne, C. M., Hu, S. S., & Lotz, J. C. (2003). Burst fracture in the metastatically involved spine: development, validation, and parametric analysis of a three-dimensional poroelastic finite-element model. *Spine*, 28(7), 652-660.
- Wilcox, R. K., Allen, D. J., Hall, R. M., Limb, D., Barton, D. C., & Dickson, R. A. (2004). A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach. *Eur Spine J*, 13(6), 481-488.
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., & Pintar, F. A. (2000). Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J Biomech Eng*, 122(6), 623-629.

4.4.8 Figures and Tables

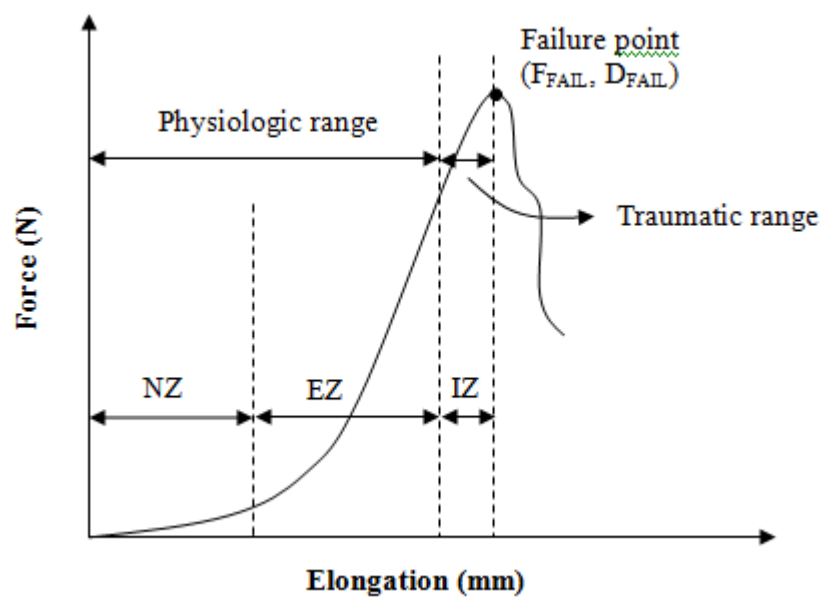


Figure 4.10: Article 3, Fig. 1. Typical force-elongation curve of a spinal ligament in tension (NZ: neutral zone or toe region; EZ: elastic zone; IZ: inelastic zone).

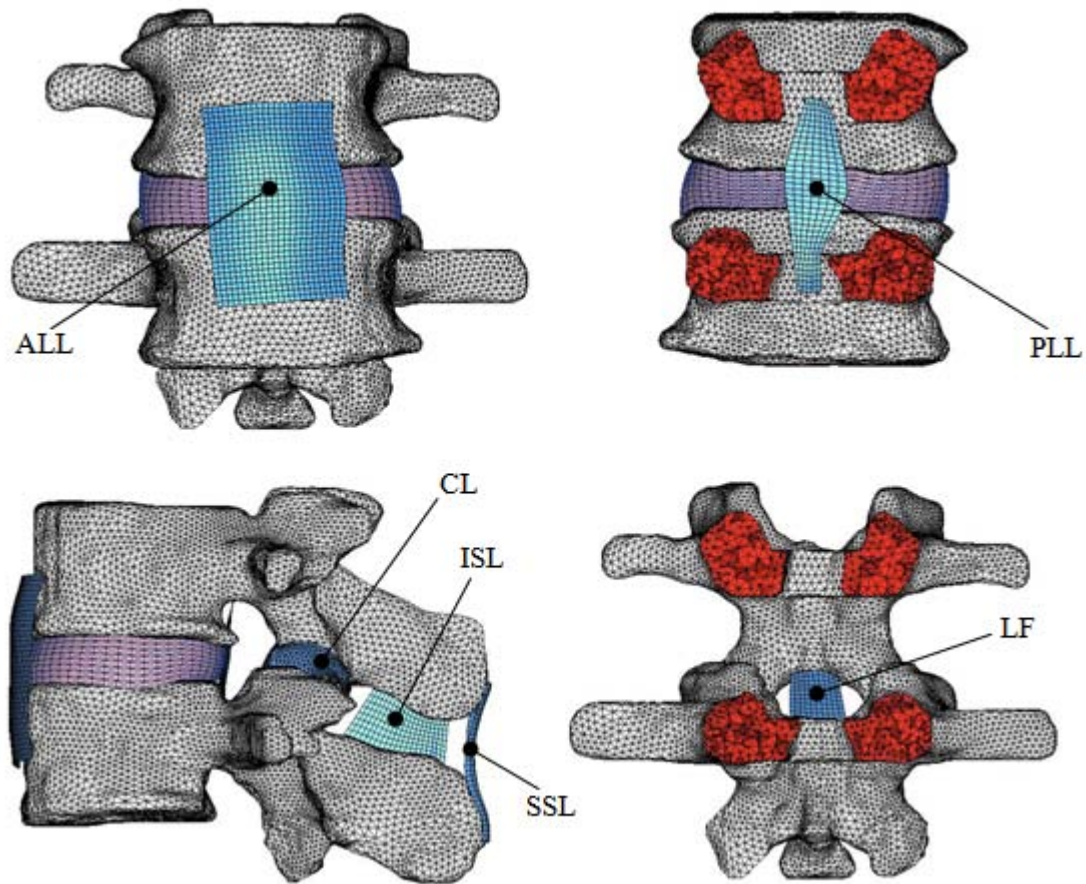


Figure 4.11: Article 3, Fig. 2. FEM of the L2-L3 functional spinal unit with a detailed modeling of the spinal ligaments ALL (anterior longitudinal), PLL (posterior longitudinal), CL (capsular ligament), LF (ligamentum flavum), ISL (interspinous) and SSL (supraspinous).

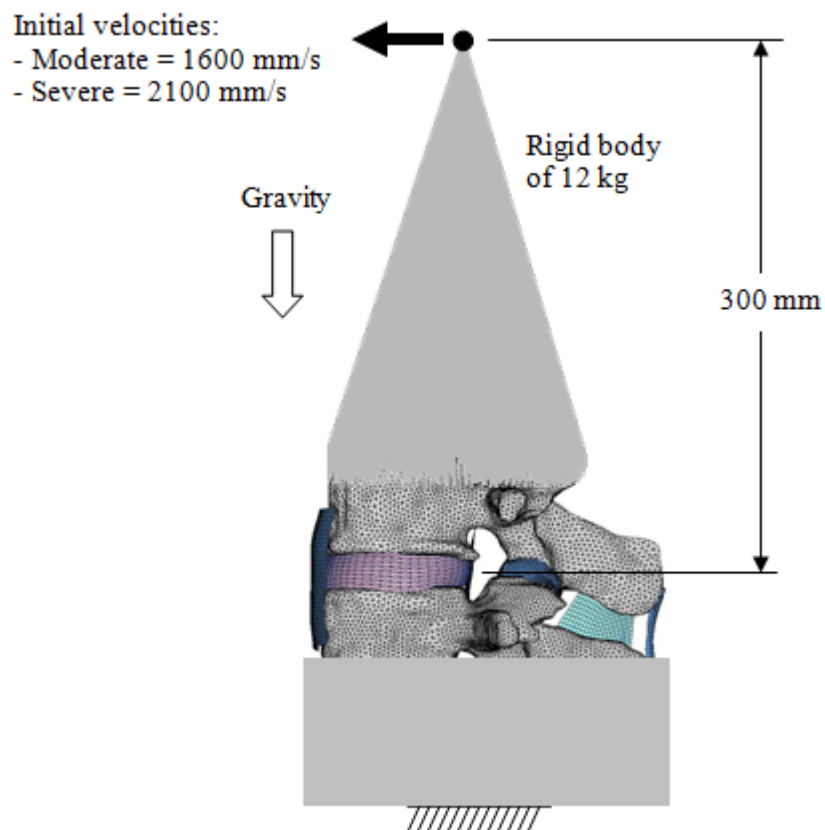


Figure 4.12: Article 3, Fig. 3. Flexion-shear loads applied to the complete L2-L3 FSU to simulate mechanisms of seatbelt injuries. Horizontal initial velocities of 1600 mm/s (moderate pulse) and 2100 mm/s (severe pulse) were applied to a point located at 300 mm above the mid-disc plane of the FSU. All degrees of freedom of the lower half of the L3 vertebra were fixed.

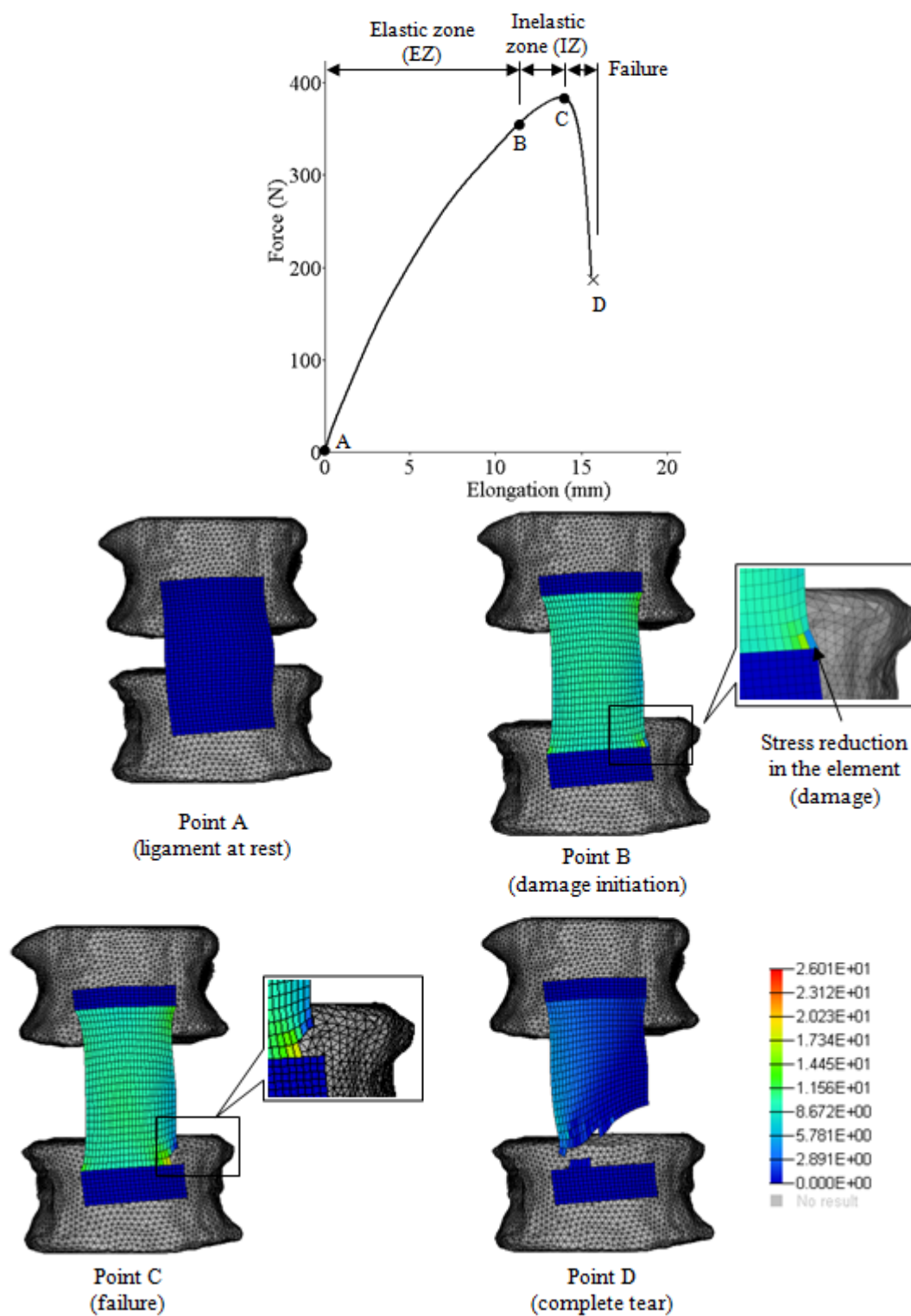


Figure 4.13: Article 3, Fig. 4. Typical simulated force-elongation curve of an isolated ligament submitted to a pure tension (case of the ALL tested at a displacement rate of 10 m/s). Principal tensile stress distributions in the ligament are shown at specific points on the curve (in MPa).

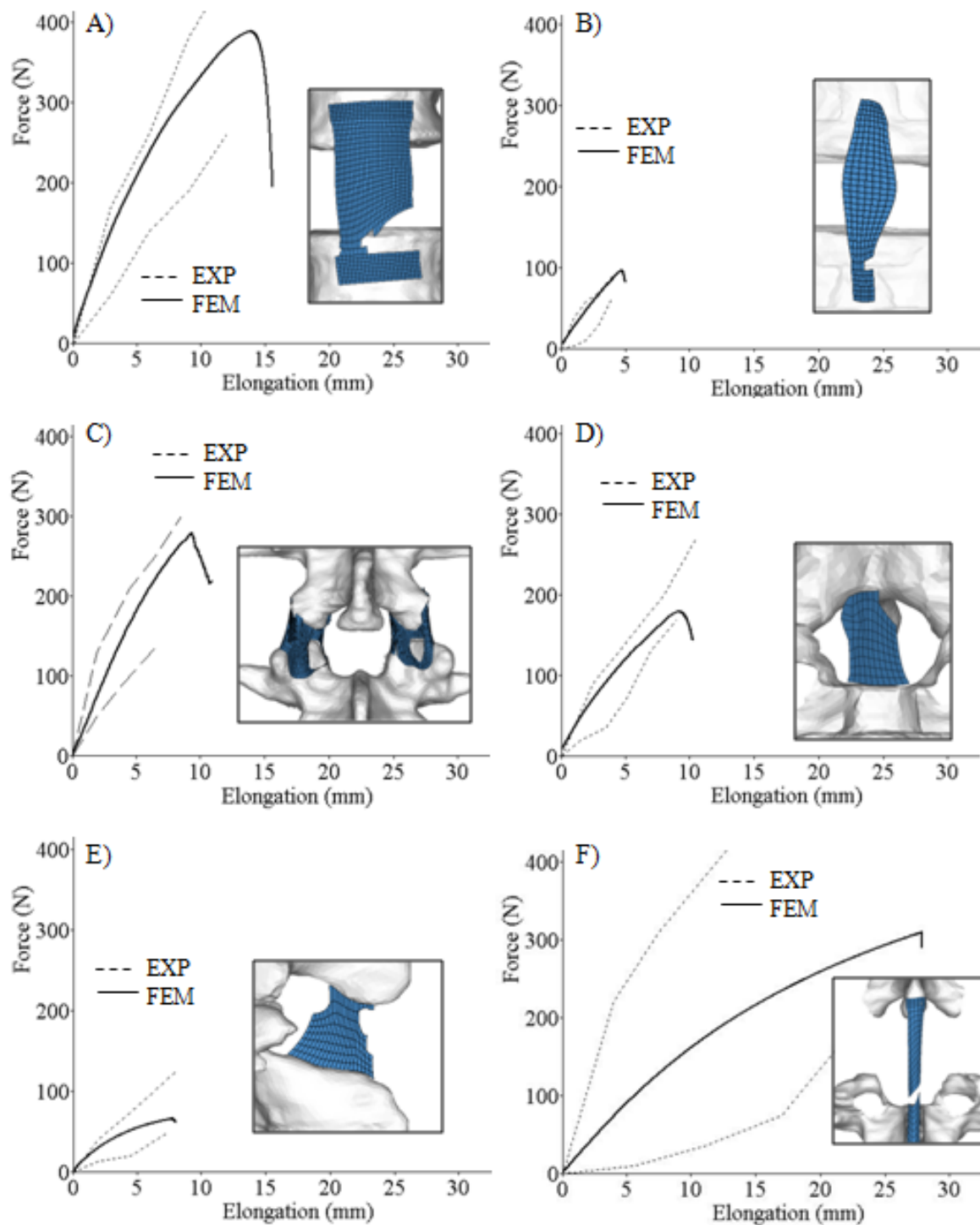


Figure 4.14: Article 3, Fig. 5. Simulated force-elongation curves (straight lines) and failure sites of isolated ligaments submitted to a pure tension at a slow elongation rate of 10 mm/s. The dashed lines represent experimental corridors [1]. A) ALL. B) PLL. C) CL. D) LF. E) ISL. F) SSL. The figures show that all simulated curves lie within their experimental corridor.

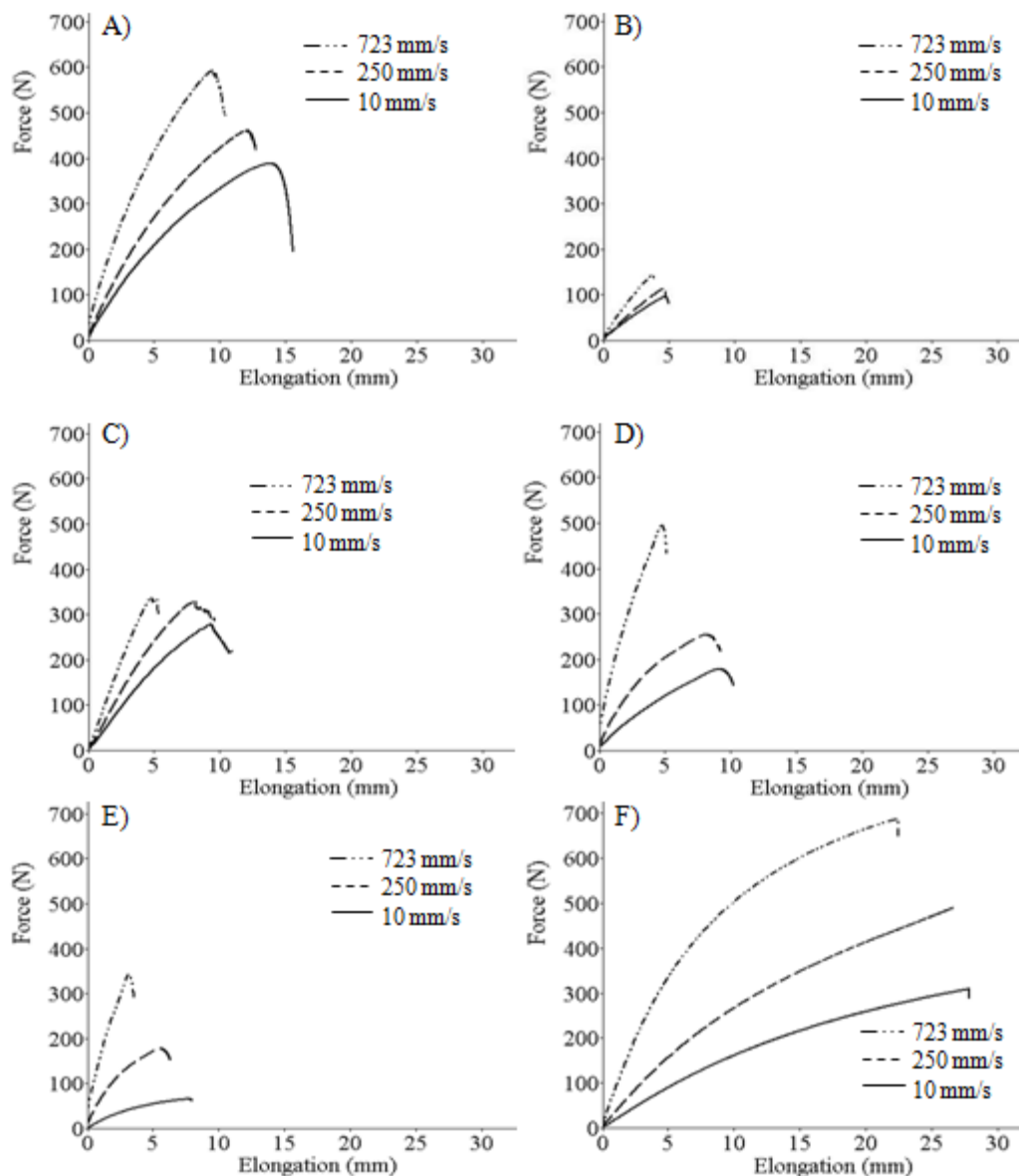


Figure 4.15: Article 3, Fig. 6. Simulated force-elongation curves of isolated lumbar spine ligaments submitted to a pure tension at elongation rates of 10 mm/s, 250 mm/s and 723 mm/s. A) ALL. B) PLL. C) CL. D) LF. E) ISL. F) SSL. As the elongation rate increases, all ligaments show a higher stiffness, a higher force at failure, but a lower elongation.

Tableau 4.3: Article 3, Table 1. Calibrated material properties of the lumbar spine ligaments FEM

Type	E (MPa)	E ₁ (MPa*ms)	E ₂ (MPa)	ϵ_{t1-REF} (mm/mm)	ϵ_{t2-REF} (mm/mm)	Tabulated values ($\dot{\epsilon}$, SF) (ms ⁻¹ , dimensionless)
ALL	19.2	496.4	19.0	0.68	0.90	(0.00048, 1) ; (0.034, 0.66)
PLL	84.1	1432.1	83.5	0.38	0.50	(0.00042, 1) ; (0.030, 0.64)
CL	0.6	3.6	0.6	1.75	1.85	(0.00070, 1) ; (0.051, 0.59)
LF	4.2	199.7	4.0	1.01	1.25	(0.00078, 1) ; (0.056, 0.48)
ISL	4.7	98.3	4.6	1.10	1.30	(0.00042, 1) ; (0.030, 0.64)
SSL	10.2	476.5	10.0	0.94	1.08	(0.00044, 1) ; (0.032, 0.90)

Tableau 4.4: Article 3, Table 2. Stiffness and failure parameters obtained from isolated FEM of the lumbar spine ligaments at a slow elongation rate compared to the experimental results of Pintar et al. (1992)

Type	K (N/mm)		ε_{DAM} (mm/mm)		$\varepsilon_{\text{FAIL}}$ (mm/mm)		σ_{FAIL} (MPa)		U_{FAIL} (N*mm)	
	FE	EXP	FE	EXP*†	FE	EXP*	FE	EXP*	FE	EXP*
ALL	29	33 ± 16	0.36	0.29 ± 0.18	0.38	0.38 ± 0.23	12.0	12.6 ± 4.8	3.4	4.6 ± 4.2
PLL	20	20 ± 12	0.13	0.12 ± 0.05	0.14	0.15 ± 0.06	19.3	16.6 ± 9.7	0.2	0.2 ± 0.2
CL	31	34 ± 11	0.65^{\ddagger}	N/A	0.65	0.66 ± 0.25	6.3	9.1 ± 4.3	1.5	2.7 ± 1.6
LF	20	27 ± 9	0.61	0.54 ± 0.20	0.71	0.71 ± 0.26	2.1	3.0 ± 1.3	1.0	2.1 ± 1.4
ISL	9	12 ± 7	0.71	0.61 ± 0.33	0.76	0.78 ± 0.33	1.9	3.7 ± 1.9	0.3	1.2 ± 0.9
SLL	11	24 ± 11	0.89	0.73 ± 0.23	0.93	0.93 ± 0.30	12.3	12.3 ± 4.6	5.1	5.1 ± 4.4

*Average values of all lumbar levels (from T12-L1 to L5-S1)

†Ratio of the failure strain based on the results of Chazal et al. [6]

‡No damage was introduced for the CL ligament

Tableau 4.5: Article 3, Table 3. Simulated vs experimental results for the dynamic flexion-shear loadings

Parameter	Moderate pulse (1.6 m/s)		Severe pulse (2.1 m/s)	
	FEM	EXP [32]	FEM	EXP [32]
Bending moment (Nm)	149	120-160	168	150-215
Shear force (N)	551	385-530	697	525-715
Flexion angle (degrees)	4.4	11.3-16.1	6.1	16.3-21.2
Horizontal displ. (mm)	1.1	4.9-8.3	2.1	6.9-10.1
Vertical displ. (mm)	0.7	12.7-15.4	1.4	15.8-20.6

CHAPITRE 5 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES AU RAFFINEMENT ET À LA VALIDATION DU MODÈLE

5.1 Extension du modèle au segment T1-Sacrum

Les méthodes présentées au chapitre 4 pour le développement et le raffinement du modèle SM2S ont été appliquées au segment T1-Sacrum. Présentées brièvement dans les articles #2, #3 et #4, les méthodes spécifiques à la création des modèles géométriques et mécaniques sont ici décrites avec plus de détails.

Au niveau osseux, les modèles géométriques des vertèbres et du sacrum ont été générés via un processus de reconstruction 3D basé sur l'acquisition d'images CT-scan (images contigües d'une épaisseur de 0.6 mm) d'un sujet sain masculin près du 50^{ième} percentile (~1.75 m, ~75 kg) (figure 5.1). Réalisé sur le logiciel M-Comfort développé au LBA de Marseille, les principales étapes de ce processus consistent à délimiter le contour osseux sur chacune des images, à empiler chacun des contours et à les relier par un algorithme de modélisation surfacique appelé le cube marcheur (Lorensen & Cline, 1987). Les modèles surfaciques des vertèbres et du sacrum ont ensuite été transférés au logiciel de conception et d'analyse assistée par ordinateur Hypermesh v.10 (Altair Engineering inc., Troy, États-Unis) pour la génération du maillage libre et sa segmentation en différentes régions. Toutes ces étapes, de la reconstruction géométrique au maillage des vertèbres et du sacrum, ont été réalisées manuellement.

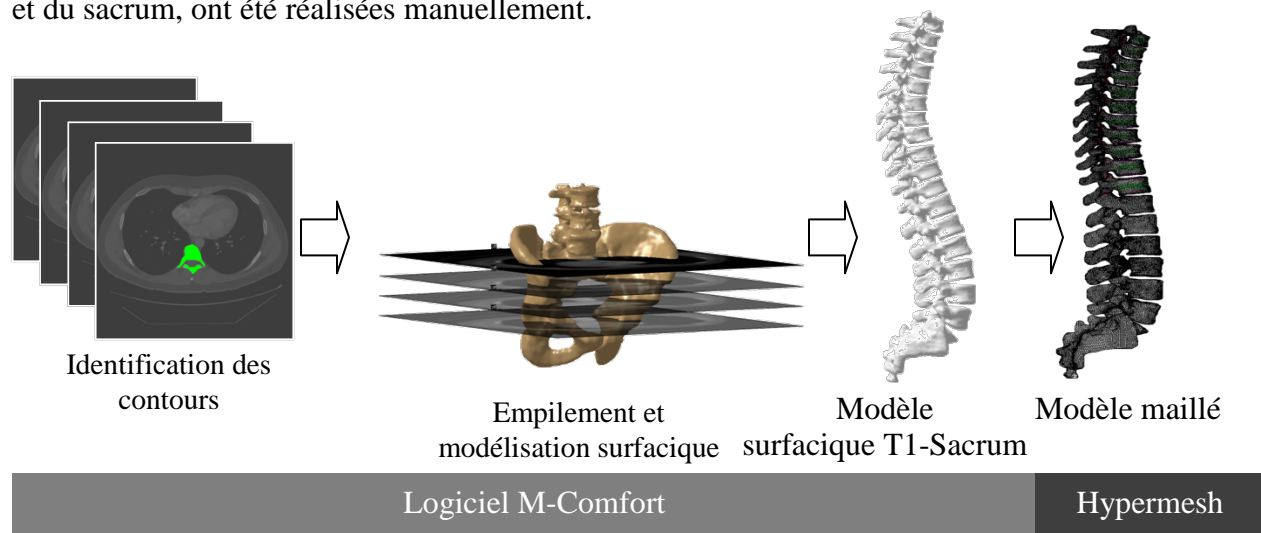


Figure 5.1: Processus de modélisation géométrique et maillage du modèle T1-Sacrum de SM2S

Une fois le maillage des vertèbres et du sacrum complété, une série de routines basées sur le langage de programmation TCL a été développée sur le logiciel Hypermesh v.10 pour faciliter la génération des tissus mous du modèle SM2S. Ces routines ont permis de générer de façon semi-automatique les modèles par éléments finis des disques intervertébraux et des ligaments rachidiens, de T10-T11 à L5-S1 en suivant les étapes décrites aux figures 5.2 (disque intervertébraux), 5.3 (ligaments ALL, PLL et SLL) et 5.4 (ligaments LF, JC, ISL et ITL). Les disques intervertébraux des segments thoraciques T1-T2 à T9-T10 ont également été modélisés afin d'initier la modélisation de la cage thoracique et des complexes ligamentaires costo-vertébral et costo-transverse dans le cadre d'un projet connexe en cours (projet intégrateur de Jérôme Lafrenière). Ces disques n'ont pas été exploités dans le cadre de la thèse puisqu'en l'absence de la cage thoracique, le segment T1-T10 a été considéré comme un corps rigide.

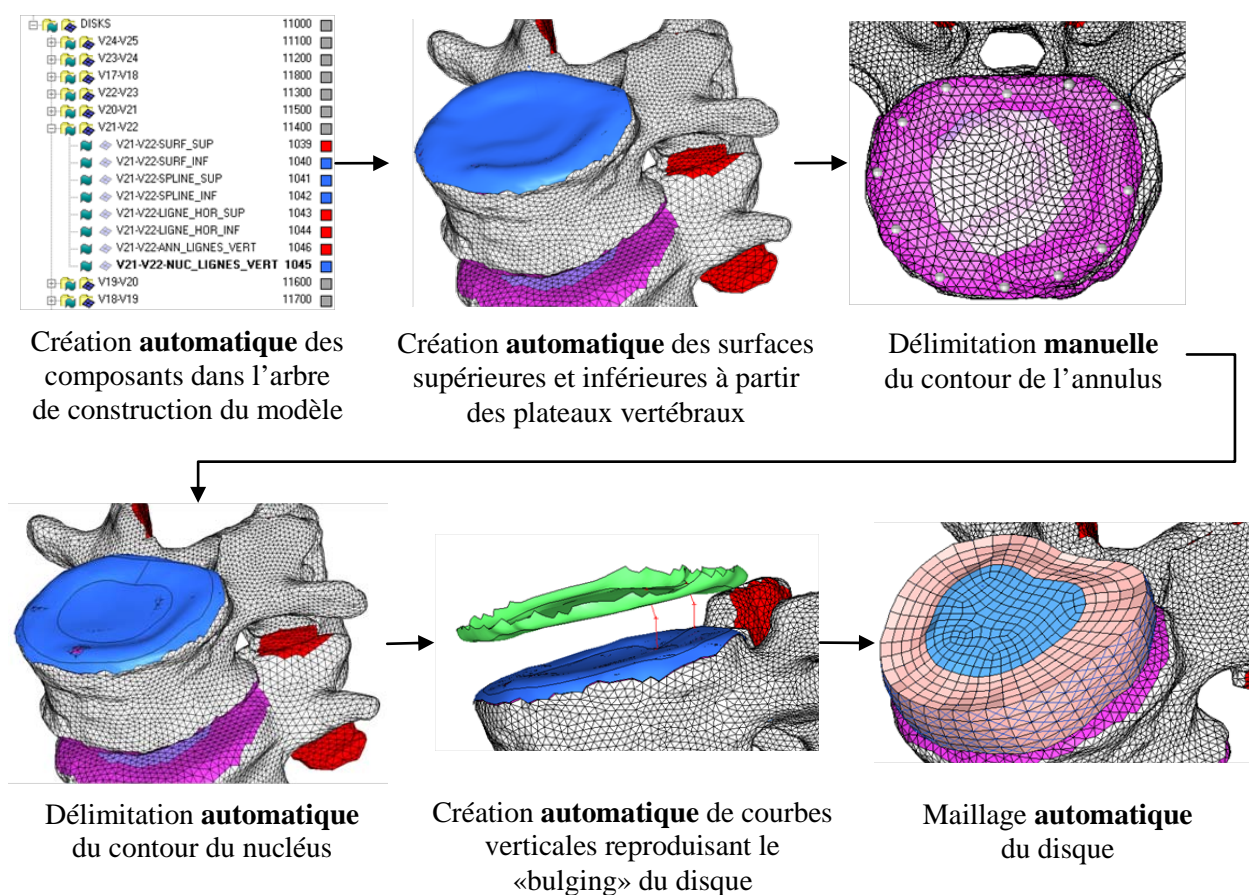


Figure 5.2: Processus semi-automatique de modélisation géométrique et de maillage des disques intervertébraux du modèle SM2S.

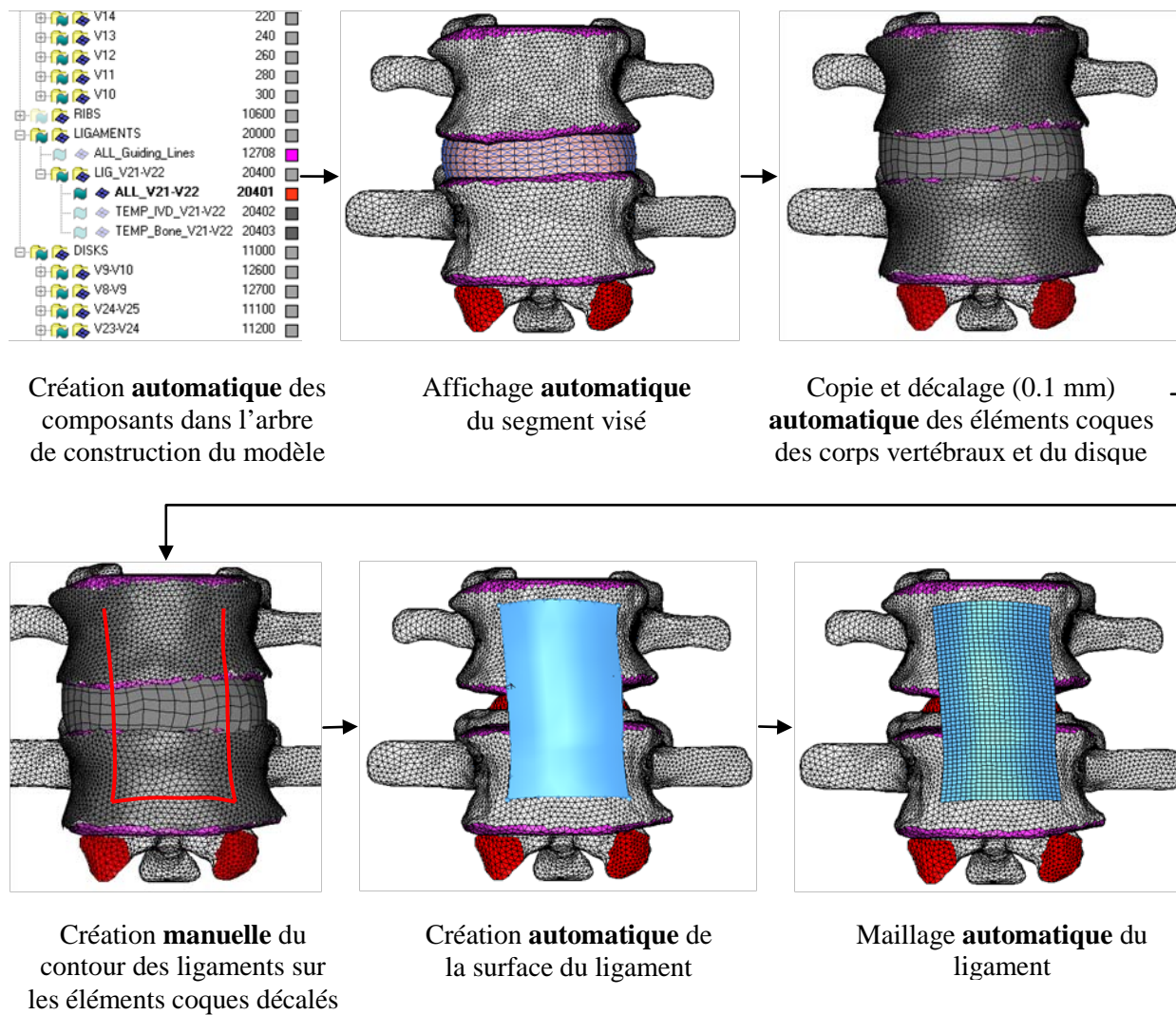


Figure 5.3: Processus semi-automatique de modélisation géométrique et de maillage du ligament ALL du modèle SM2S. Ce processus est identique pour les ligaments PLL et SSL.

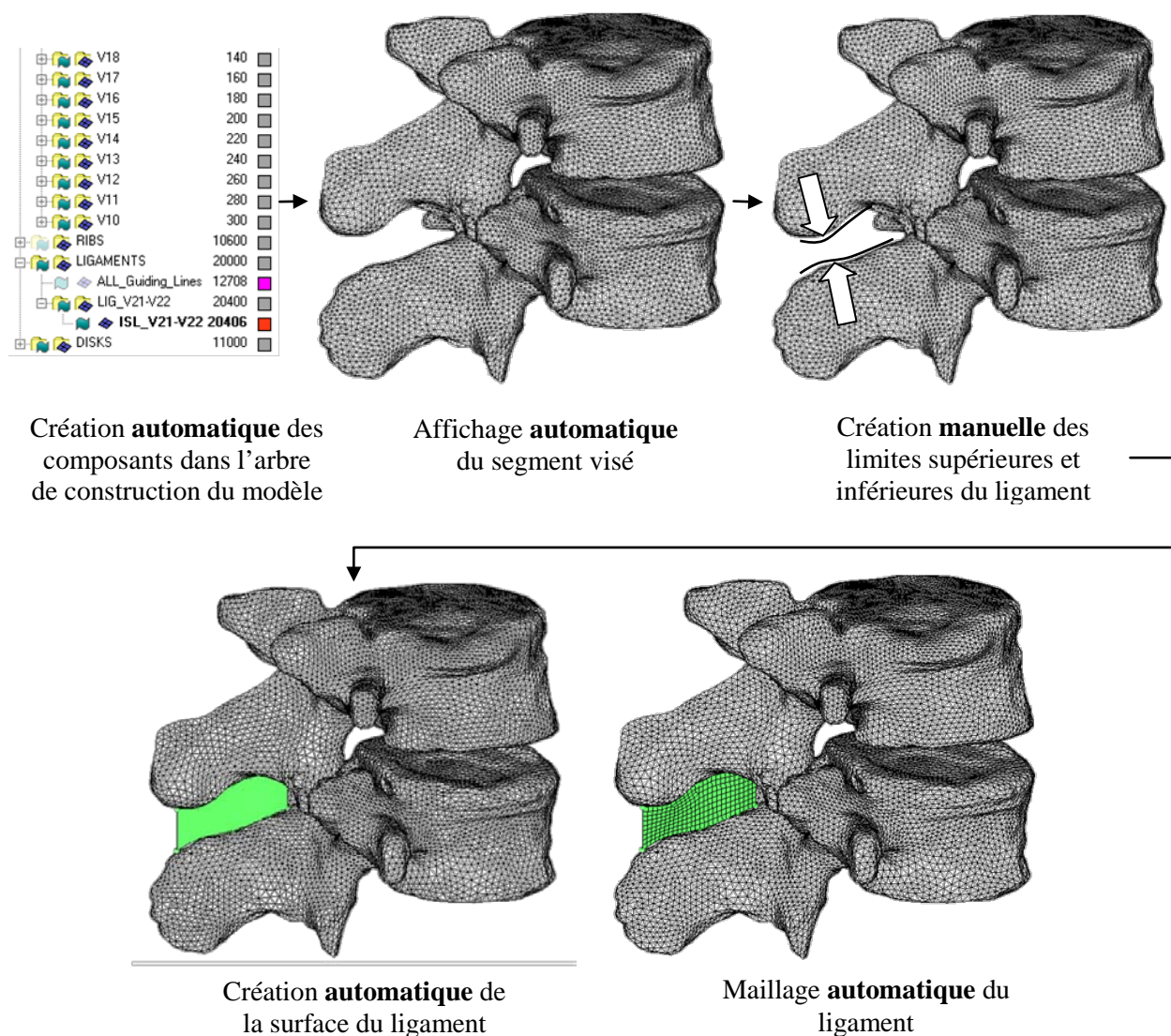


Figure 5.4: Processus semi-automatique de modélisation géométrique et de maillage des ligaments ISL du modèle SM2S. Le processus est identique pour les ligaments LF, JC et ITL.

Suite au maillage, le modèle T1-Sacrum contient près de 225,000 nœuds et 1,000,000 d'éléments. Les lois de comportement et propriétés mécaniques du modèle de base sont celles décrites aux articles #2, 3 et 4 de la thèse. Les méthodes permettant d'obtenir et de moduler les propriétés mécaniques des vertèbres en fonction de facteurs anatomiques (âge et architecture) et biomécanique (vitesse de chargement) sont présentées à la section 5.3. Pour la majorité des structures vertébrales, aucune distinction n'a été apportée entre les propriétés mécaniques des

différents niveaux vertébraux. Ce choix de modélisation est basée sur l'hypothèse que les différences de comportement mécanique (rigidité, force à la rupture, etc.) observées expérimentalement entre les différents niveaux vertébraux (peu de données sont toutefois disponibles à cet effet, sauf pour les ligaments (Myklebust et al., 1983)) sont principalement dues aux variations géométriques entre ces niveaux. La figure 5.5 présente le modèle final (non maillé pour faciliter la visualisation) alors que le tableau 5.1 présente un récapitulatif du type d'éléments et des lois de comportement utilisés pour chaque composant anatomique du modèle. Le tableau 5.2 présente les caractéristiques des sujets cadavériques employés pour la calibration des propriétés mécaniques du modèle.

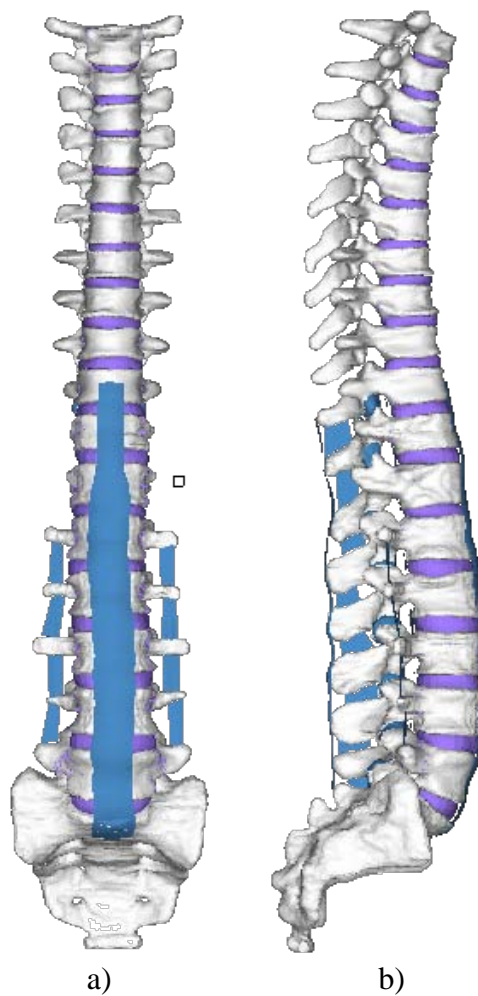


Figure 5.5: Modèle T1-Sacrum de SM2S (maillage non-présenté)

a) vue frontale b) vue sagittale

Tableau 5.1: Type d'éléments et lois de comportement du modèle SM2S

Composant	Type d'éléments	Loi de comportement
Vertèbres		
- Cortical	Coques à 3-nœuds	Élastoplastique (Johnson-Cook)
- Spongieux	Tétraèdres à 4-nœuds	Élastoplastique (Johnson-Cook)
Disques		
- Annulus et nucléus	Briques à 8-nœuds	Hyperélastique (Mooney-Rivlin)
- Fibres de collagène	Câbles (tension seulement)	Courbe force-déplacement non-linéaire
Ligaments		
- ALL, PLL, LF, ISL, ITL, SSL	Coques à 4-nœuds	Viscoélastique (dépendance au taux de déformation)
- JC	Coques à 3-nœuds	Viscoélastique (dépendance au taux de déformation)

Tableau 5.2: Âge moyen, nombre et genre des spécimens T11-L1 utilisés pour la calibration des propriétés mécaniques du modèle SM2S.

	Âge moyen	Nombre et genre	Référence
Modèle SM2S			
- Tissu osseux	71.2 ± 10.7 ans	4 hommes, 7 femmes	Garro et al., 2009; Ochia et al., 2003
- Disque intervertébral	45 ans	2 hommes	Duma et al., 2006
- Ligaments	67 ans	41 hommes	Pintar et al., 1992

5.2 Validation géométrique du modèle SM2S

Une validation géométrique du modèle SM2S a été réalisée en comparant les dimensions des structures anatomiques du modèle aux données *in vivo* tirées d'études morphométriques.

Les dimensions de la vertèbre L3 du modèle ont d'abord été comparées aux dimensions de vertèbres L3 mesurées sur les images CT-scan d'une cohorte de 55 sujets (25 femmes, 30 hommes) (Wolf et al., 2001). Les 15 dimensions mesurées (figure 5.6) sont la distance entre le mur antérieur et l'extrémité de l'apophyse transverse (A), la longueur du corps vertébral (B), la longueur de l'apophyse épineuse (C), l'épaisseur de l'apophyse épineuse (D), l'angle entre le pédicule et l'apophyse épineuse (E), l'épaisseur du pédicule (F), la distance entre les extrémités des apophyses transverses (G), la largeur du corps vertébral (H), la longueur de la vertèbre (I), la longueur de l'arc postérieur (J), la distance entre les facettes articulaires (K), la hauteur du corps vertébral (L), la distance entre le centre de l'apophyse épineuse et le centre de l'apophyse

transverse (M), la distance entre le centre de l'apophyse épineuse et l'arête supérieure du corps vertébral (N) et la hauteur du pédicule (P).

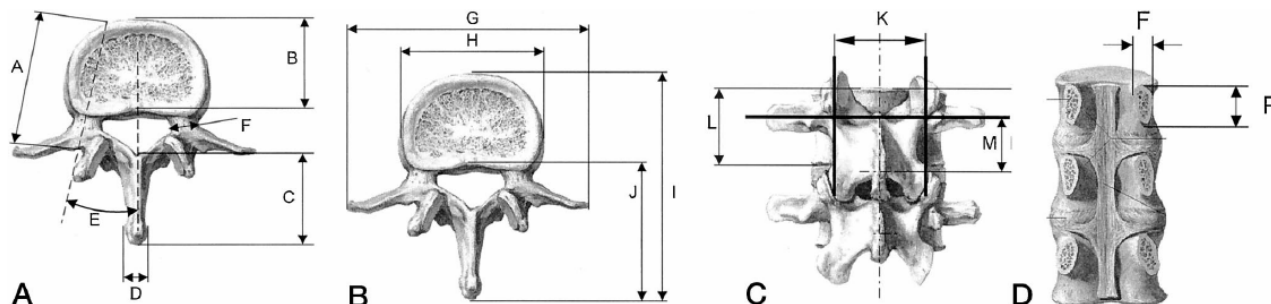


Figure 5.6: Paramètres anatomiques mesurés sur les vertèbres lombaires L1 à L5. Wolf et al. (2001). *Spine*, 26(22), p. 2473. © 2001 Wolters Kluwers Health. Reproduit avec permission.

Les résultats (figure 5.7) montrent que pour la majorité des dimensions (C, D, E, G, H, I, K, L et P), l'écart à la moyenne est inférieur à l'écart type mesuré expérimentalement. Quatre des dimensions (A, J, M et N) présentent un écart à la moyenne supérieur à l'écart-type mesuré expérimentalement, mais inférieur à deux écart-types. Comme les valeurs expérimentales suivent une distribution normale, on peut supposer que ces 4 dimensions sont à l'intérieur de la plage de valeurs mesurées [min ; max]. Deux des dimensions présentent des écarts importants, soient la longueur du corps vertébral (B) et la largeur du pédicule (F). Ces dimensions sont effectivement à l'extérieur des plages de valeurs expérimentales en présentant un écart à la moyenne plus de trois fois supérieur à l'écart-type. La cause de ces écarts est discutée au chapitre 8.

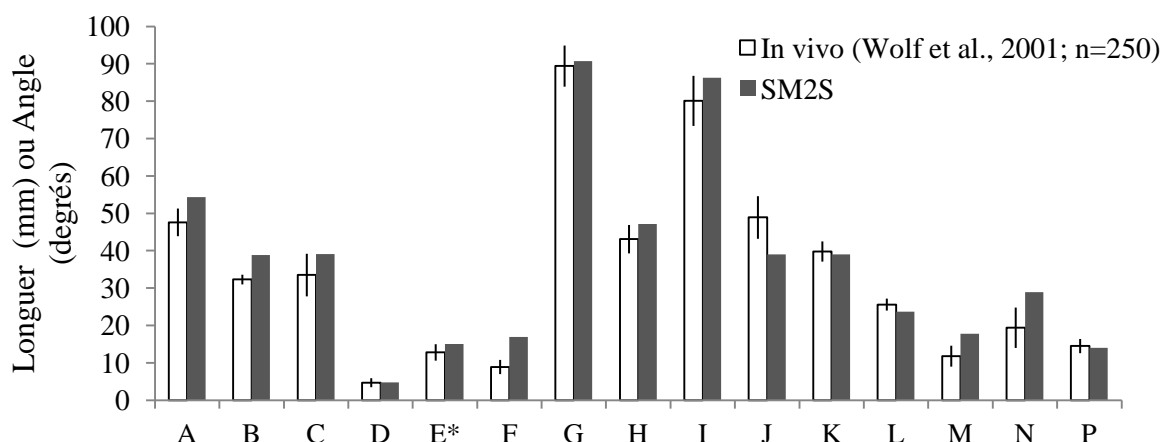


Figure 5.7: Histogrammes comparant les dimensions de la vertèbre L3 de SM2S aux dimensions des vertèbres L3 d'une cohorte de 55 sujets (la ligne verticale représente l'écart-type) (Wolf et al., 2001).

La hauteur totale, les hauteurs des disques et les angles intervertébraux du segment T12-S1 du modèle SM2S ont par la suite été comparés aux valeurs expérimentales correspondantes mesurées sur les images IRM (imagerie par résonance magnétique) sagittales d'une cohorte de 8 sujets sains (7 hommes, 1 femme) (Kimura et al., 2001). La hauteur totale du segment lombaire correspond à la distance verticale entre le coin antéro-inférieur de la vertèbre T12 et le coin antéro-supérieur de S1 (figure 5.8a). Les hauteurs des disques T12-L1 à L5-S1 correspondent à la moyenne entre leurs hauteurs avant et arrière alors que les angles intervertébraux (T12-L1 à L5-S1 et L1-S1) sont les angles mesurés entre les droites tracées sur la marge supérieure des vertèbres (figure 5.8b).

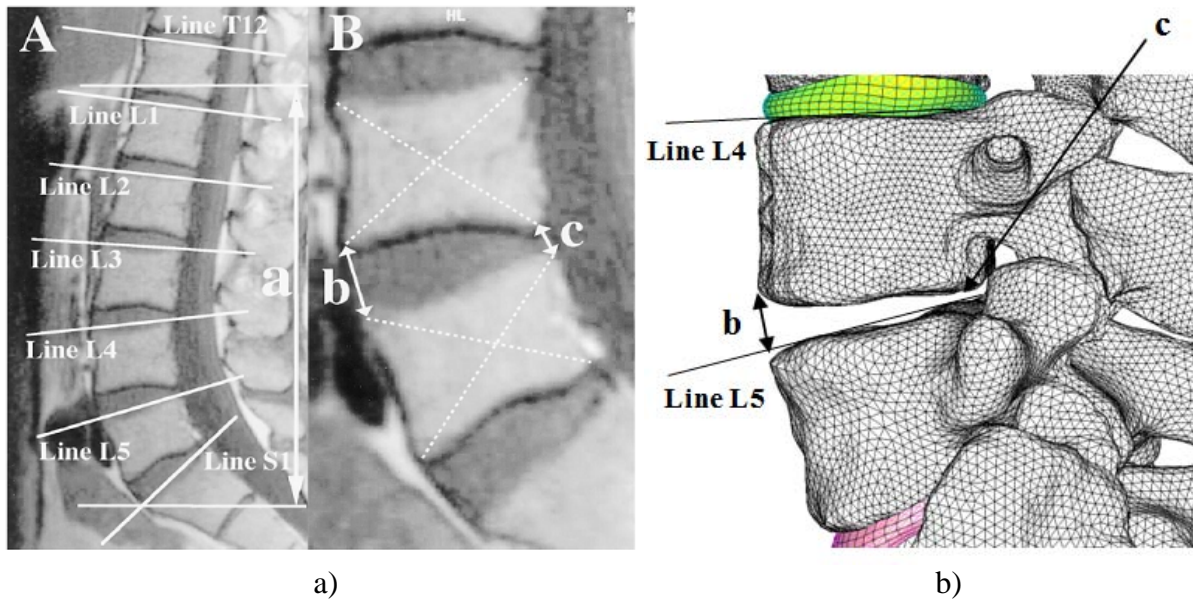


Figure 5.8: a) Repères anatomiques employés pour mesurer la hauteur totale du segment (paramètre a), les angles intervertébraux (angle entre les lignes T12 à S1) et les hauteurs moyennes des disques (moyenne entre les paramètres b et c) sur a) une cohorte de 8 sujets. Tirée de Kimura et al. (2001). *Spine*, 26(23), p. 2597. © 2001 Wolters Kluwers Health. Reproduit avec permission. b) Repères anatomiques mesurés sur le modèle SM2S.

Les résultats montrent que la hauteur totale du segment T12-S1 (184.9 mm) est en accord avec les valeurs expérimentales (194.4 ± 15.3 mm). De même, les hauteurs moyennes des disques L1-L2 à L4-L5 du modèle SM2S présentent un écart à la moyenne inférieur à l'écart-type mesuré expérimentalement (figure 5.9). Les hauteurs moyennes des disques T12-L1 et L5-S1 présentent un écart à la moyenne légèrement supérieur à l'écart-type mesuré expérimentalement, mais inférieur à deux écart-types. Les angles intervertébraux du modèle SM2S sont également en accord avec les valeurs expérimentales (figure 5.10). En effet, tous les angles présentent un écart à la moyenne inférieur à un ou deux écart-types.

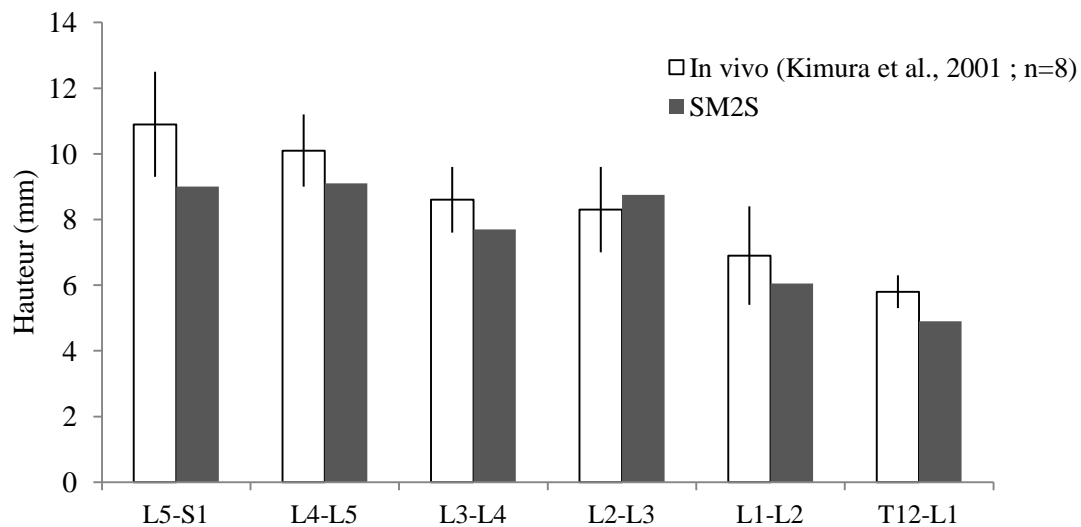


Figure 5.9: Histogrammes comparant les hauteurs moyennes des disques lombaires du modèle SM2S aux hauteurs moyennes des disques lombaires d'une cohorte de 8 sujets (la ligne verticale représente l'écart-type) (Kimura et al., 2001).

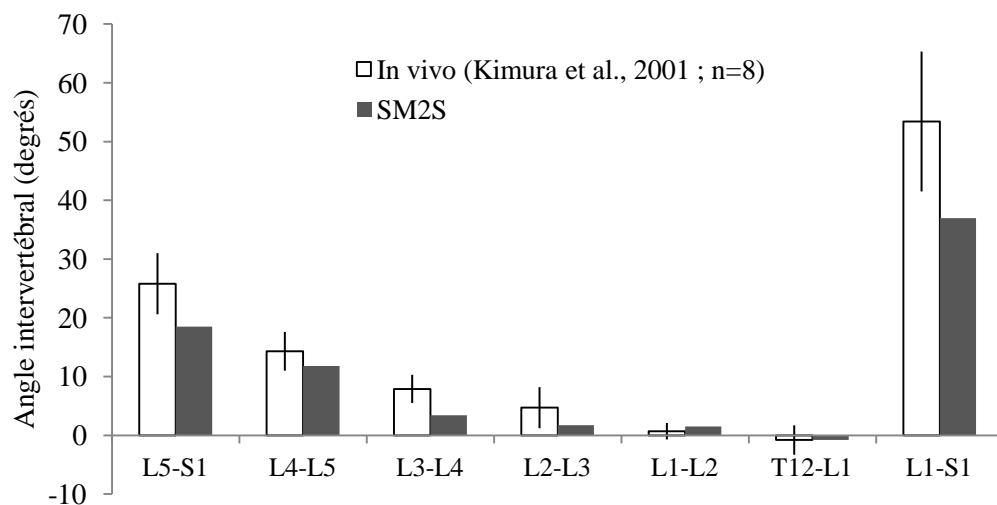


Figure 5.10: Histogrammes comparant les angles intervertébraux du segment lombaire du modèle SM2S aux angles intervertébraux d'une cohorte de 8 sujets (la ligne verticale représente l'écart-type) (Kimura et al., 2001).

5.3 Prise en compte de facteurs anatomiques et biomécaniques dans les propriétés mécaniques des vertèbres de SM2S

La revue de la littérature a montré que de nombreux facteurs influencent les propriétés mécaniques des tissus biologiques composant la colonne vertébrale et par conséquent, la nature des traumatismes qu'elle peut subir. L'âge (via la densité osseuse) et la vitesse de déformation (viscoélasticité) figurent parmi les facteurs ayant une forte influence sur la réponse mécanique de cette structure. La répartition de la densité d'os trabéculaire et l'épaisseur régionale d'os cortical jouent également un rôle de premier plan au niveau du comportement global de la vertèbre (effets de structure). Intégrer l'influence de ces facteurs dans le modèle SM2S s'avère donc une étape primordiale au développement d'un modèle biofidèle et représentatif de la variabilité interindividuelle, tant pour des applications en orthopédie qu'en accidentologie.

À l'échelle des tissus mous, les méthodes permettant d'intégrer l'influence de la vitesse de déformation sur les propriétés mécaniques du disque intervertébral et des ligaments rachidiens du modèle SM2S ont fait l'objet des articles #2 et #3, respectivement. Bien qu'il représente un facteur important, l'effet de l'âge sur les propriétés mécaniques des disques et des ligaments n'a pas été implémenté dans le cadre de cette thèse de doctorat.

Au niveau de l'os, les méthodes permettant de rendre compte des effets de la vitesse de déformation, de la variation de densité d'os trabéculaire et d'épaisseur d'os cortical et de l'âge sur les propriétés mécaniques de l'os ont fait l'objet de la thèse d'Anaïs Garo (2010). Ces méthodes ont été complétées et intégrées au modèle SM2S dans le cadre de cette thèse, et brièvement décrites dans les articles #2, 3 et 4. L'objectif de la présente section est de présenter plus en détail les méthodes employées pour rendre compte des effets de la vitesse de déformation, de l'architecture et de l'âge sur les propriétés mécaniques des vertèbres du modèle SM2S, en débutant par une description de la loi de comportement.

5.3.1 Description de la loi de comportement

La loi de comportement utilisée pour simuler le comportement mécanique jusqu'à la rupture de l'os est une loi élasto-plastique de type Johnson-Cook. Destinée à simuler le comportement des métaux, mais souvent utilisée pour modéliser le comportement de l'os (Arnoux et al., 2005; Behr et al., 2003; El-Rich et al., 2009; Garo et al., 2009), cette loi isotropique et symétrique en

tension/compression est composée d'une phase élastique linéaire ($\sigma = E\epsilon$) suivie d'une phase plastique débutant au point d'écoulement (ϵ_y, σ_y) et se terminant au point de rupture ($\epsilon_{\max}, \sigma_{\max}$) (figure 5.11). L'équation contrainte-déformation (σ - ϵ) décrivant la phase plastique à température constante s'écrit :

$$\sigma = (\sigma_y + b\epsilon_p^n) \left(1 + c \ln \frac{\dot{\epsilon}}{\dot{\epsilon}_0} \right)$$

où $\dot{\epsilon}$ est la vitesse de déformation appliquée et $\dot{\epsilon}_0$ est la vitesse de déformation de référence. Les paramètres σ_y , b , n , et c sont les constantes du matériau : σ_y est la limite d'écoulement du matériau, b est le taux d'écrouissage, n est l'exposant d'écrouissage et c est un coefficient dictant l'influence de la vitesse de déformation. Lorsque $n = 1$, le comportement est parfaitement plastique, tel que montré à la figure 5.11.

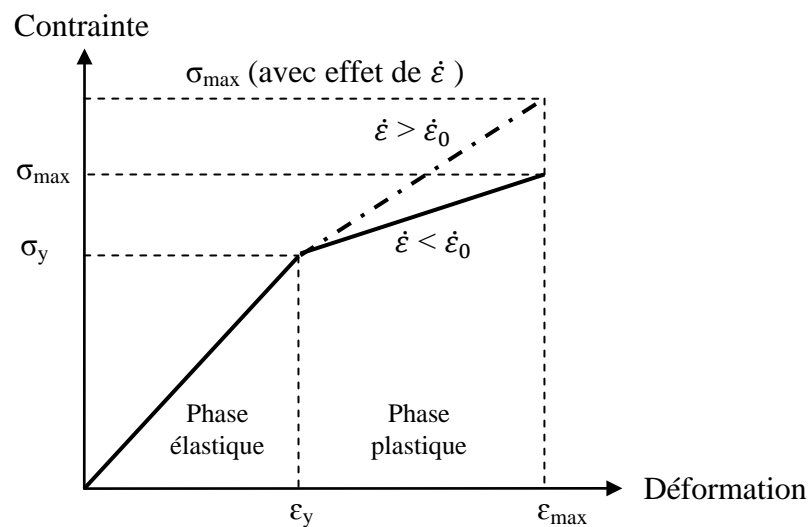


Figure 5.11: Courbe contrainte-déformation de la loi de Johnson-Cook utilisée pour simuler le comportement de l'os.

Pour simuler la rupture, deux paramètres additionnels sont spécifiés : σ_{\max} et ϵ_{\max} , qui sont respectivement la contrainte maximale et la déformation maximale de la phase plastique. Lorsque la déformation plastique (ϵ_p) atteint la déformation maximale (ϵ_{\max}), la rupture se produit et l'élément est éliminé. L'effet de la vitesse de déformation est introduit par le biais du paramètre c et du taux de déformation initial $\dot{\epsilon}_0$. Lorsque le taux de déformation $\dot{\epsilon}$ est supérieur au taux de

déformation initial $\dot{\epsilon}_0$, la contrainte est multipliée par un facteur proportionnel à la valeur de c et au ratio $\ln(\frac{\dot{\epsilon}}{\dot{\epsilon}_0})$.

5.3.2 Prise en compte de la vitesse de déformation

5.3.2.1 Méthodes

Les propriétés mécaniques des vertèbres du modèle SM2S sont basées sur les travaux de Garo et al. (2009), qui ont calibré les paramètres $E, \sigma_y, \sigma_{\max}, \epsilon_{\max}, b$ et n des os spongieux et cortical du corps vertébral L5 de SM2S à des vitesses de compression dynamique lente (0.01 m/s) et rapide (2.5 m/s) (tableau 5.3). Couplant approche inverse et optimisation, ces travaux ont fourni des jeux de données qui simulent une force et une énergie à la rupture en accord avec les résultats expérimentaux de Ochia et al. (2003).

Tableau 5.3: Valeur des propriétés mécaniques du corps vertébral obtenues par Garo et al. (2009)

Propriétés	$v = 0.01$ m/s	$v = 2.5$ m/s
Os spongieux		
- Module de Young, E (MPa)	48.7	93.7
- Contrainte d'écoulement, σ_y (MPa)	1.95	4.7
- Contrainte maximale, σ_{\max} (MPa)	2.6	6.25
- Déformation maximale, ϵ_{\max} (%)	8	10
- Coefficient d'écrouissage, b (MPa)	16.3	31.2
- Exposant d'écrouissage, n	1	1
Os cortical		
- Module de Young, E (MPa)	2625	4014
- Contrainte d'écoulement, σ_y (MPa)	105	142.5
- Contrainte maximale, σ_{\max} (MPa)	140	190
- Déformation maximale, ϵ_{\max} (%)	8	7.1
- Coefficient d'écrouissage, b (MPa)	875	1338
- Exposant d'écrouissage, n	1	1
- Épaisseur (mm)	0.4	0.4

L'objectif d'intégrer l'influence de la vitesse de déformation (via les paramètres $\dot{\epsilon}_0$ et c) est de n'utiliser qu'un seul jeu de paramètres pour simuler le comportement des os spongieux et cortical

pour des vitesses de compression comprises entre 0.1 et 2.5 m/s, inclusivement. Pour réaliser cet objectif, un jeu unique de paramètres a d'abord été estimé à partir des règles suivantes :

- Module de Young, E : dans la loi de Johnson-Cook, la vitesse de déformation n'a aucune influence sur la phase élastique (seulement sur la phase plastique). Le module de Young choisi peut donc varier de 48.7 à 93.7 MPa pour l'os spongieux et de 2625 à 4014 MPa pour l'os cortical. Les valeurs moyennes de 71.2 et de 3319 MPa ont été choisies afin d'obtenir un compromis entre les résultats à 0.01 m/s et 2.5 m/s ;
- La contrainte maximale, σ_{\max} : la contrainte maximale est la valeur estimée à la vitesse lente. Elle a donc été fixée à 2.6 et 140 MPa pour les os spongieux et cortical, respectivement ;
- Contrainte d'écoulement, σ_y : la contrainte d'écoulement est la valeur estimée à la vitesse lente. Sinon, il ne serait pas possible de respecter la contrainte maximale à faible vitesse. Elle a donc été fixée à 1.95 et 105 MPa pour les os spongieux et cortical, respectivement. Tout comme dans l'étude de Garo et al. (2009), ces valeurs représentent 75% des valeurs de contrainte maximale.
- La déformation maximale, ϵ_{\max} : la déformation maximale la plus faible des deux jeux de données a été conservée, permettant ainsi d'avoir un modèle conservateur. Elle a donc été fixée à 7.1 et 8.0% pour les os spongieux et cortical, respectivement.
- L'exposant d'écrouissage, n : la valeur de l'exposant a été maintenue à 1 afin de simuler un comportement parfaitement plastique ;
- Le coefficient d'écrouissage, b : la valeur de ce coefficient est calculée en fonction des paramètres σ_{\max} , σ_y , ϵ_{\max} , et E. Dans le cas où $n = 1$, la valeur de b est calculée via l'équation $b = (\sigma_{\max} - \sigma_y) / (\epsilon_{\max} - \sigma_y/E)$, ce qui signifie :
 - Os spongieux : $b = (2.6 \text{ MPa} - 1.95 \text{ MPa}) / (0.080 - 0.027) = 12.4 \text{ MPa}$;
 - Os cortical : $b = (140 \text{ MPa} - 105 \text{ MPa}) / (0.071 - 0.032) = 889.1 \text{ MPa}$;
- La vitesse de déformation de référence, $\dot{\epsilon}_0$: cette valeur a été estimée en divisant la vitesse de sollicitation V la plus lente par la hauteur H du corps vertébral du modèle L5 de SM2S, c'est-à-dire $\dot{\epsilon}_0 = V/H = (0.01 \text{ m/s}) / (0.03 \text{ m}) = 0.333 \text{ s}^{-1} = 0.000333 \text{ ms}^{-1}$. Pour fins de simplification, cette valeur est supposée la même pour l'os spongieux et l'os cortical ;

- Le coefficient c : cette valeur a été estimée en solutionnant l'équation suivante pour c :

$$\langle \sigma_{max} \rangle_{rapide} = \langle \sigma_{max} \rangle_{lente} \left(1 + c \ln \frac{\dot{\epsilon}_{rapide}}{\dot{\epsilon}_0} \right)$$

Donc,

$$c = \left(\frac{\langle \sigma_{max} \rangle_{rapide}}{\langle \sigma_{max} \rangle_{lente}} - 1 \right) / \ln \frac{\dot{\epsilon}_{rapide}}{\dot{\epsilon}_0} =$$

- Os spongieux : $c = ((6.25 \text{ MPa} / 2.6 \text{ MPa}) - 1) / \ln(250) = 0.254$;
- Os cortical : $c = ((190 \text{ MPa} / 140 \text{ MPa}) - 1) / \ln(250) = 0.0647$.

Les paramètres de la loi de comportement ont ensuite été introduits dans le modèle numérique du corps vertébral L5 de SM2S. Deux séries de simulations ont ensuite été réalisées pour ajuster les paramètres $\dot{\epsilon}_0$ et c. La première série de simulations consistait à comprimer le corps vertébral à une vitesse constante de 0.01 m/s et à ajuster le paramètre $\dot{\epsilon}_0$ (identique pour l'os spongieux et l'os cortical) jusqu'à ce que la force à la rupture extraite du modèle soit à moins de 5% de la valeur moyenne mesurée expérimentalement par Ochia et al. (2003) et que l'énergie à la rupture soit à l'intérieur du corridor expérimental. Le paramètre c a été fixé à une valeur de 1 pour toutes les simulations. Seul le paramètre $\dot{\epsilon}_0$ a été ajusté durant ces simulations sachant qu'une fois ce paramètre calibré, la vitesse de déformation de référence est proche de la vitesse de déformation appliquée ($\ln \frac{\dot{\epsilon}}{\dot{\epsilon}_0} \approx 0$).

Une fois le paramètre $\dot{\epsilon}_0$ ajusté, la seconde série de simulations consistait à comprimer le corps vertébral à une vitesse constante de 2.5 m/s et à ajuster les paramètres c de l'os cortical et de l'os spongieux jusqu'à ce que la force à la rupture extraite du modèle soit à moins de 10% des valeurs expérimentales moyennes de Ochia et al. (2003) et que l'énergie à la rupture soit à l'intérieur du corridor expérimental. Ces critères d'ajustement ont été choisis de sorte que le jeu de données prenant en compte le taux de déformation soit équivalent aux jeux de données optimisées par Garo et al. (2009) à des vitesses de compression de 0.01 m/s et 2.5 m/s.

5.3.2.2 Résultats et leur interprétation

Suite au processus d'ajustement, la valeur de $\dot{\epsilon}_0$ est de 0.035 s^{-1} . La valeur de c est de 0.8 pour l'os spongieux et de 0.3 pour l'os cortical. Les valeurs des paramètres $E\sigma_y$, σ_{\max} , ϵ_{\max} , b et n du jeu unique de paramètres sont celles obtenues à partir des règles établies précédemment. Tel qu'attendu, le jeu unique de données intégrant les paramètres $\dot{\epsilon}_0$ et c simulent des forces à la rupture à moins de 10% des valeurs expérimentales moyennes (tableau 5.4) et à ce niveau, est comparable aux jeux de données sans les paramètres $\dot{\epsilon}_0$ et c . En revanche, ce jeu de données offre une moins bonne adéquation avec l'énergie à la rupture. À 0.01 et 2.5 m/s, des différences de -46.0 et +30.6% sont respectivement observées entre les valeurs simulées et les valeurs expérimentales moyennes, contrairement à des différences de -41.3 et -14.5% pour le jeu de données sans $\dot{\epsilon}_0$ et c .

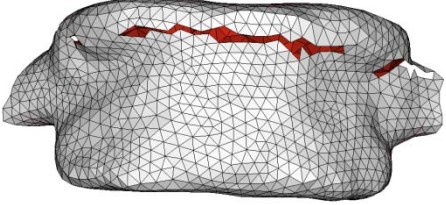
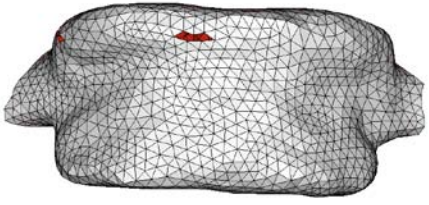
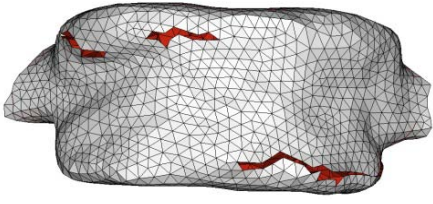
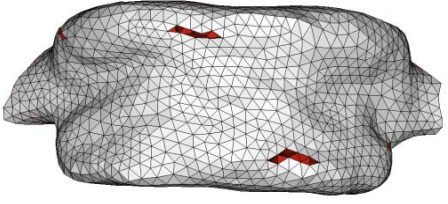
Ces différences sont causées principalement par le module de Young choisi pour le jeu unique de données qui, en représentant la moyenne des modules déterminés par Garo et al. (2009) à 0.01 et 2.5 m/s, sous-estime l'énergie à la rupture à 0.01 m/s, mais surestime celle à 2.5 m/s. Elles ne sont pas surprenantes puisque les valeurs de Garo et al. (2009) représentaient déjà un compromis entre la force et l'énergie à la rupture. Malgré ces différences, les énergies à la rupture simulées à partir du jeu unique de données sont à l'intérieur des corridors expérimentaux, tant à 0.01 m/s qu'à 2.5 m/s.

L'emploi du jeu unique de données n'affecte pas le site d'initiation de la fracture. Ainsi, la fracture s'initie dans la région centrale postérieure (1/3 supérieur) du corps à 0.01 m/s et à 2.5 m/s et ce, peu importe le jeu de données. Il influence toutefois le moment auquel s'initie la fracture. En effet, le jeu unique de données accélère l'initiation de la fracture lors de la compression à 0.01 m/s (90 vs 105 ms), mais la retarde à 2.5 m/s (0.48 vs 0.38 ms). De plus, il ralentit la progression de la fracture, comme en témoigne le tableau 5.5, qui compare les patrons de fractures du côté antérieur du corps vertébral à 20 ms et 0.2 ms après son initiation lors de compressions à 0.01 et 2.5 m/s, respectivement. Malgré ces légères différences, le jeu unique de données permet de prédire des patrons de fracture localisés au même endroit que ceux obtenus des jeux de données optimisés de Garo et al. (2009). Différents patrons de fracture pourraient toutefois être observés pour des chargements

Tableau 5.4: Propriétés mécaniques et résultats des simulations avec et sans $\dot{\epsilon}_0$ et c.

Propriétés	Sans $\dot{\epsilon}_0$ et c		Avec $\dot{\epsilon}_0$ et c.	
	v = 0.01 m/s	v = 2.5 m/s	v = 0.01 m/s	v=2.5 m/s
Os spongieux				
- E (MPa)	48.7	93.7	71.2	
- σ_y (MPa)	1.95	4.7	1.95	
- σ_{\max} (MPa)	2.6	6.25	2.6	
- ϵ_{\max} (%)	8	10	8	
- b (Mpa)	16.3	31.2	12.4	
- n	1	1	1	
- $\dot{\epsilon}_0$ (s ⁻¹)	-	-	0.035	
- c	-	-	0.8	
Os cortical				
- E (MPa)	2625	4014	3319	
- σ_y (MPa)	105	142.5	105	
- σ_{\max} (MPa)	140	190	140	
- ϵ_{\max} (%)	8	7.1	7.1	
- b (MPa)	875	1338	889.1	
- n	1	1	1	
- $\dot{\epsilon}_0$ (s ⁻¹)	-	-	0.035	
- c	-	-	0.3	
- Épaisseur (mm)	0.4	0.4	0.4	
Force à la rupture (N)				
- SM2S	4466	9652	5084	9837
- Exp. (moy. \pm écart-type)	4908 \pm 2729	9699 \pm 2110	4908 \pm 2729	9699 \pm 2110
- Num vs Exp (moy.)	-9.0%	-0.5%	+3.6%	+1.4%
Énergie à la rupture (N-m)				
- SM2S	2.5	5.5	2.3	8.2
- Exp. (moy. \pm écart-type)	4.26 \pm 3.88	6.43 \pm 1.89	4.26 \pm 3.88	6.43 \pm 1.89
- Num vs Exp (moy.)	-41.3%	-14.5%	-46.0%	+30.6%

Tableau 5.5: Patrons de fracture de la partie antérieure du corps vertébral obtenus à des vitesses de compression de 0.01 et 2.5 m/s pour les jeux de données avec et sans $\dot{\epsilon}_0$ et c .

Vitesse de compression	Patrons de fractures	
	Propriétés sans $\dot{\epsilon}_0$ et c	Propriétés avec $\dot{\epsilon}_0$ et c
$v = 0.01$ m/s		
	$T = 105$ ms (20 ms après l'initiation à 85 ms)	$T = 90$ ms (20 ms après l'initiation à 70 ms)
$v = 2.5$ m/s		
	$T = 0.58$ ms (0.2 ms après l'initiation à 0.38 ms)	$T = 0.68$ ms (0.2 ms après l'initiation à 0.48 ms)

5.3.3 Prise en compte des variations régionales de densité d'os trabéculaire et d'épaisseur d'os cortical

Les six régions utilisées pour rendre compte des variations régionales de densité d'os spongieux du corps vertébral ont été brièvement présentées dans l'article #4. Basée sur l'étude de Zhao et al. (2009), ces régions présentent différentes densités osseuses et c'est pourquoi des propriétés mécaniques différentes ont été attribuées à chacune de ces régions. Les neuf régions utilisées pour rendre compte des variations d'épaisseurs d'os cortical autour de la vertèbre ont été brièvement présentées dans les articles #2 et #4.

L'objectif de cette section est de présenter plus en détails les méthodes appliquées pour diviser ces régions et leur attribuer des propriétés mécaniques ou épaisseurs distinctes.

5.3.3.1 Méthodes

La division du corps vertébral en propriétés mécaniques distinctes est basée sur l'étude de Zhao et al. (2009), dans laquelle la densité minérale optique de six régions du corps vertébral fut mesurée sur 31 tranches de 2 mm d'épaisseur découpées dans le plan sagittal médian du corps vertébral (figure 5.12a). Ces régions ont été reportées de façon approximative sur les corps vertébraux du modèle SM2S en regroupant les éléments d'une même région dans un même composant et en supposant que les régions antérieures (1 et 7) et postérieures (3 et 9) se terminaient dans le plan coronal médian du corps vertébral (figure 5.12b). Une nomenclature spécifique a été attribuée à chacune des régions du modèle afin de faciliter leur identification.

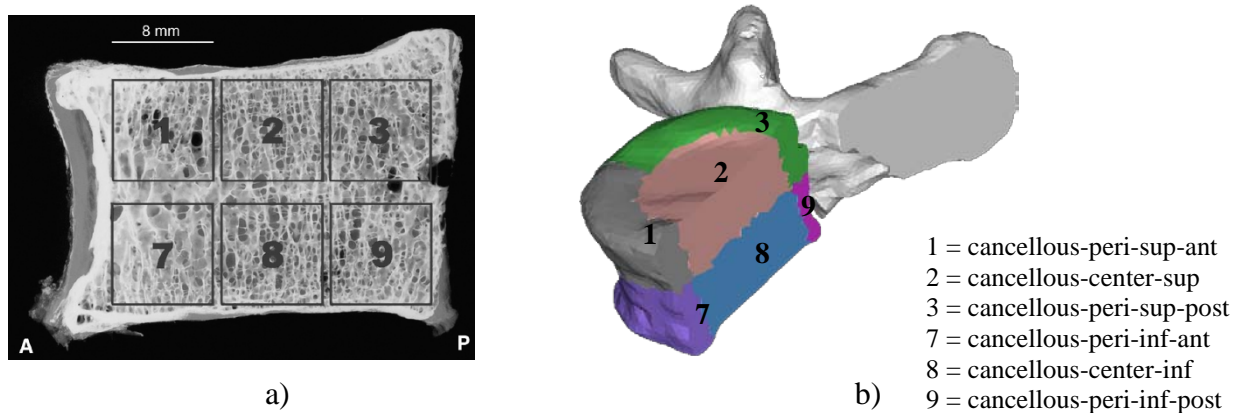


Figure 5.12: a) Régions de différentes densités. Zhao et al. (2009). Bone, 44(2), p. 375. ©2009 Elsevier. Reproduit avec permission. b) Régions reportées sur une vertèbre du modèle SM2S.

L'étude de Zhao et al. (2009) démontre que la densité minérale optique (qui correspond à la moyenne normalisée des unités Hounsfield des pixels) des régions 3 et 9 présente des différences significatives et que par conséquent, ces régions présentent des propriétés mécaniques distinctes pouvant influencer l'initiation et la progression d'une fracture. Des différences (non-significatives) furent également observées entre les densités minérales optiques des autres régions. Pour traduire ces différences au niveau du modèle, les densités minérales optiques ont d'abord été traduites en densité minérale osseuse (DEXA) en utilisant les relations établies par Zhao et al (2009) (figure 5.13). Les différences de densité minérale osseuse entre les régions ont ensuite été exprimées en pourcentage en choisissant la région centrale inférieure (#8) comme référence. Ces pourcentages de variation entre les régions ont finalement été directement appliqués au paramètre de contrainte maximale (σ_{max}) de chacune des régions en vertu des relations linéaires qui lient la force à la rupture et la densité minérale osseuse (DEXA) (Andresen et al., 1998). Des modifications ont ensuite été apportées à la limite d'écoulement σ_y et au module de Young (E) des différentes régions en utilisant les mêmes hypothèses de base que celles posées par Garo et al. (2009) lors de la calibration des propriétés mécaniques du modèle homogène, soient :

- pour l'os spongieux :

$$\sigma_y = 0.75 \times \sigma_{max}, \quad E = \frac{\sigma_y}{\varepsilon_y} = \frac{0.75 \times \sigma_{max}}{0.34 \times \varepsilon_{max}}$$

- pour l'os cortical :

$$\sigma_y = 0.75 \times \sigma_{max}, \quad E = \frac{\sigma_y}{\varepsilon_y} = \frac{0.75 \times \sigma_{max}}{0.45 \times \varepsilon_{max}}$$

En supposant que ε_{max} ne varie pas avec la densité minérale osseuse (Garo, 2010), on peut donc calculer le module de Young de la région. Ces modifications aux paramètres σ_{max} , σ_y et E entraînent évidemment des modifications au paramètre b. Ce dernier est donc recalculé en utilisant les relations définies précédemment.

Aucune modification n'a été apportée aux paramètres ε_0 et c de chacune des régions. De plus, aucune modification n'a été apportée aux propriétés mécaniques de l'os spongieux de l'arc postérieur. Les propriétés de cette septième région sont donc les mêmes que celles de la région centrale inférieure du corps vertébral.

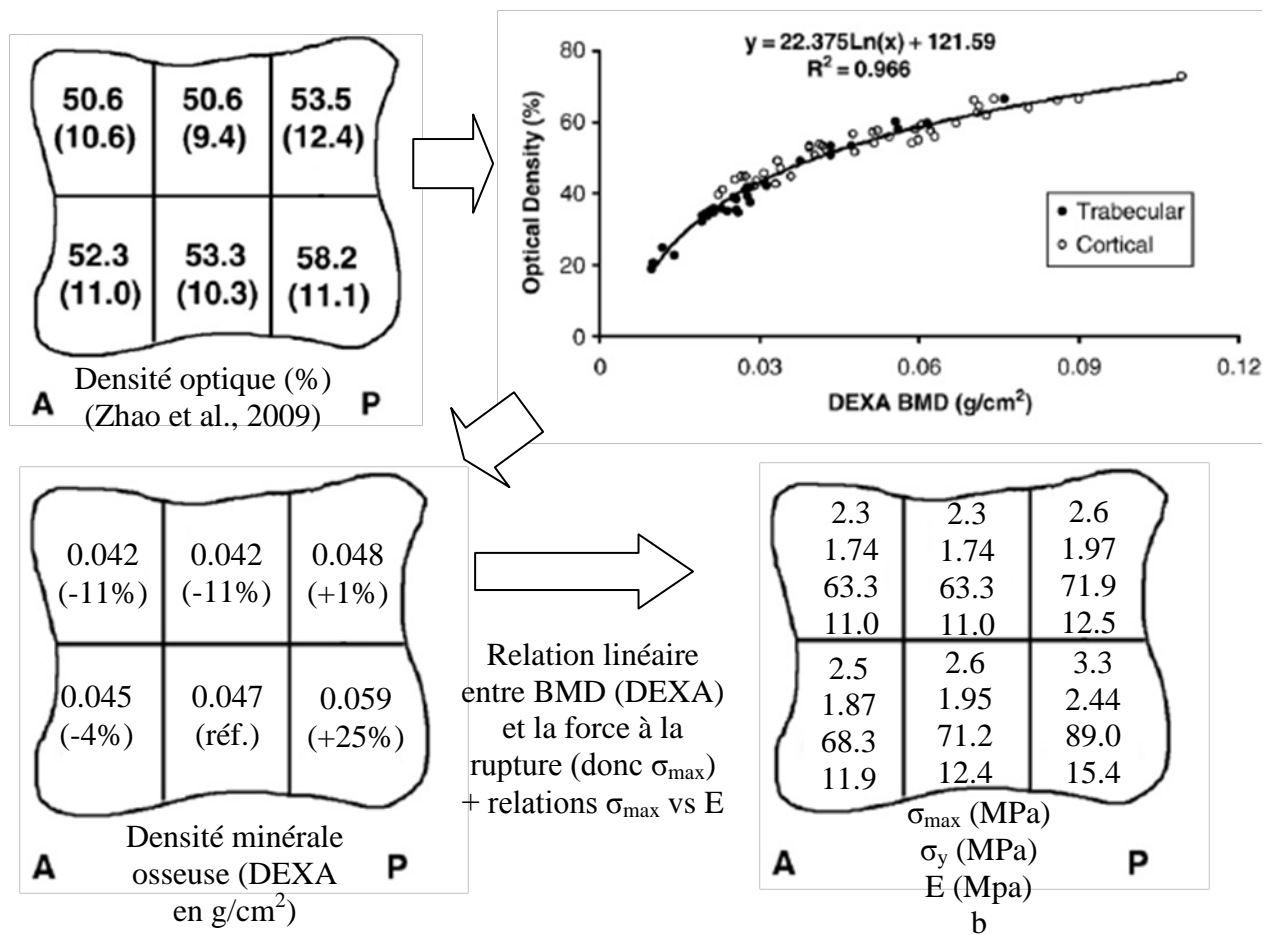


Figure 5.13: Ajustement des propriétés mécaniques de l'os spongieux des corps vertébraux du modèle SM2S en fonction des variations de densité osseuse. Adapté de Zhao et al. (2009). Reproduit avec la permission d'Elsevier.

Pour tenir compte des variations d'épaisseur de l'os cortical entourant la vertèbre, l'enveloppe corticale du corps vertébral du modèle a été subdivisée en 10 régions distinctes basées sur les travaux de Fazzalari et al. (2006) au niveau du cortex et de Roberts et al. (1997) au niveau des plateaux vertébraux. La division des régions ainsi que l'épaisseur attribuée pour chacune des régions (moyenne des valeurs mesurées expérimentalement) sont présentées à la figure 5.14. Une onzième région, celle de l'arc postérieur n'est pas présentée sur la figure 5.14. Une épaisseur de 0.7 mm a toutefois été attribuée aux éléments de cette région.

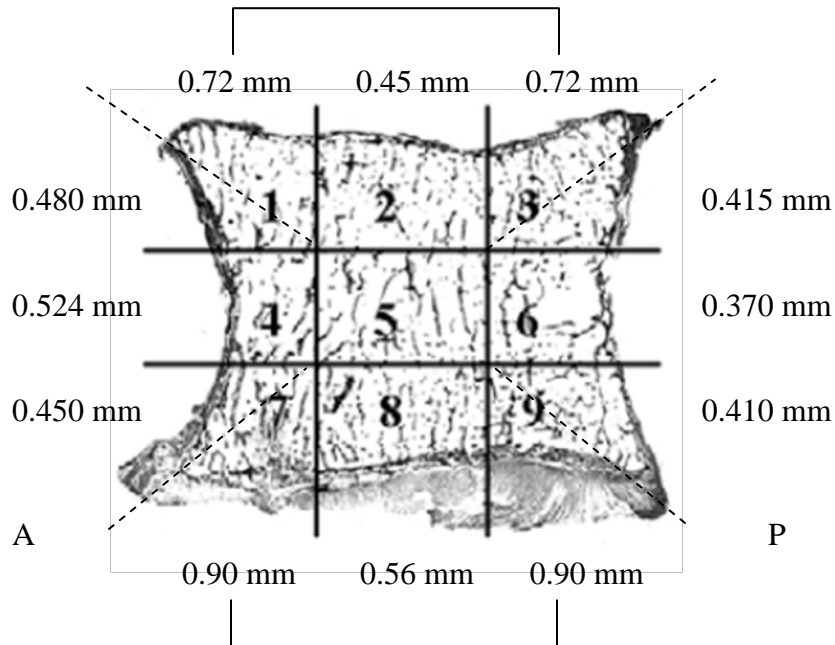


Figure 5.14: Épaisseurs d'os cortical attribuées aux différentes régions du modèle. Adaptée de Fazzalari et al. (2006). Reproduit avec la permission d'Elsevier.

Le modèle final de vertèbre se distingue donc du modèle homogène présentée à la section précédente par une hétérogénéité des propriétés mécaniques de l'os spongieux ainsi qu'une variation de l'épaisseur d'os cortical autour de la vertèbre.

L'influence des variations régionales de densité d'os trabéculaire et d'épaisseur d'os cortical proposée ici sur le comportement du modèle a été vérifiée en comprimant à des vitesses de 0.01 m/s et 2.5 m/s le modèle hétérogène du corps vertébral L5 de SM2S et en comparant les résultats de ce modèle avec les résultats expérimentaux, et ceux du modèle homogène intégrant la dépendance au taux de déformation (modèle et présenté à la section précédente). Les résultats comparés sont la force à la rupture, l'énergie à la rupture, la chronologie et le site d'initiation de la fracture ainsi que son patron, quelques millisecondes après son initiation.

5.3.3.2 Résultats et interprétation

Tout comme le modèle homogène (avec ϵ_0 et c), le modèle hétérogène permet de simuler des forces à la rupture à moins de 10% des valeurs expérimentales moyennes (Tableau 5.6). Il

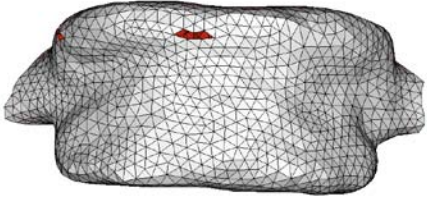
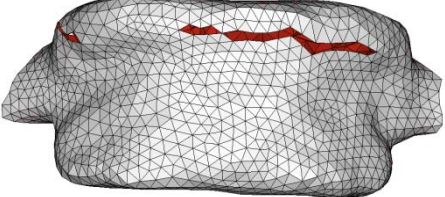


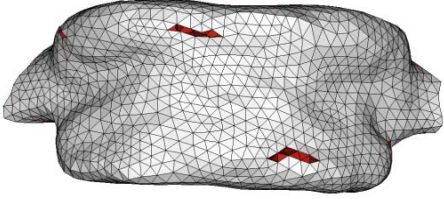
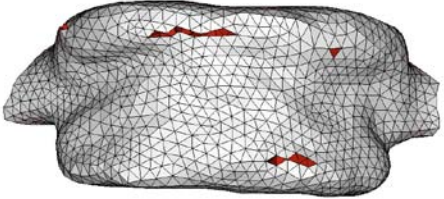


présente également des différences d'énergie à la rupture similaires à celles observées pour le modèle homogène et ce, à des vitesses de compression de 0.01 et 2.5 m/s.

Tableau 5.6: Comparaison des résultats issus des modèles homogène (avec $\dot{\epsilon}_0$ et c) et hétérogène

Résultats de simulation	Homogène (avec $\dot{\epsilon}_0$ et c)		Hétérogène (régions)	
	$v = 0.01$ m/s	$v = 2.5$ m/s	$v = 0.01$ m/s	$v = 2.5$ m/s
Force à la rupture (N)				
- SM2S	5084	9837	5318	9359
- Exp. (moy. \pm écart-type)	4908 ± 2729	9699 ± 2110	4908 ± 2729	9699 ± 2110
- Num vs Exp (moy.)	+3.6%	+1.4%	+8.3%	-3.5%
Énergie à la rupture (N-m)				
- SM2S	2.3	8.2	2.2	7.5
- Exp. (moy. \pm écart-type)	4.26 ± 3.88	6.43 ± 1.89	4.26 ± 3.88	6.43 ± 1.89
- Num vs Exp (moy.)	-46.0%	+30.6%	-48.3%	+16.6%

L'emploi du modèle hétérogène n'affecte pas le site d'initiation de la fracture puisque tout comme pour le modèle homogène, la fracture s'initie dans la région centrale postérieure (1/3 supérieur) pour les deux vitesses de chargement. Il n'influence pas le moment auquel s'initie la fracture, mais modifie légèrement sa vitesse de progression (tableau 5.7). L'analyse de la surface antérieure du corps vertébral montre que le modèle hétérogène semble produire des patrons de fracture similaires au modèle homogène et ce, pour les deux vitesses de chargement (Tableau 5.10). En revanche, l'analyse d'une coupe sagittale montre des différences importantes entre les patrons internes de fracture des modèles homogène et hétérogène lors d'une compression à 2.5 m/s. En effet, le modèle hétérogène simule un trait de fracture horizontal situé dans la région centrale alors que le modèle homogène simule un trait de fracture horizontal situé dans le tiers supérieur de la vertèbre. Ces patrons de fracture sont typiques d'une compression du corps vertébral à haute vitesse (Garo et al., 2010). À ce stade-ci, les modèles homogène et hétérogène semblent donc produire des résultats cohérents avec ceux de la littérature. Le modèle hétérogène a cependant été retenu puisqu'il représente une vertèbre plus proche de la réalité.

Tableau 5.7: Patrons de fracture de la partie antérieure du corps vertébral obtenus à des vitesses de compression de 0.01 et 2.5 m/s pour les modèles homogène (avec $\dot{\epsilon}_0$ et c) et hétérogène.

Vitesse de compression	Patrons de fractures	
	Modèle homogène (avec $\dot{\epsilon}_0$ et c)	Modèle hétérogène
$v = 0.01$ m/s		
	Vue frontale à $t = 90$ ms (20 ms après l'initiation à 70 ms)	Vue frontale à $t = 90$ ms (20 ms après l'initiation à 70 ms)
		
	Coupe sagittale à $t = 140$ ms (70 ms après l'initiation à 70 ms)	Coupe sagittale à $t = 140$ ms (70 ms après l'initiation à 70 ms)
$v = 2.5$ m/s		
	Vue frontale à $t = 0.68$ ms (0.2 ms après l'initiation à 0.48 ms)	Vue frontale à $t = 0.68$ ms (0.2 ms après l'initiation à 0.48 ms)
		
	Coupe sagittale à $t = 1.18$ ms (0.6 ms après l'initiation à 0.48 ms)	Coupe sagittale à $t = 1.18$ ms (0.6 ms après l'initiation à 0.48 ms)

5.3.4 Prise en compte de l'âge

Les propriétés mécaniques des vertèbres du modèle SM2S ont été calibrées à partir des données expérimentales d'Ochia et al. (2003). Par conséquent, les vertèbres du modèle simulent le comportement d'un sujet âgé d'environ 70 ans, soit l'âge moyen des sujets testés dans l'étude d'Ochia et al. (2003).

La prise en compte des effets de l'âge dans les vertèbres du modèle SM2S est basée sur les travaux d'Anaïs Garo qui, dans le cadre de sa thèse, a déterminé les propriétés mécaniques du corps vertébral L5 à des vitesses de compression de 0.01 m/s et 2.5 m/s, pour des tranches d'âge de 20, 40, 60 et 80 ans (Garo, 2010). Pour chaque tranche d'âge, deux jeux de propriétés mécaniques ont été déterminés. Ces propriétés ont été calibrées sur un modèle homogène présentant une épaisseur constante d'os cortical.

La prise en compte de l'âge dans les vertèbres du modèle SM2S a été réalisée en deux étapes successives. D'abord, l'effet du taux de déformation (paramètres $\dot{\epsilon}_0$ et c) a été intégré au modèle en ajustant les paramètres $E\sigma_y$, σ_{\max} , ϵ_{\max} , b pour chaque tranche d'âge en utilisant les règles décrites à la section 5.3.2 et en conservant les valeurs des paramètres $\dot{\epsilon}_0$ et c . Cette étape a permis d'obtenir un jeu unique de données pour chacune des tranches d'âge. Ensuite, pour tenir compte des variations régionales de densité d'os trabéculaire et d'épaisseur d'os cortical à chaque tranche d'âge, le jeu unique de données a été adapté aux sept régions d'os spongieux en appliquant les relations définies à la section 5.3.3. Aucune modification n'a été apportée à ces relations puisque Zhao et al. (2009) n'ont observé aucun effet significatif de l'âge sur ces relations. Pour ajuster l'épaisseur d'os cortical en fonction de l'âge, un ratio, calculé en divisant l'épaisseur d'os défini pour chacune des tranches d'âges par l'épaisseur d'os du modèle homogène à 70 ans (0.4 mm), a été appliqué sur chacune des régions d'os cortical. Pour fins de concision, les propriétés mécaniques établies pour chacune des tranches d'âge sont présentées à l'annexe D.

5.4 Vérification et étude de convergence du maillage de SM2S

Outre la validation du modèle, il est également indispensable d'évaluer la robustesse du modèle et des choix de modélisation qui lui sont propres (Jones & Wilcox, 2008). Comme le modèle SM2S utilise un code de calcul commercial pour lequel plusieurs de ces vérifications ont été réalisées et documentées (Radioss Theory Manual, Altair Engineering), l'évaluation de sa robustesse est ici focalisée sur une étude de convergence, qui consiste à analyser l'effet de la taille du maillage et du type d'éléments sur la réponse biomécanique des composantes du modèle.

5.4.1 Maillage de la vertèbre

La majorité des modèles ÉF présentant une partie ou la totalité du squelette humain utilisent des éléments de taille grossière visant généralement à ne pas pénaliser le pas de temps (voir les modèles décrits aux figures 1.24 et 1.25). Contrairement à ces modèles, les vertèbres du modèle SM2S visent plutôt à utiliser un maillage fin. Ce choix est conditionné par la volonté de modéliser des vertèbres représentant finement l'anatomie humaine, par la croissance incessante des capacités de calcul et par la méthode de suppression d'éléments utilisée pour simuler les fractures osseuses. En effet, cette dernière méthode requiert l'utilisation d'éléments de taille relativement faible par rapport à la structure modélisée afin de limiter l'effet de la perte de masse au moment de la suppression des éléments. Le choix d'un maillage fin facilite également la gestion des interfaces en détectant plus efficacement les zones de contacts et en limitant les effets de pénétration. Une étude de convergence visant à déterminer la taille du maillage des vertèbres de SM2S a été réalisée dans le cadre des travaux de thèse d'Anaïs Garo (2010). Cette étude démontre qu'une longueur caractéristique de 1.5 mm offre un compromis acceptable entre finesse du maillage, robustesse de la solution et temps de calcul.

Le choix d'éléments coques triangulaires (3 nœuds) et tétraédriques (4 nœuds) pour mailler respectivement les os cortical et spongieux de la vertèbre est basé sur la facilité qu'offrent ces éléments à mailler des structures complexes et la possibilité de générer ces maillages de façon automatique. Ils permettent par le fait même d'éviter l'apparition de déformations de type sablier ou «Hourglass» (Altair_Engineering_Inc., 2009), causées par la distorsion excessive des éléments. Toutefois, ces éléments ont pour principal inconvénient d'augmenter la rigidité de la structure. Dans le cadre du modèle SM2S, cette rigidité additionnelle a été corrigée en ajustant

adéquatement les propriétés mécaniques du modèle et en validant expérimentalement son comportement.

5.4.2 Maillage du disque intervertébral

Avant de calibrer les propriétés mécaniques du disque intervertébral (article #2), une première étude de convergence a été réalisée sur le maillage du disque intervertébral du segment L2-L3 afin d'évaluer l'effet de la densité d'éléments sur la force axiale, la pression intradiscale (PID) du nucléus et la contrainte maximale de Von Mises de l'annulus en compression dynamique. Le tableau 5.8 présente les maillages comparés dans l'étude. Ces maillages se distinguent par différentes densités d'éléments dans la direction périphérique, radiale et axiale de l'annulus (figure 5.15). La variation de ces densités affecte automatiquement le maillage du nucléus, qui s'adapte en conséquence. Pour tous les maillages, la densité d'éléments dans la direction radiale est équivalente à la densité d'éléments dans la direction axiale alors que la densité d'éléments en périphérie est calculée de sorte que l'orientation des fibres demeure à environ 35°. L'aire de section des fibres de collagène a été ajustée pour chacun des maillages afin de maintenir un volume de fibres équivalent à 20% du volume total de l'annulus. Pour cette étude, le nombre total de degrés de liberté (DDL) de chacun des maillages du disque (tableau 5.8) a été utilisé comme base de comparaison. Ce nombre total de DDL est équivalent au nombre total de nœuds du maillage du disque multiplié par 3 (nombre de DDL par nœud).

Tableau 5.8: Densité d'éléments et nombre total de degrés de liberté des maillages testés durant l'étude de convergence sur le disque intervertébral

Maillage	Densité en périphérie (taille d'éléments)	Densité radiale (taille d'éléments)	Densité axiale (taille d'éléments)	Nombre total de DDL du disque ⁴
1	24 (\approx 4.3 mm)	4 (\approx 2.0 mm)	4 (\approx 2.3 mm)	2646
2	31 (\approx 3.5 mm)	5 (\approx 1.6 mm)	5 (\approx 1.8 mm)	4749
3	36 (\approx 2.9 mm)	6 (\approx 1.3 mm)	6 (\approx 1.5 mm)	7629
4	43 (\approx 2.4 mm)	7 (\approx 1.1 mm)	7 (\approx 1.3 mm)	11454
5	49 (\approx 2.1 mm)	8 (\approx 1.0 mm)	8 (\approx 1.1 mm)	17259

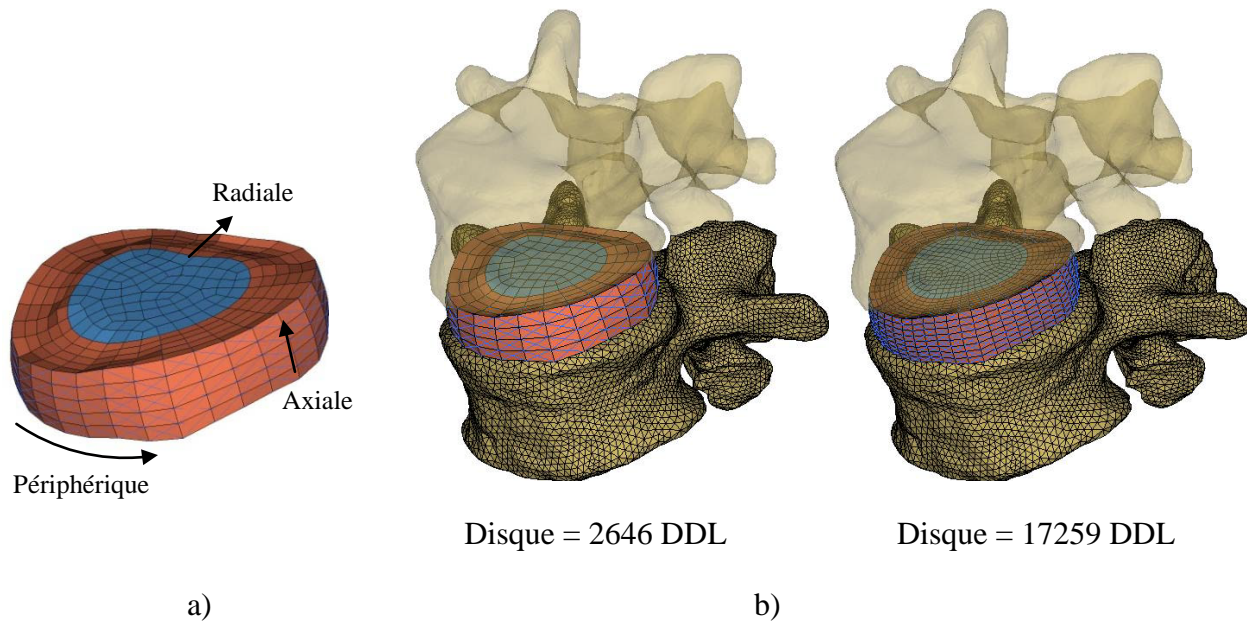


Figure 5.15: a) Directions périphérique, radiale et axiale de densité d'éléments b) Exemples de maillages testés durant l'étude de convergence sur le disque intervertébral (#1 et #5)

L'étude de convergence consiste à comprimer dynamiquement l'unité fonctionnelle à une vitesse rapide de 1 m/s en utilisant successivement les maillages #1 à 5 pour le disque intervertébral. Les propriétés mécaniques employées pour le disque et les vertèbres L2 et L3 ont été extraites de El-Rich et al. (2009). Pour cette première étude, les vertèbres ont toutefois été définies comme des corps rigides. Les ligaments ont été exclus de l'étude due à leur faible contribution en compression. Le disque intervertébral était donc la seule structure à se déformer. La vitesse de compression a été appliquée au nœud maître du corps rigide de L2 alors que tous les DDL du nœud maître du corps rigide de L3 ont été bloqués. La force axiale, la pression intradiscale (PID) du nucléus et la contrainte maximale de Von Mises de l'annulus ont été comparées en fonction de la densité d'éléments du disque à des temps de simulation de 1.0, 2.0 et 2.5 ms.

Une seconde étude de convergence a été réalisée sur le disque afin d'évaluer l'effet de la densité d'éléments sur la force à la rupture, le déplacement à la rupture, le type de traumatisme et sa localisation. Les propriétés mécaniques et paramètres de simulation étaient identiques à la première étude de convergence. Toutefois, seules les moitiés supérieure et inférieure des vertèbres L2 et L3 ont été respectivement définies comme corps rigide, permettant ainsi aux vertèbres de se déformer jusqu'à la rupture. En règle générale, un maillage était considéré comme

étant suffisamment détaillé lorsque son raffinement entraînait une variation de moins de 5% des résultats (Jones & Wilcox, 2008).

La première étude de convergence montre qu'en compression dynamique, le nombre total de DDL a peu d'influence sur la force axiale (figure 5.16a) et la pression intradiscale de l'unité fonctionnelle (figure 5.16b). En effet, une variation des résultats inférieure à 5% est observée entre les différents maillages à 1.0, 2.0 et 2.5 ms. Toutefois, à mesure que la simulation progresse, le nombre de DDL influence la contrainte maximale de Von Mises (figure 5.16c). Ainsi, à 2.5 ms, une différence de 15% est observée entre la contrainte maximale des maillages 1 et 5, et de 10% entre les maillages 4 et 5.

La seconde étude montre que le nombre total de DDL n'influence pas le type et la localisation du traumatisme. En effet, dans tous les cas, la fracture s'initie au niveau du plateau inférieur de L2. Cependant, le nombre total de DDL influence la force (figure 5.17a) et le déplacement à la rupture (figure 5.17b) puisqu'un minimum d'environ 5000 degrés de liberté est requis pour assurer la stabilité de ces résultats.

À la lumière de ces quelques observations, un maillage contenant plus de 17000 DDL (densité axiale de 8 éléments) permet d'assurer une stabilité de l'ensemble des résultats de simulation. Un minimum de 5000 DDL (densité axiale de 5 éléments) permet malgré tout d'assurer une stabilité des paramètres à la rupture du modèle. Dans ce cas, une erreur d'environ 10 à 15% est à prévoir au niveau de la contrainte maximale de Von Mises dans l'annulus.

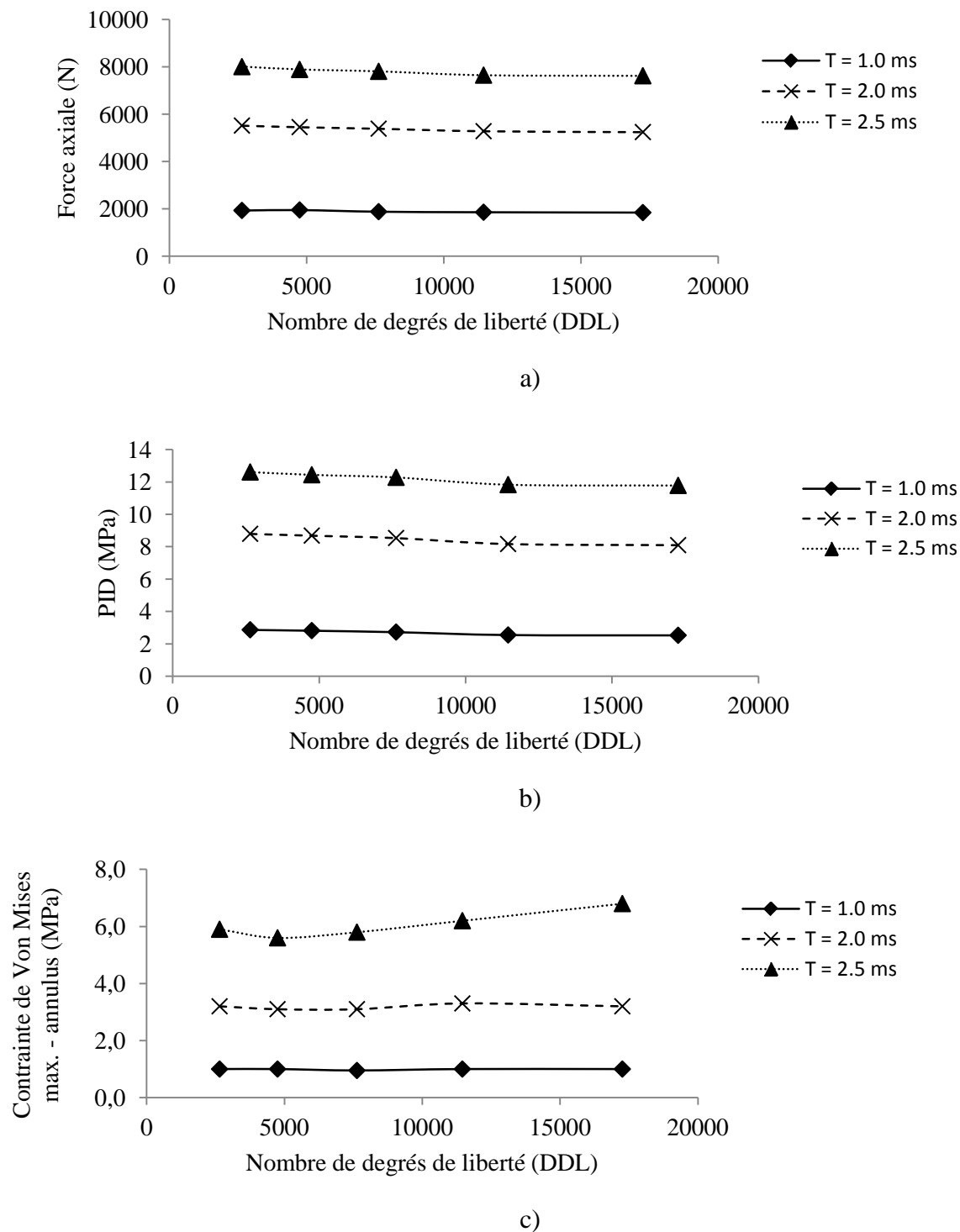
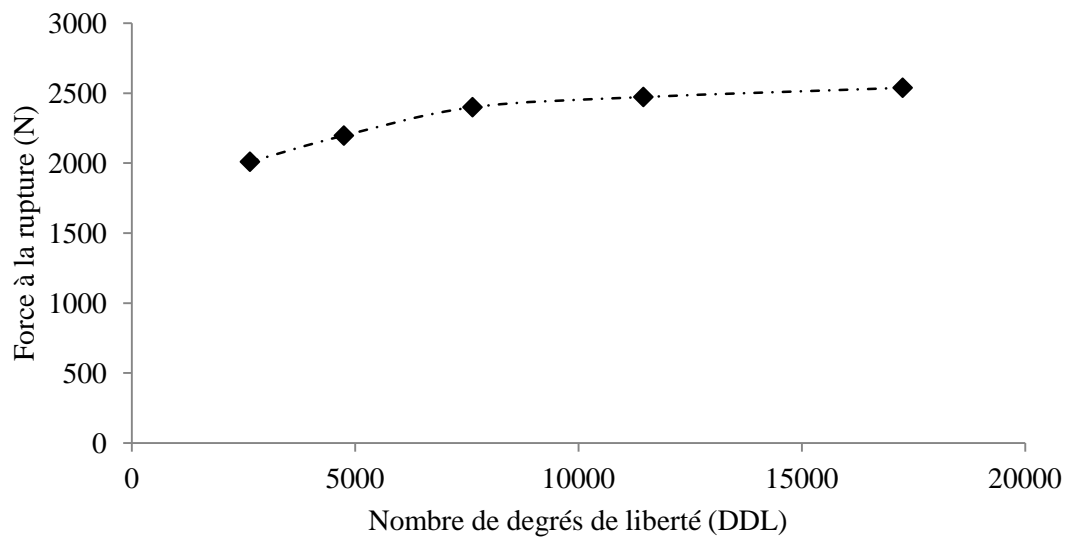
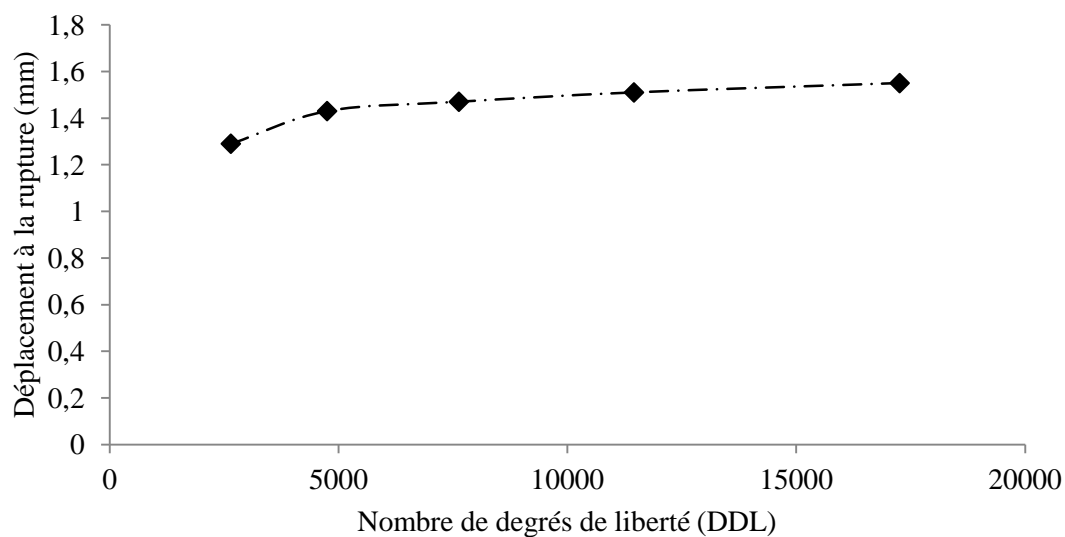


Figure 5.16: Réponses du disque en fonction du nombre de degrés de liberté. a) Force axiale b) Pression intradiscale c) Contrainte de Von Mises maximale de l'annulus.



e)



f)

Figure 5.17: Réponses à la rupture de l'unité fonctionnelle en fonction du nombre de degrés de liberté du disque intervertébral. a) Force à la rupture b) Déplacement à la rupture.

5.4.3 Maillage des ligaments

L'étude de convergence portant sur le maillage des ligaments est présentée dans l'article #3 du chapitre 4.

5.5 Validation du comportement lésionnel du modèle SM2S

L'objectif de cette section est de présenter la validation du comportement lésionnel du modèle SM2S en complément à la validation (infra-lésionnelle) faisant partie de l'article #4. Cette validation a été réalisée en comparant des simulations du modèle SM2S aux résultats expérimentaux obtenus du banc de l'objectif 1 et de l'étude de Kifune et al. (1995).

5.5.1 Comparaison avec les résultats expérimentaux de l'objectif 1

5.5.1.1 Méthodes

Cette validation consiste à simuler les conditions expérimentales du banc d'essai de l'objectif 1 (présenté dans l'article #1) à partir des segments T8-T10 et T11-L1 du modèle SM2S (figure 5.18) et à comparer les résultats des simulations aux résultats expérimentaux des spécimens T8-T10 et T11-L1 ne présentant aucun ostéophyte, et dont le niveau de dégénérescence était égal à 3 sur l'échelle de Thomson (T8-T10 = sujets 2, 5, et 6 ; T11-L1 = sujets 4, 5, 7 et 10). Pour ce faire, la moitié supérieure de la vertèbre proximale (T8 et T11) et la moitié inférieure de la vertèbre distale (T10 et L1) ont d'abord été considérées comme des corps rigides afin de simuler l'effet de la résine. Les propriétés mécaniques des vertèbres ont ensuite été ajustées afin qu'elles simulent le comportement de vertèbres âgées de 80 ans (les âges moyens des spécimens T8-T10 et T11-L1 employés pour la validation étaient de 88 ans et de 85 ans, respectivement). Aucune modification n'a été apportée aux disques intervertébraux. Par la suite, une compression axiale d'une vitesse constante de 1 m/s a été appliquée au nœud-mâitre de la vertèbre proximale, dont le seul DDL laissé libre était la translation verticale. Tous les DDL du nœud-mâitre de la vertèbre distale (moitié inférieure) ont été bloqués. Le segment a été comprimé de 12 mm, soit 50% de la hauteur de la vertèbre centrale. Les résultats comparés sont la rigidité et la force et le déplacement à la rupture (extraits des courbes force-déplacement), normalisés selon les dimensions du spécimen.

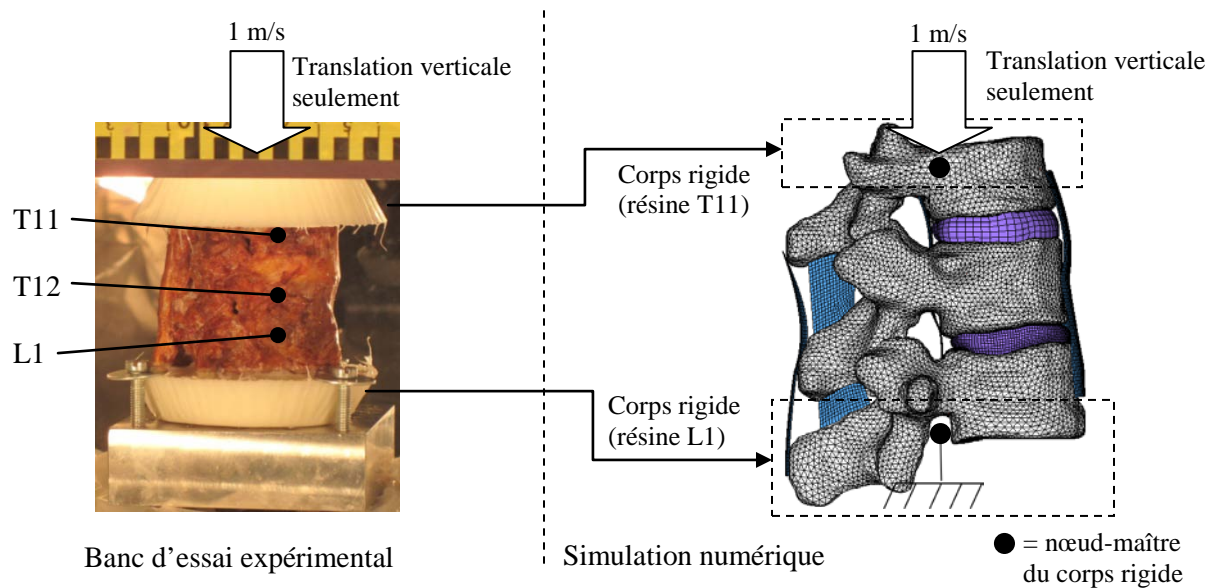


Figure 5.18: Simulation des essais expérimentaux de l'objectif 1 à partir des segments rachidiens du modèle SM2S (exemple pour le segment T11-L1).

5.5.1.2 Résultats

La comparaison des courbes force-déplacement (figure 5.19) montre qu'au niveau du segment T8-T10, le modèle présente une rigidité en accord avec les résultats expérimentaux, mais une force et un déplacement à la rupture supérieurs aux valeurs mesurées expérimentalement (tableau 5.9). Au niveau du segment T11-L1, seul le déplacement à la rupture est supérieur aux valeurs expérimentales. Les patrons de fractures initiés dans la région antéro-supérieure des vertèbres T9 et T12 du modèle sont également en accord avec les patrons de fractures observés expérimentalement (figure 5.20). Ces patrons sont caractérisés par un trait horizontal sur l'enveloppe corticale de la vertèbre centrale, typique d'une fracture en compression. En comparant une coupe axiale du modèle et une image CT-scan d'un spécimen (sujet 6) au niveau de la fracture, on observe dans les deux cas la formation de fragments à l'intérieur de la vertèbre, localisés principalement à la surface de l'enveloppe corticale.

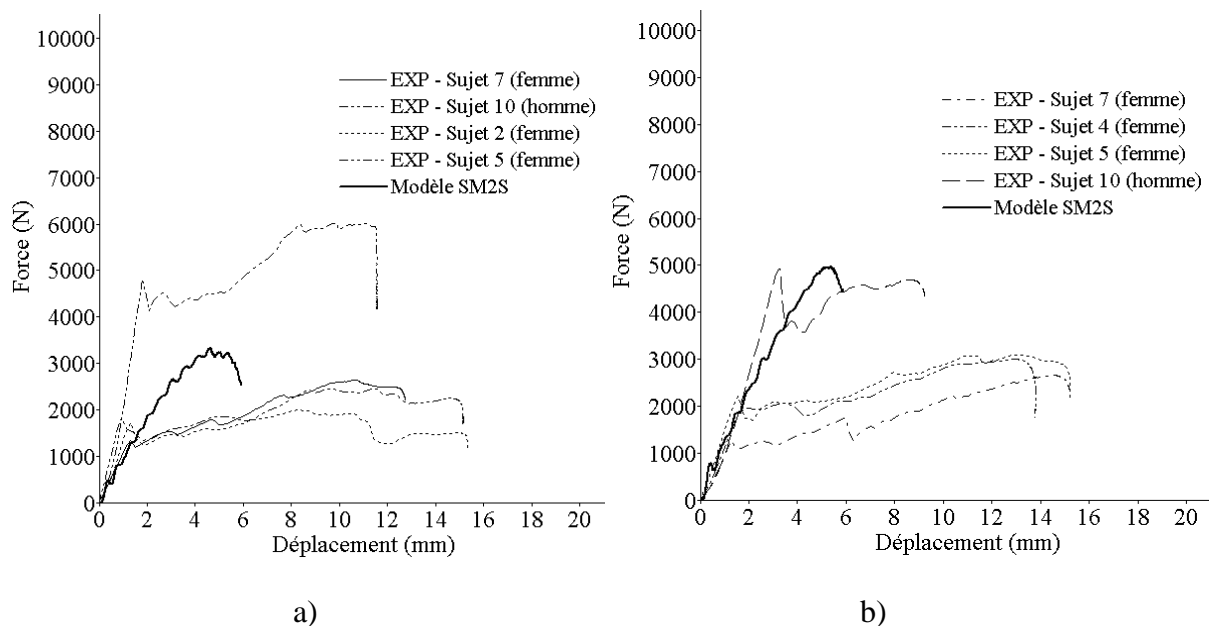


Figure 5.19 : Courbes force-déplacement normalisées obtenues expérimentalement et par simulation à partir du modèle SM2S a) Segment T8-T10 b) Segment T11-L1.

Tableau 5.9: Rigidité, force à la rupture et déplacement à la rupture obtenus expérimentalement et par simulation à partir du modèle SM2S. Les données ont été normalisées en fonction des dimensions du spécimen ou du modèle.

	T8-T10		T11-L1	
	Expérimental*	SM2S	Expérimental*	SM2S
Rigidité (N/mm)	1464 [1023-2091]	1064	1394 [1127-1785]	1207
Force à la rupture (N)	1633 [1344-1831]	3333	2626 [1286-4925]	4957
Déplacement à la rupture (mm)	1.20 [0.97-1.33]	4.63	2.4 [1.3-3.5]	4.9

*Moyenne [min, max]

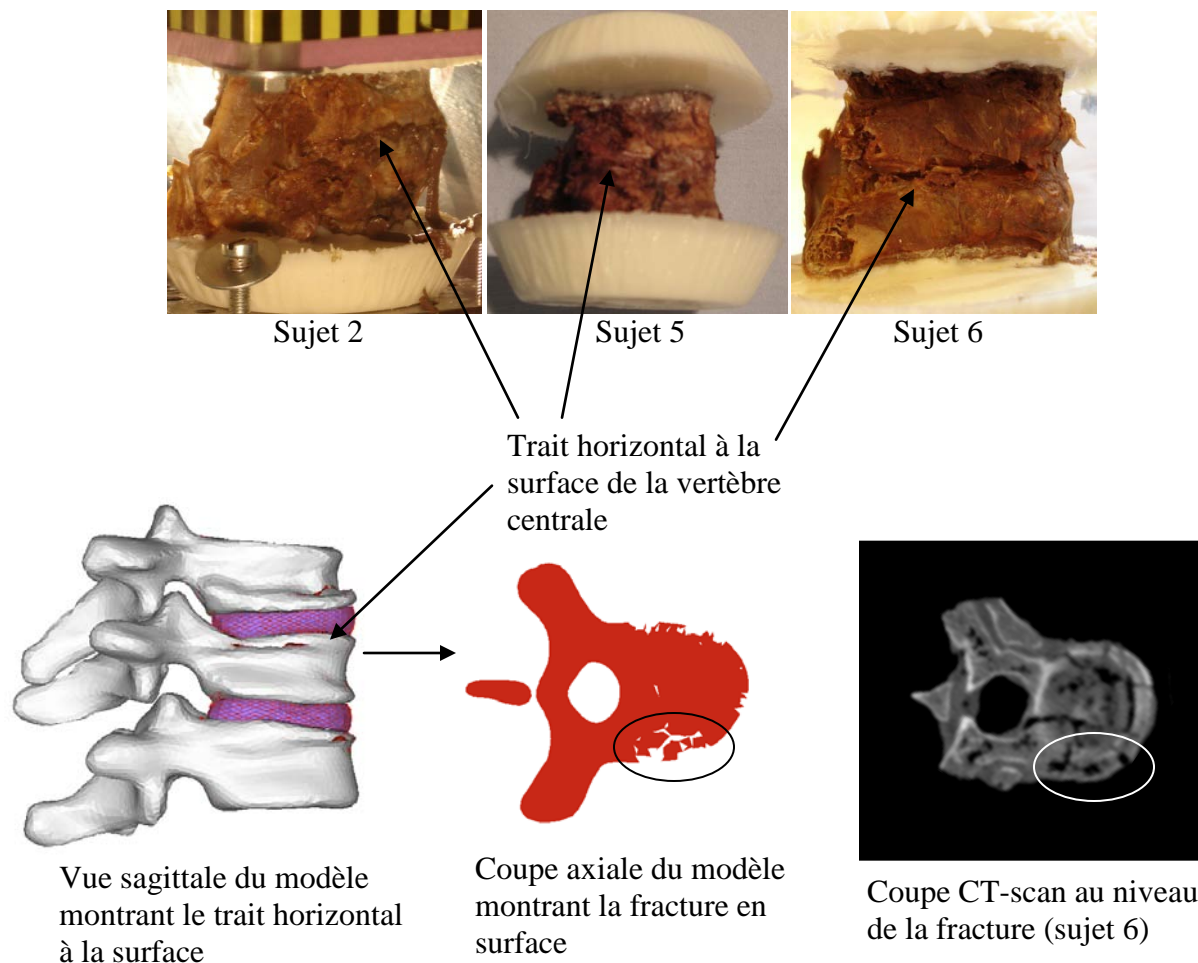


Figure 5.20: Comparaison des patrons de fracture obtenus expérimentalement et numériquement (exemple du segment T8-T10).

5.5.2 Comparaison avec les résultats expérimentaux de Kifune et al. (1995)

5.5.2.1 Méthodes

Cette validation consiste à simuler les conditions expérimentales des essais de Kifune et al. (1995) (chute d'une masse sur des spécimens rachidiens) sur le segment T11-L1 du modèle SM2S (figure 5.21) et à comparer les résultats obtenus expérimentalement et numériquement. Pour ce faire, la moitié supérieure de la vertèbre T11 et la moitié inférieure de la vertèbre L1 ont été considérées comme des corps rigides afin de simuler l'effet de la résine. Pour simuler l'impact de la masse sur le spécimen, une sphère rigide d'un diamètre de 11.8 mm a été projetée à une vitesse initiale de 5.2 m/s sur le plateau supérieur de la vertèbre T11, dont le seul DDL laissé libre était la translation verticale. Tous les DDL du nœud-maître de L1 (moitié inférieure) ont été bloqués. Quatre simulations utilisant des sphères de 2.3, 4.3, 6.3 et 8.3 kg ont été réalisées, pour des énergies à l'impact de 31, 57, 84 et 111 J respectivement. Avant l'impact, une rotation de 8 degrés a été appliquée à la vertèbre T11 (en bloquant L1) afin de simuler l'effet du plan incliné disposé au-dessus des spécimens lors des expérimentations. La force à la rupture et la fracture osseuse issues de chacune des simulations ont été comparées aux résultats obtenus des 10 spécimens T11-L1 testés expérimentalement par Kifune et al. (1995) dans des conditions similaires. Les propriétés mécaniques des vertèbres T11, T12 et L1 du modèle SM2S ont été ajustées afin de représenter l'âge moyen des spécimens testés expérimentalement (52 ans), qui diffèrent légèrement de ceux employés pour calibrer le modèle. Les propriétés du disque intervertébral et des ligaments n'ont pas été modifiées. Elles sont donc identiques à celles présentées dans l'article #4.

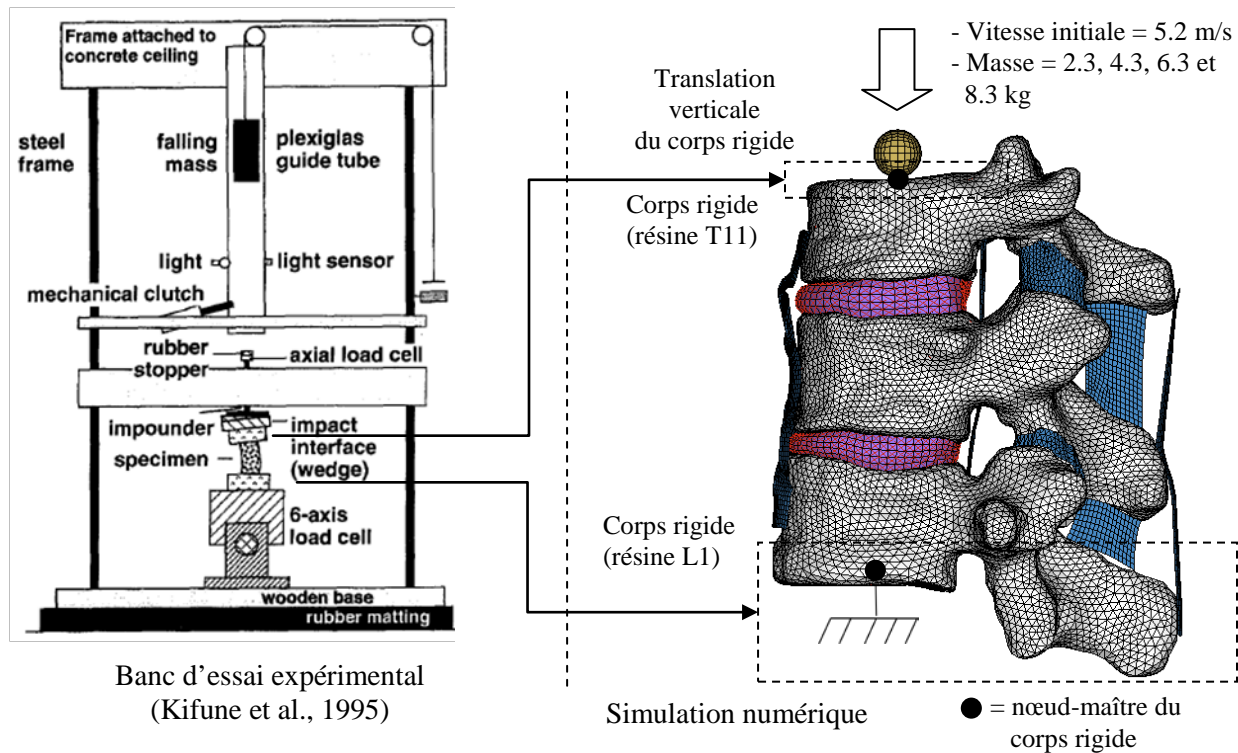
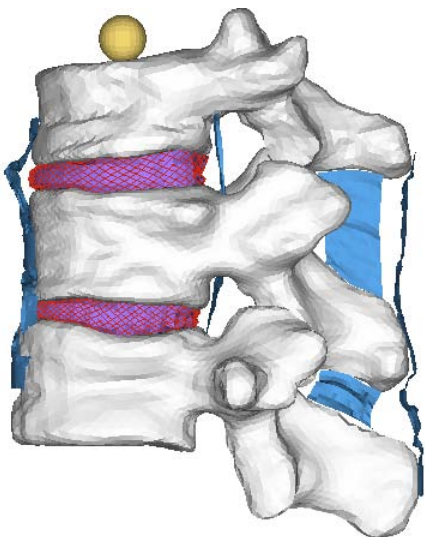


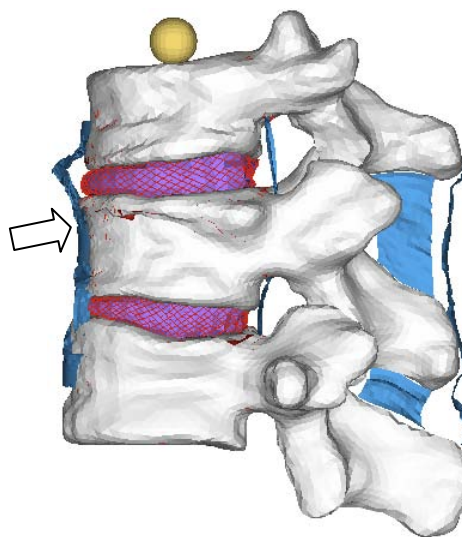
Figure 5.21: Simulation des essais expérimentaux de Kifune et al. (1995) à partir du segment T11-L1 du modèle SM2S.

5.5.2.2 Résultats

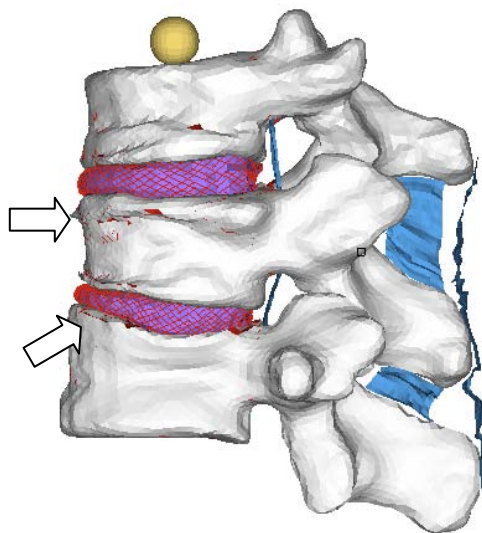
L'analyse des simulations montre qu'aucune fracture n'est observée à une énergie d'impact de 31 J alors qu'une fracture du plateau supérieur de T12 est simulée à 57 J (figure 5.22). À 84 J, une fracture du plateau vertébral supérieur de T12 et une fracture cunéiforme de T12 sont simulées. Finalement, une fracture de compression de T12 avec détachement de fragments osseux (similaire à une fracture comminutive, mais sans rétropulsion d'un fragment osseux dans le canal rachidien) est simulée à 111 J. Une fracture cunéiforme de L1 est également simulée. Ces fractures sont en accord avec celles observées expérimentalement (tableau 5.10). En effet, des spécimens testés, un seul subit une fracture du plateau supérieur de la vertèbre centrale à 31 J alors que 3 spécimens subissent une telle fracture à 57 J. Trois spécimens subissent une fracture cunéiforme à 84 J alors que la moitié des fractures comminutives se produisent à 111 J.



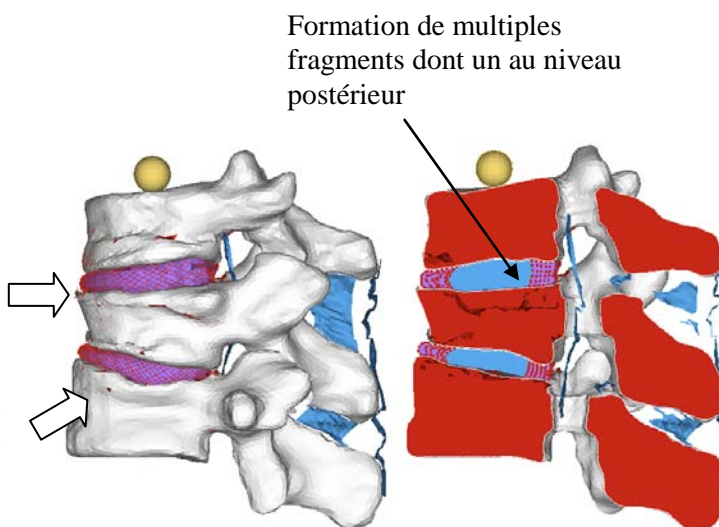
Énergie = 31 J
(aucune fracture)



Énergie = 57 J
(fracture du plateau supérieur de T12)



Énergie = 84 J
(tassement cunéiforme de T12 +
fracture du plateau supérieur de L1)



Formation de multiples
fragments dont un au niveau
postérieur

Énergie = 111 J
(fracture comminutive de T12 (?) et
fracture cunéiforme de L1)

Figure 5.22: Fractures simulées en fonction de l'énergie d'impact.

Tableau 5.10: Types de fracture obtenus expérimentalement et numériquement.

	Spécimen	2.3 kg (31 J)	4.3 kg (57 J)	6.3 kg (84 J)	8.3 kg (111 J)
Expérimentations (Kifune et al., 1995)	SP15	Aucune	PI (S)	COM (I)	
	SP16	Aucune	Aucune	PIN (C)	
	SP17	Aucune	Aucune	CUN (I)	COM (I)
	SP18	Aucune	Aucune	PS (I)	CUN (I)
	SP19	Aucune	CUN (I)		COM (C)
	SP21	Aucune	PS (C)	CUN (C)	
	SP22	Aucune	PS (C)	CUN (C)	
	SP23	PS (C)	COM (C)		
	SP24	Aucune	PS (C)	COM (C)	
	SP25	Aucune	Aucune		
Simulations	SM2S	Aucune	PS (C)	CUN (C) + PS (I)	~COM (C) CUN (I)

Note : Les acronymes PI, PS, CUN, PIN et COM représentent respectivement une fracture du plateau inférieur, du plateau supérieur, cunéiforme, de pincer et comminutive. Les lettres S, C et I entre parenthèses représentent respectivement la vertèbre supérieure, centrale et inférieure. Le terme «Non» signifie qu'aucun dommage n'était visible lors de l'essai ou de la simulation.

CHAPITRE 6 INFLUENCE DU TAUX DE CHARGEMENT SUR LA LOCALISATION ET LA TYPOLOGIE DES TRAUMATISMES RACHIDIENS EN SITUATION ACCIDENTOLOGIQUE

6.1 Influence du taux de chargement sur les traumatismes rachidiens : situation du quatrième article

Le quatrième article vise d'abord à compléter l'objectif #3 en présentant la validation dynamique du segment lombaire T12-L5 du modèle SM2S à partir de données expérimentales tirées de la littérature. Il vise ensuite à présenter l'objectif #4 et à évaluer l'influence du taux de chargement sur les traumatismes rachidiens (Q2). Pour ce faire, le comportement biomécanique lésionnel du modèle est comparé à des vitesses de sollicitation dynamique lente (0.1 m/s) et rapide (1 m/s ou 4 m/s), pour des chargements en compression, flexion, extension et cisaillement.

Cet article, intitulé « Biofidelic and dynamic finite element analysis of lumbar spine injuries », a été soumis pour publication à la revue Medical & Biological Engineering & Computing en octobre 2011. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%.

6.2 Article #4: Dynamic finite element analysis of loading rate effects on lumbar spine injuries

Eric Wagnac, MAsC, *† Pierre-Jean Arnoux, PhD, † Anaïs Garo, PhD, *†
Marwan El-Rich PhD, *† and Carl-Eric Aubin, PhD*‡

**Biomedical Engineering Institute, École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Station Centre-Ville, Montréal (Québec), H3C 3A7, Canada.*

†Laboratoire de Biomécanique Appliquée, IFSTTAR-Aix-Marseille University, Faculté de Médecine secteur Nord, Boulevard Pierre Dramard, F-13916, Marseille, Cedex 20, France.

‡Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center, 3175 Côte Sainte-Catherine Rd, Montréal (Québec), H3T 1C5, Canada.

To be submitted to: Medical & Biological Engineering & Computing

Word count (abstract): 182 words

Word count (from introduction to conclusion): 4247 words

Corresponding author : Carl-Éric Aubin

Address : École Polytechnique de Montréal, PO Box 6079, Montréal, Québec, H3C 3A7

Tel.: (514) 514-340-4711 #2836; Fax: (514) 514-340-5170

E-mail address: carl-eric.aubin@polymtl.ca

6.2.1 Abstract

Despite an increasing number of experimental and numerical studies dedicated to spinal trauma, the effect of loading or displacement rate on lumbar spine injuries remains unclear. A bio-realistic finite element model (FEM) of the lumbar spine was developed using a comprehensive geometrical representation of spinal components and material laws that include strain rate dependency, bone fracture and ligament failure. The FEM was validated against published experimental data and used to compare the initiation sites of spinal injuries under low (LD) and high (HD) dynamic compression, flexion, extension, anterior shear, and posterior shear. Simulations resulted in force-displacement and moment-angular rotation curves well within experimental corridors, with the exception of LD flexion where angular stiffness was higher than experimental values. Such a discrepancy is attributed to the initial toe-region of the spinal ligaments not represented in this study. Spinal injuries were observed at different initiation sites between LD and HD loading conditions, except for shear loads. These findings suggest that the strain rate dependent behavior of spinal components play a significant role on load-sharing and failure mechanisms of the spine under different loading conditions.

Key words: *bone fracture, dynamic load, finite element model, ligament tear, lumbar spine, experimental validation.*

6.2.2 Introduction

Lumbar spine injuries, such as vertebral fractures and ligament tears, are significant causes of disability for healthy individuals, thus inducing high socioeconomic consequences (Sundgren et al., 2007). Multi-directional dynamic loading mechanisms sustained during traumatic events, such as falls and motor vehicle crashes, are recognized as the primary causes of spinal injuries (Groves et al., 2005; Hsu et al., 2003; Leucht et al., 2009).

It is well known that the rate at which dynamic loads are applied will modulate the mechanical response of individual tissues (Ivancic et al., 2007; Ochia et al., 2003; Race et al., 2000). However, the effect of the loading or displacement rate (which is easier to control experimentally, especially at high rates) on lumbar spine injuries remains unclear. Experimental studies provided some insight, but were mostly performed on short spinal segments and tested for a single load direction (Begeman et al., 1994; Neumann et al., 1996; Tran et al., 1995; Yingling et al., 1997; Yingling & McGill, 1999). Moreover, the biological variations of the specimens, as well as the non-systematic measurement of many parameters impaired the possibility to compare results, thus questioning the ability of experimental studies to provide an exhaustive evaluation of the loading/displacement rate effects on the failure mechanisms of the spine.

Currently, numerical human models based on a finite element (FE) formulation are widely used for injury biomechanics research (Yang et al., 2006), as they alleviate some of the experimental limitations. Within this specific field, automotive safety takes precedence through the development of an increasing range of human models dedicated to the virtual assessment of trauma on different body parts (Haug et al., 2004). Research on the biomechanics of lumbar spine injury and response is not as advanced as research on body regions that are more frequently injured, such as the cervical spine, head or thorax (King, 2002). For instance, finite element models (FEMs) of healthy lumbar spine developed in isolation (Qiu et al., 2006; Wilcox et al., 2004), or as part of complete human body models (Haug et al., 2004; Yang et al., 2006), do not present the ability to thoroughly investigate the effects of the loading/displacement rate on lumbar spine injuries. This is predominantly attributed to geometrical (e.g. no ligaments), material (e.g. material laws without strain/load rate dependency and with properties calibrated using experimental data obtained quasi-statically) or loading (e.g. single load direction) oversimplifications.

To overcome the aforementioned FEM limitations, an anatomically realistic and detailed three-dimensional (3-D) FEM of a L2-L3 functional spinal unit (FSU) was developed in joint collaboration between École Polytechnique de Montréal and the Laboratory of Biomechanics and Applications of IFSTTAR/Aix-Marseille University (El-Rich et al., 2009; Wagnac et al., 2010). The model, named Spine Model for Safety and Surgery (SM2S), was built for both dynamics (virtual trauma analysis, design of safety devices) (El-Rich et al., 2009) and quasi-statics (implant biomechanics) (Wagnac et al., 2010) applications. Recently, the model was used to demonstrate the influence of rotation rate on the load-sharing mechanisms and the onset of spinal injuries amongst vertebral structures in flexion/extension (El-Rich et al., 2009). To more closely reflect real-life trauma situations, which involve multi-directional loading applied to complete lumbar spine segments (Magerl et al., 1994), the FSU model of SM2S should be extended to the complete lumbar spine segment and revised to integrate a validated multi-directional biomechanical behavior at different displacement rates.

Accordingly, the objectives of this paper are 1) to present the development and validation of the SM2S lumbar spine (T12-L5) for high and low dynamic compression, flexion, extension, anterior shear, and lateral shear and 2) to assess the effects of the displacement rate on spinal injuries under these specific loading conditions.

6.2.3 Materials and methods

Geometric modeling and meshing

The detailed FEM of the T12-L5 spinal segment of SM2S (Fig. 1) was derived from the L2-L3 FSU model of El-Rich et al. (2009). Accordingly, bone geometry of the lumbar spine (T12-L5) was reconstructed from CT-scan images (contiguous slices of 0.6 mm thick) of a fiftieth percentile healthy male volunteer (European, 32 years old, ~75.5 kg, ~1.75 m) without spine pathology. To reference the model, the x-axis was set in the ventral direction, the y-axis in the cranial direction and the z-axis in the right lateral direction. The resulting surface of each vertebra was freely meshed using 3-node shell elements, which were subdivided into nine areas of different thicknesses (Fazzalari et al., 2006; Roberts et al., 1997) that either belong to cortical bone or vertebral endplates (Fig. 2a). Shell elements were filled with 4-node solid elements,

which were subdivided into seven zones (from A to G, Fig. 2b) of different cancellous bone architectures and mineral densities (Zhao et al., 2009).

The geometry of each intervertebral disk (IVD) was created between the intervening vertebral endplates and subdivided into the nucleus pulposus and the annulus fibrosus (volume ratio \approx 56%-annulus and 44%-nucleus) based on published anatomical data (Kimura et al., 2001; White & Panjabi, 1990). Each IVD was modeled by eight layers of 8-node solid elements. The annulus ground substance was reinforced by collagenous fibers modeled by tension-only spring elements organized in concentric lamellae with a crosswise pattern at an orientation of $\pm 35^\circ$ (Schmidt, Kettler, et al., 2007).

Surface models of the anterior (ALL) and posterior (PLL) longitudinal ligaments, capsular (CL), flavum (FL), intertransverse (ITL), supraspinous (SSL) and interspinous (ISL) ligaments were created between each spinal motion segment based on literature's anatomical data, dissection and histological findings (Pintar et al., 1992). Ligaments were meshed with 4- and 3-node (CL only) shell elements. In total, the detailed T12-L5 spine FEM contains 105 000 nodes and 447 000 elements with characteristic lengths varying from 1.0 to 2.5 mm. Element size of the spinal components (vertebral body, intervertebral discs and spinal ligaments) were selected through convergence studies, which ensured that the chosen mesh resolutions were not significantly less accurate than finer mesh resolutions. This ensured a satisfactory balance between accuracy and computing resources.

Material laws of the T12-L5 spinal segment model were based on that of the L2-L3 FSU model (El-Rich et al., 2009). Bony components were assumed as isotropic materials and followed a symmetric and strain-rate dependent elasto-plastic (Johnson-Cook) material law. Before plastification (equivalent stress < yield stress) the material behaved as linear elastic. During plastic deformation, the equivalent stress at constant temperature was described with the relation:

$$\sigma = (a + b\varepsilon_p^n) * \left(1 + \ln\left(\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right) \right),$$

where σ = equivalent stress, a = yield stress, b = hardening modulus, n = hardening exponent, ε_p = plastic strain (true strain), $\dot{\varepsilon}$ = current strain rate and $\dot{\varepsilon}_0$ = reference strain rate.

Once the ultimate deformation level (ϵ_{\max}) is reached, failure is modeled without any damage effect using a kill element method (El-Rich et al., 2009; Garo et al., 2009; Garo et al., 2011).

The fluid-like behavior of the nucleus and the hyperelastic properties of the annulus ground substance were both modeled using a hyperelastic material law based on a first order Mooney-Rivlin formulation described by the strain energy function W :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + \frac{(J - 1)^2}{d} ,$$

where C_{10} , C_{01} = material constants; I_1 , I_2 = first and second invariants of the deviatoric components of the left Cauchy-Green strain tensor; J = local volume ratio; $d = 2/K$; $K = 6(C_{10} + C_{01})/3(1-2\nu)$.

Two sets of material properties were defined by using the calibration method proposed by Wagnac et al. (2011) since the Mooney-Rivlin hyperelastic material law does not incorporate strain-rate dependency into its formulation. One set was calibrated at a low dynamic compression rate of 0.1 m/s while the other set was calibrated at a high dynamic compression rate of 1 m/s (Table 2a). The mechanical behavior of the fibers was modeled by a non-linear load-displacement curve (Wagnac, Aubin, Garo, et al., 2011) adapted from literature (Shirazi-Adl et al., 1986).

Ligaments were governed by a non-linear strain rate dependant material formulation (El-Rich et al., 2009). Ligament damage and failure were implemented through a failure model based on tensile principal strain criterion. Material properties were calibrated using experimental data measured at different load rates (Wagnac, Aubin, El-Rich, et al., 2011). The values are provided in Table 2b.

Tied interfaces (kinematic conditions) were used between soft tissues (IVDs and ligaments) and bony components in order to prevent any relative movement. Frictionless contact interfaces, to avoid penetration between adjacent components of the model, were assumed between articular facets.

Model validation under low and high dynamic loading conditions

An extensive multi-directional validation of the T12-L5 spinal segment of SM2S was performed against published experimental data measured under low (LD) and high dynamic (HD) loading conditions (Demotopoulos et al., 1999; Demotopoulos et al., 1998; Duma et al., 2006). Up to five modes of loading were used for the validation depending on the availability of experimental data. Validation of LD loading conditions was performed in compression, flexion (forward bending), extension (backward bending), anterior shear and posterior shear. Validation of HD loading conditions was performed in compression, flexion and extension.

To mimic the experimental setup, the proximal vertebra (T12) and the distal vertebra (L5) of the SM2S model were set as rigid bodies. Additional masses of 1.6 kg were added to the bodies in order to simulate the fixture used during the experiments (Demotopoulos et al., 1999). In all simulations, degrees of freedom (DOF) of L5 were constrained. Specific boundary and loading conditions were applied to the rigid body of the proximal vertebra (T12) in the form of imposed displacement rate (or velocity) vectors (V_X , V_Y or V_Z) according to the simulation performed (Table 3). The displacement rates applied to L5 were based on the experiments. Consequently, all simulations in LD conditions were run under a displacement rate of 0.1 m/s (Demotopoulos et al., 1998) while simulations in HD conditions were run under displacement rates of 1 m/s (compression (Duma et al., 2006)) and 4 m/s (flexion and extension (Demotopoulos et al., 1999)). At the beginning of each simulation, the T12-L5 spinal segment was unloaded and had a lordotic angle of 25°. This lordotic angle was similar to the natural lordotic angle of the unloaded spinal specimens measured before the experimental tests (Demotopoulos et al., 1999; Demotopoulos et al., 1998; Duma et al., 2006).

Force-displacement (F-D) curves were extracted from axial and shear loading simulations, while moment-angular rotation (M-R) curves were extracted from bending simulations.

The moment-displacement (M-D) curve of the HD compression simulation was also extracted since available experimentally. The stiffness and the maximum load were extracted from each curve and compared to experimental values. Stiffness values (K) were calculated by linear regression of the final portion of the curves (Demotopoulos et al., 1999; Demotopoulos et al., 1998). The maximum load was defined in accordance with the experiments:

In HD compression, the maximum load was the load observed at the point of failure (F_{FAIL}) (Duma et al., 2006). The point of failure was defined as the point at which a further increase in displacement/rotation resulted in a decrease in external force/moment.

In HD flexion and extension, the maximum load (M_{MAX}) was the maximum bending moment reached after a displacement of 38.1 mm, as prescribed experimentally (Demotopoulos et al., 1999).

In LD conditions, the maximum load (F_{MAX} or M_{MAX}) was the force reached at the displacement prescribed experimentally (compression: 6.35 mm, flexion and extension : 50.8 mm, lateral bending, anterior and posterior shear: 38.1 mm) (Demotopoulos et al., 1998).

Displacements prescribed experimentally were set before any sign of failure of the specimens where observed ($F_{\text{MAX}} < F_{\text{FAIL}}$; $M_{\text{MAX}} < M_{\text{FAIL}}$). Consequently, the failure loads (F_{FAIL} or M_{FAIL}) for all LD and HD simulations (except HD compression) were not compared to experimental results.

Simulations were performed using an explicit dynamic solver that includes non-linear large deformations (Radioss version 10.0, Altair Engineering inc., MI, USA).

Comparison of the T12-L5 failure behavior in low and high dynamic loading conditions

The lumbar spine model was used to compare the spinal injuries predicted when submitted to compression, flexion, extension, anterior and posterior shear at low and high displacement rates. Simulation parameters were the same as those reported for the validation, except that all simulations were run up to failure. Displacement rates of 4 m/s were used for the HD anterior and posterior shear simulations. Results extracted for comparison included the initiation sites of spinal injuries (bone fracture and/or ligament rupture), the load at failure (F_{FAIL} and M_{FAIL}), the displacement (D_{FAIL}) or angular rotation (θ_{FAIL}) at failure, the contact forces in the articular facets (FF_{FAIL}), the nucleus intradiscal pressure at failure (IDP_{FAIL}) and the maximum von Mises stress in the annulus (VM_{FAIL}). The contact force on the articular facets was computed by the vectorial summation of forces at various contact regions on the two facets of each spinal level (Shirazi-Adl, 1994). The intradiscal pressure in the nucleus was computed as one third of the trace of the stress tensor since the nucleus was generated with solid elements (Schmidt, Kettler, et al., 2007).

6.2.4 Results

Validation of the FEM

Simulations performed in low dynamic (LD) conditions (0.1 m/s) resulted in non-linear force-displacement (F-D) and moment-angular rotation (M-R) curves (Fig. 3). All curves and derived parameters in LD compression, extension, anterior shear and posterior shear fell within the experimental corridors (Table 4). In LD flexion, the stiffness (K) and the maximum bending moment (M_{MAX}) were higher than the maximum experimental values.

The simulated force-displacement and moment-displacement curves obtained in high dynamic (HD) compression (1 m/s) showed similar stiffness and failure parameters to the two experimental tests performed by Duma et al. (Duma et al., 2006) in similar conditions (Fig. 4). In HD flexion and extension (4 m/s), maximum moments and corresponding resulting forces (vertical and horizontal) were lower (by less than 15%) than the minimum experimental values (Table 5).

Comparison of the failure behavior in LD and HD loading conditions

At failure, there were higher forces and moments for simulations in HD loading conditions than in LD conditions (Fig. 5). The HD simulations also showed lower displacements and angular rotations at failure than simulations in LD loading conditions.

Different initiation sites were observed for spinal injuries produced in LD and HD compression, flexion and extension. In LD compression, a bone fracture was initiated at the center of the endplate of L1 (Fig. 6a) while in HD compression, it was initiated in the upper part of the vertebral body of L1 (Fig. 6b).

In LD flexion, ligament rupture and bone fracture were initiated in the L4-L5 ISL and CL ligaments and in the posterior rim of the L4 inferior endplate, respectively (Fig. 6c). The rupture of the L4-L5 ISL ligament was also observed in HD flexion, but the bone fracture was initiated in the anterior part of the L4 vertebra (Fig. 6d). In LD extension, fractures were initiated in the

spinous process of the L3 and L5 vertebrae (Fig. 6e), while in HD extension, fractures were initiated in the anterior rim of the L4 inferior endplate (Fig. 6f).

Similar initiation sites were observed in both LD and HD shear loading conditions. Indeed, a rupture of the L4-L5 ISL ligament, a fracture of the anterior rim of the L1 superior endplate and a fracture of the posterior rim of the L4 inferior endplate were initiated in both LD and HD anterior shear (Fig. 6i). A fracture was also initiated in the pars interarticularis of L1. In both LD and HD posterior shear, fractures were initiated in the anterior rim of the L4 inferior endplate and under the L4 spinous process (Fig. 6j). However, in LD conditions, a second fracture was initiated in the posterior rim of the L1 superior endplate. In HD conditions, this second fracture was initiated in the posterior elements of L1, underneath the T12-L1 LF ligament.

Prior to failure, different IDP distributions were observed between spinal levels in LD and HD compression (Fig. 7a). In LD compression, the highest IDP was observed at the T12-L1 level while it was at the L4-L5 level in HD compression. The IDP distributions between LD and HD loading conditions were similar for all other modes of loading. Indeed, in LD and HD flexion and extension, the IDP increased caudally (Fig. 7b and 7c). In LD and HD anterior shear, low IDP was obtained for all levels, except at L4-L5 (Fig. 7d). Little or no IDP was observed in mid-levels of the lumbar spine (from L1-L2 to L3-L4) in both LD and HD posterior shear (Fig. 7e). For all loading modes, IDP values were higher in LD conditions.

In all loading cases, simulations in HD conditions generated higher Von Mises stresses in the annulus than in LD conditions. However, stress distributions (annulus with the higher peak stress) across levels were the same in LD and HD conditions. In compression, peak stresses were mostly located in the posterior part of the annulus and increased cranially between levels (from L4-L5 to T12-L1) (Fig. 7a). In flexion and extension, peak stresses were respectively located in the anterior and posterior part of the annulus. In both cases, peak stresses increased caudally between levels (Fig. 7b, c). In anterior and posterior shear, peak stress location within the annulus (anterior or posterior) varied across levels. Peak stresses were higher at both extremities of the lumbar spine (T12-L1 and L4-L5) (Fig. 7d, e).

No contact forces were observed in LD and HD flexion and posterior shear. In these specific loading conditions, capsular ligaments were stretched to provide resistance to motion.

In compression, high facet forces were generated under HD conditions, especially at the L1-L2 level, while lower facet forces were generated in LD conditions. Very low facet forces were observed in both LD and HD extension. In compression and extension, contact forces were generated between the spinous process of the L4 and L5 vertebrae. This interaction between spinous processes was also detected in posterior shear. Finally, high facet forces were observed in both LD and HD anterior shear.

6.2.5 Discussion

In the present study, a 3-D FEM representing a T12-L5 healthy spine was developed for the biomechanical assessment of spinal injuries at low and high displacement rates, for multiple modes of loading. This numerical model distinguishes itself from other published models (Haug et al., 2004; Imai et al., 2006; Kosmopoulos & Keller, 2003; Qiu et al., 2006; Wilcox et al., 2004; Yang et al., 2006) by utilizing a detailed geometric modeling and a fine meshing of the spinal components and the integration of rate-dependant material laws that simulate bone fracture and ligament tear. These model improvements allowed to precisely simulate the biomechanical behavior of the spinal components up to failure, under low (0.1 m/s) and high (1 m/s and 4 m/s) displacement rates, which represent greater displacement rates than most previous studies that generally fall into the quasi-static range.

In low dynamic conditions, the gross biomechanical behavior of the FEM in the sagittal plane, as described by the load-displacement curves (Fig. 3), was in good agreement with the experimentally determined *in vitro* data. Discrepancies observed in LD flexion can be mostly attributed to the fact that material properties used to simulate the bone and IVD components were isotropic, symmetric and calibrated in compression. The multi-directional calibration method proposed by Schmidt et al. (2006) for the IVD could have been used, but such method requires a large number of experiments which are not yet available. Discrepancies can also be attributed to the fact that the so-called initial “toe region” (where an increase in length is observed without a significant force increase) of the spinal ligaments was not implemented into the FEM, thus overestimating ligament stiffness in the neutral zone. Moreover, experimental tests in low dynamic tension were run to a total displacement of only 2.5 mm, which normally represents a region of low stiffness for all spinal ligaments (Chazal et al., 1985; Pintar et al., 1992). Other

limitations may be defined by differences between the experimental setup (age of the specimens, loading/boundary conditions, etc.) and the FEM. Such inherent limitations may have contributed to discrepancies that must be considered when interpreting the results.

The simulated maximum loads in HD compression, flexion and extension were either within or very close to the experimental corridors (Fig. 4 and Table 5). However, the first loading phase observed experimentally in HD flexion and extension (Demotopoulos et al., 1999) was not reproduced. This phase was characterized by a large initial rotation of the free end of the specimen in the direction of the loading without a notable increase in moment, immediately followed by a moment in the opposite direction. Only the phase characterized by an increasing moment in the direction of loading was simulated. These kinematic differences, between FEM and cadaveric specimens, can be attributed to all the factors previously listed. In fact, these differences further support the discrepancies observed between the simulated and experimental results in LD flexion.

Because of the paucity of *in vitro* data characterizing the biomechanical behavior of the spine in dynamic loading conditions up to failure, it was not possible to directly validate the stress and strain fields and contact forces throughout the spinal segment, nor the initiation sites of spinal injuries. Since these data are not easily amenable via direct experimental measurements, the evaluation provided in this study represents a primary but significant step towards the development of a biofidelic FEM of the spine in trauma situations. Obviously, in real *in vivo* situations, complex combined loads are usually involved so that comparison of the spinal injuries predicted in the current study under simple loads, without muscular, intra-abdominal pressure and gravity effects, with those observed clinically should be performed with care. This last statement is further emphasized by the fact that spinal injuries were modeled through an element deletion process that accurately predicts the initiation site of an injury (bone fracture or ligament rupture), but not its final state, as observed by clinicians after trauma.

The comparison between the biomechanical behavior of the lumbar spine in LD and HD conditions further demonstrate the ability of the FEM to virtually assess spinal injuries under different loading rates. Indeed, in HD loading conditions, the model displayed higher stiffness and loads to failure, but lower displacements (linear and angular) to failure, which is consistent with experimental observations in axial compression (Kemper et al., 2007; Yingling et al., 1997),

anterior shear (Yingling & McGill, 1999) and flexion-shear loads (Neumann et al., 1995; Neumann et al., 1996; Osvalder et al., 1993). By modulating the load-sharing mechanism amongst the different spinal components in response to the different loading rates, the model was also able to predict the onset of spinal injuries for a given loading direction.

The comparative analysis also provided new insight into the biomechanics of spinal injuries. For instance, the large stress sustained by the annulus in HD loading conditions, as opposed to the nucleus, suggests that the annulus bear a higher portion of the load in HD loading conditions. As a matter of fact, bone fractures were all located in the vertebra adjacent to the IVD with the highest peak Von Mises stress.

Simulations in LD and HD compression confirmed that in healthy IVDs, bone fractures are initiated in the middle of the endplate and in the cancellous bone under the nucleus, as observed by Shirado et al. (1992). Accordingly, the endplate and vertebral body fractures observed in LD and HD compression are in agreement with the findings of Yingling et al. (1997). The fact that the intradiscal pressure at failure (IDP_{FAIL}) was slightly higher in low dynamic conditions suggests that the sudden penetration of the nucleus material through the endplate of the vertebra might not be the sole cause of severe compression fractures (e.g. burst fractures). Facet joints could also play a crucial role, as hypothesized by Langrana et al. (2002) and Wilcox et al. (2004), by transmitting shear forces to the posterior upper half of the vertebral body. In the current study, the higher facet loads observed in high dynamic compression at the L1-L2 level resulted in higher stress concentrations at the base of the pedicle, thus supporting this hypothesis.

In LD flexion, the low stiffness of the annulus allows the anterior part of the disc to compress, bulge, and, with the combined action of the posterior ligaments, generate tensile stress and strain in the postero-inferior part of the vertebral bodies. The rupture of the ISL at the L4-L5 level in both LD and HD further suggests that when an anterior wedge fracture or an endplate avulsion of the posterior rim is diagnosed, the posterior ligamentous complex might be at risk of ligament injury.

The IVD material properties also played a significant role in extension. Indeed, the low stiffness of the annulus and nucleus in LD conditions offered little resistance to the extension moment. This resistance was mostly provided by the spinous process of the L3, L4 and L5 vertebrae that failed shortly after contact. Such spinous process fractures are very uncommon and should be

attributed to the small initial distance between the adjacent spinous processes and the little facet forces generated by the model. In fact, the little facet forces observed in both LD and HD extensions were unexpected since facet articulations generally play a significant role in extension (Shirazi-Adl, 1994). The movement patterns, the specific facet geometries and the absence of combined axial compression (or preload) are factors that could explain this limited role. This type of hyperextension injury is usually diagnosed in pilots after military aircraft ejections (Kazarian et al., 1979).

The biomechanical observations made in flexion and extension can be directly applied to the case of pure shear loads. For instance, LD and HD anterior shear puts the T12-L1 motion segment in extension and the L4-L5 motion in flexion, while the opposite is observed in posterior shear. Consequently, spinal injuries observed in anterior and posterior shear loads were similar to those reported in flexion and extension. The anterior translation movement of the T12 vertebra also induces large facet loads at the T12-L1 level and causes fractures of the pars interarticularis of L1. Similar types of fractures were observed by Yingling et al. (1999) after exposing porcine cervical motion segments to anterior shear loads in quasi-static and dynamic loading conditions.

6.2.6 Conclusion

In this paper, a detailed FEM of the lumbar spine dedicated to the virtual assessment of bone and ligament injuries in multiple loading conditions was presented and validated. The proposed lumbar spine model takes into account the rate-dependency and failure behavior of spinal components. To our knowledge this added complexity is infrequently employed by FEMs. The different initiation sites of spinal injuries observed in LD and HD loading conditions suggest that the rate-dependency exhibited by the material properties of spinal components play a significant role in the onset of spinal injuries. These properties should always be implemented in FEMs dedicated to research on spinal injuries, especially when designing new safety devices or choosing better rehabilitation programs. Future work should focus on model improvements (integration of the laxity and toe-in region of the ligaments, dissymmetric material behavior, etc.), application of combined/complex-loads and detailed comparisons of the simulated spinal injuries with clinical observations.

6.2.7 Acknowledgments

This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the “Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies”, the “Ministère des Transports” of the Government of Quebec and the “Commission Permanente de Coopération Franco-Québécoise”.

6.2.8 References

- Begeman, P. C., Visarius, H., Nolte, L. P., & Prasad, P. (1994). *Viscoelastic shear response of the cadaver and Hybrid III lumbar spine*. Paper presented at the 38th Stapp Car Crash Conference, Fort Lauderdale, FL, USA.
- Chazal, J. et al. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech*, 18(3), 167-176.
- Demetropoulos, C. K., Yang, K. H., Grimm, M. J., Artham, K. K., & King, A. I. (1999). *High rate mechanical properties of the Hybrid III and cadaveric lumbar spines in flexion and extension*. Paper presented at the 43rd Stapp Car Crash Conference Proceedings, San Diego, California.
- Demetropoulos, C. K., Yang, K. H., Grimm, M. J., Khalil, T. B., & King, A. I. (1998, November 2-4). *Mechanical properties of the cadaveric and Hybrid III lumbar spines*. Paper presented at the 42nd Stapp Car Crash Conference Proceedings, Tempe, Arizona.
- Duma, S. M., Kemper, A. R., McNeely, D. M., Brolinson, P. G., & Matsuoka, F. (2006). Biomechanical response of the lumbar spine in dynamic compression. *Biomed Sci Instrum*, 42, 476-481.
- El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech*, 42(9), 1252-1262.
- Fazzalari, N. L., Parkinson, I. H., Fogg, Q. A., & Sutton-Smith, P. (2006). Antero-postero differences in cortical thickness and cortical porosity of T12 to L5 vertebral bodies. *Joint Bone Spine*, 73(3), 293-297.

- Garro, A., Arnoux, P. J., & Aubin, C. E. (2009). Estimation of bone material properties using an inverse finite element method. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 12(Suppl. 1), 121-122.
- Garro, A., Arnoux, P. J., Wagnac, E., & Aubin, C. E. (2011). Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. *Med Biol Eng Comput*, In press.
- Groves, C. J., Cassar-Pullicino, V. N., Tins, B. J., Tyrrell, P. N., & McCall, I. W. (2005). Chance-type flexion-distraction injuries in the thoracolumbar spine: MR imaging characteristics. *Radiology*, 236(2), 601-608.
- Haug, E., Choi, H. Y., Robin, S., & Beaugonin, M. (2004). *Human models for crash and impacts simulation. Special volume of Handbook of numerical analysis.* (Vol. XII). North Holland: Elsevier B.V.
- Hsu, J. M., Joseph, T., & Ellis, A. M. (2003). Thoracolumbar fracture in blunt trauma patients: guidelines for diagnosis and imaging. *Injury*, 34(6), 426-433.
- Imai, K., Ohnishi, I., Bessho, M., & Nakamura, K. (2006). Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(16), 1789-1794.
- Ivancic, P. C. et al. (2007). Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *Spine J*, 7(6), 659-665.
- Kazarian, L. E., Beers, K., & Hernandez, J. (1979). Spinal injuries in the F/FB-111 crew escape system. *Aviat Space Environ Med*, 50(9), 948-957.
- Kemper, A. R., McNally, C., & Duma, S. M. (2007). The influence of strain rate on the compressive stiffness properties of human lumbar intervertebral discs. *Biomed Sci Instrum*, 43, 176-181.
- Kimura, S., Steinbach, G. C., Watenpaugh, D. E., & Hargens, A. R. (2001). Lumbar spine disc height and curvature responses to an axial load generated by a compression device compatible with magnetic resonance imaging. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(23), 2596-2600.
- King, A. I. (2002). *Injury to the thoracolumbar spine and pelvis. Accidental Injury: biomechanics and prevention. Second ed.*. New York: Springer-Verlag.

- Kosmopoulos, V., & Keller, T. S. (2003). Finite element modeling of trabecular bone damage. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6(3), 209-216.
- Langrana, N. A., Harten, R. R., Lin, D. C., Reiter, M. F., & Lee, C. K. (2002). Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms. *Spine*, 27(5), 498-508.
- Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40(2), 166-172.
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*, 3(4), 184-201.
- Neumann, P., Nordwall, A., & Osvalder, A. L. (1995). Traumatic instability of the lumbar spine. A dynamic in vitro study of flexion-distraction injury. *Spine*, 20(10), 1111-1121.
- Neumann, P., Osvalder, A. L., Hansson, T. H., & Nordwall, A. (1996). Flexion-distraction injury of the lumbar spine: influence of load, loading rate, and vertebral mineral content. *J Spinal Disord*, 9(2), 89-102.
- Ochia, R. S., Tencer, A. F., & Ching, R. P. (2003). Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae. *J Biomech*, 36(12), 1875-1881.
- Osvalder, A. L., Neumann, P., Lovsund, P., & Nordwall, A. (1993). A method for studying the biomechanical load response of the (in vitro) lumbar spine under dynamic flexion-shear loads. *J Biomech*, 26(10), 1227-1236.
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances, A., Jr. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech*, 25(11), 1351-1356.
- Qiu, T.-X., Tan, K.-W., Lee, V.-S., & Teo, E.-C. (2006). Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method. *Med Eng Phys*, 28(7), 656-664.
- Race, A., Broom, N. D., & Robertson, P. (2000). Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc. *Spine*, 25(6), 662-669.
- Roberts, S., McCall, I. W., Menage, J., Haddaway, M. J., & Eisenstein, S. M. (1997). Does the thickness of the vertebral subchondral bone reflect the composition of the intervertebral disc? *Eur Spine J*, 6(6), 385-389.

- Schmidt, H. et al. (2006). Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(4), 337-344.
- Schmidt, H., Kettler, A., Heuer, F., Simon, U., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine*, 32(7), 748-755.
- Shirado, O., Kaneda, K., Tadano, S., Ishikawa, H., McAfee, P. C., & Warden, K. E. (1992). Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fractures. *Spine*, 17(3), 286-292.
- Shirazi-Adl, A. (1994). Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine*, 19(21), 2407-2414.
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M., & Shrivastava, S. C. (1986). A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech*, 19(4), 331-350.
- Sundgren, P. C., Philipp, M., & Maly, P. V. (2007). Spinal trauma. *Neuroimaging Clin N Am*, 17(1), 73-85.
- Tran, N. T., Watson, N. A., Tencer, A. F., Ching, R. P., & Anderson, P. A. (1995). Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate. *Spine*, 20(18), 1984-1988.
- Wagnac, E., Aubin, C. E., El-Rich, M., & Arnoux, P. J. (2011). Finite element modeling of the lumbar spine ligaments for virtual trauma simulations. *Med Eng Phys*, MEP-D-11-00430. Submitted september 00439.
- Wagnac, E., Aubin, C. E., Garo, A., El-Rich, M., & Arnoux, P. J. (2011). Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads. *Journal of Biomechanical Engineering*, In press.
- Wagnac, E., Michardiere, D., Garo, A., Arnoux, P. J., Mac-Thiong, J. M., & Aubin, C. E. (2010). Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study. *Stud Health Technol Inform*, 158, 167-171.

- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine* (2nd ed.). Philadelphia: J.B. Lippincott.
- Wilcox, R. K., Allen, D. J., Hall, R. M., Limb, D., Barton, D. C., & Dickson, R. A. (2004). A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach. *Eur Spine J*, 13(6), 481-488.
- Yang, K. H., Hu, J., White, N. A., King, A. I., Chou, C. C., & Prasad, P. (2006). Development of numerical models for injury biomechanics research: a review of 50 years of publications in the Stapp Car Crash Conference. *Stapp Car Crash J*, 50, 429-490.
- Yingling, V. R., Callaghan, J. P., & McGill, S. M. (1997). Dynamic loading affects the mechanical properties and failure site of porcine spines. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(5), 301-305.
- Yingling, V. R., & McGill, S. M. (1999). Anterior shear of spinal motion segments. Kinematics, kinetics, and resultant injuries observed in a porcine model. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(18), 1882-1889.
- Zhao, F. D., Pollintine, P., Hole, B. D., Adams, M. A., & Dolan, P. (2009). Vertebral fractures usually affect the cranial endplate because it is thinner and supported by less-dense trabecular bone. *Bone*, 44(2), 372-379.

6.2.9 Figures and Tables

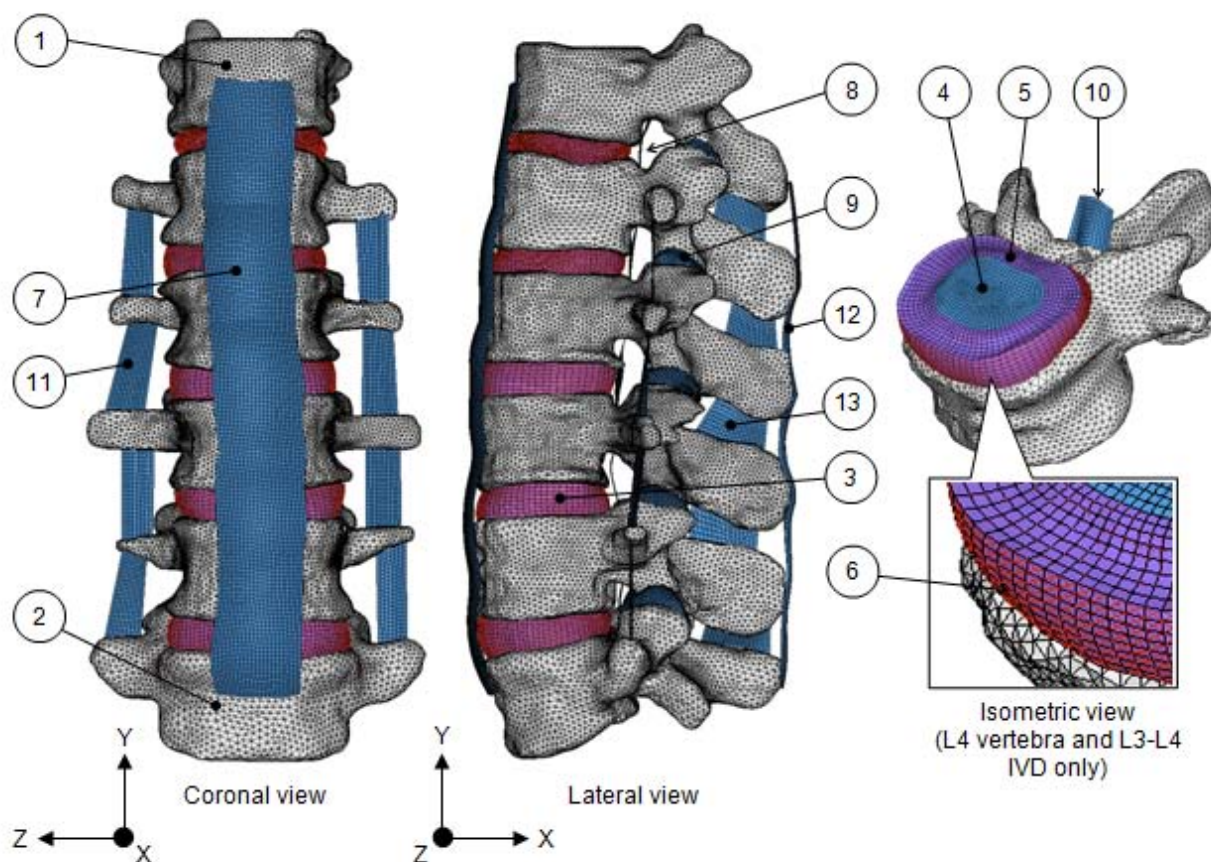


Figure 6.1: Article 4, Fig. 1. Finite element model of the T12-L5 segment of the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S). The model was composed of the T12 (1) to L5 (2) vertebrae, the intervertebral discs (3), each divided into the nucleus (4), annulus (5) and collagen fibers (6), and the anterior longitudinal (ALL, 7) the posterior longitudinal (PLL, 8), the capsular (CL, 9), the flavum (FL, 10), intertransverse (ITL, 11), supraspinous (SSL, 12) and interspinous (ISL, 13) ligaments.

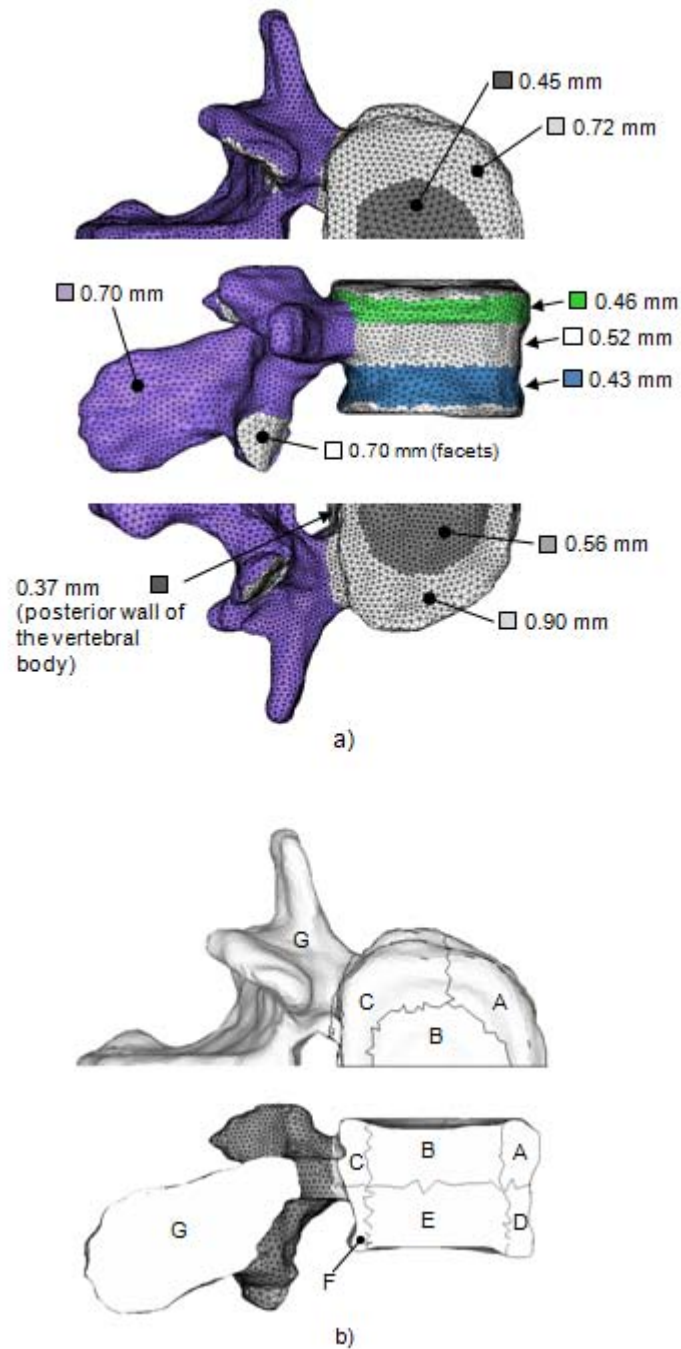


Figure 6.2: Article 4, Fig.2. a) Subdivision of the vertebrae into 9 zones of different cortical thicknesses (e.g. L3) b) Subdivision of the cancellous bone into 7 zones of different material properties (e.g. L3).

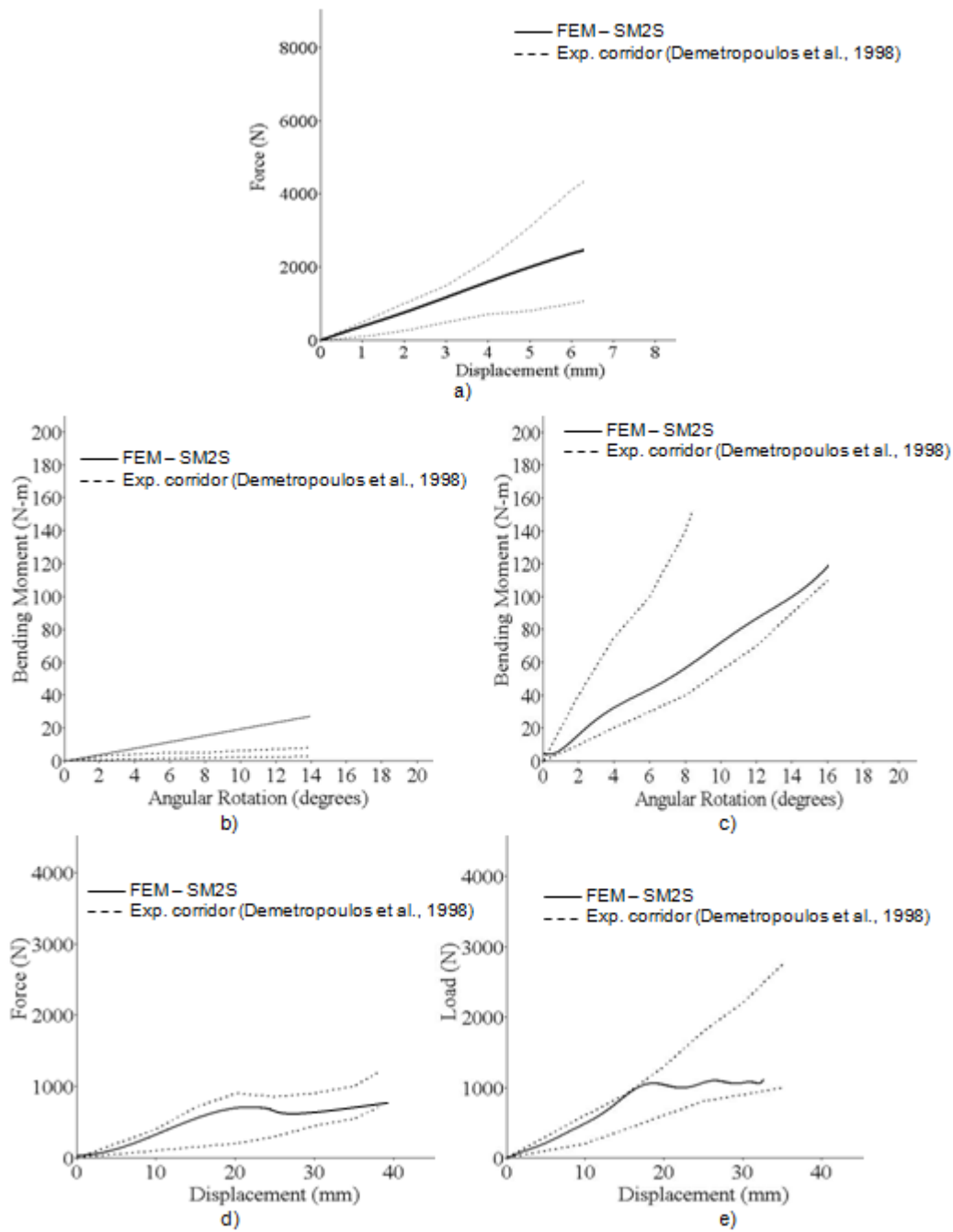


Figure 6.3: Article 4, Fig. 3. Simulated force-displacement and moment-angular rotation curves vs experimental corridors in low dynamic (LD) conditions a) compression b) flexion c) extension d) anterior shear and e) posterior shear.

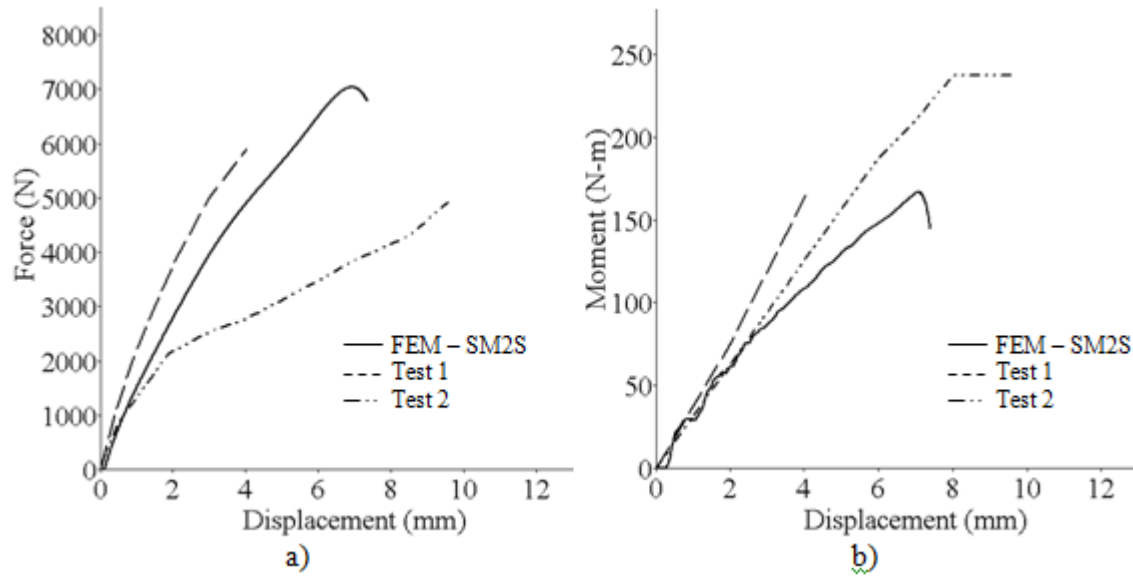


Figure 6.4: Article 4, Fig. 4. Simulated vs experimental tests (Demetropoulos et al., 1998) in high dynamic compression a) Force-displacement curves b) Moment-displacement curves.

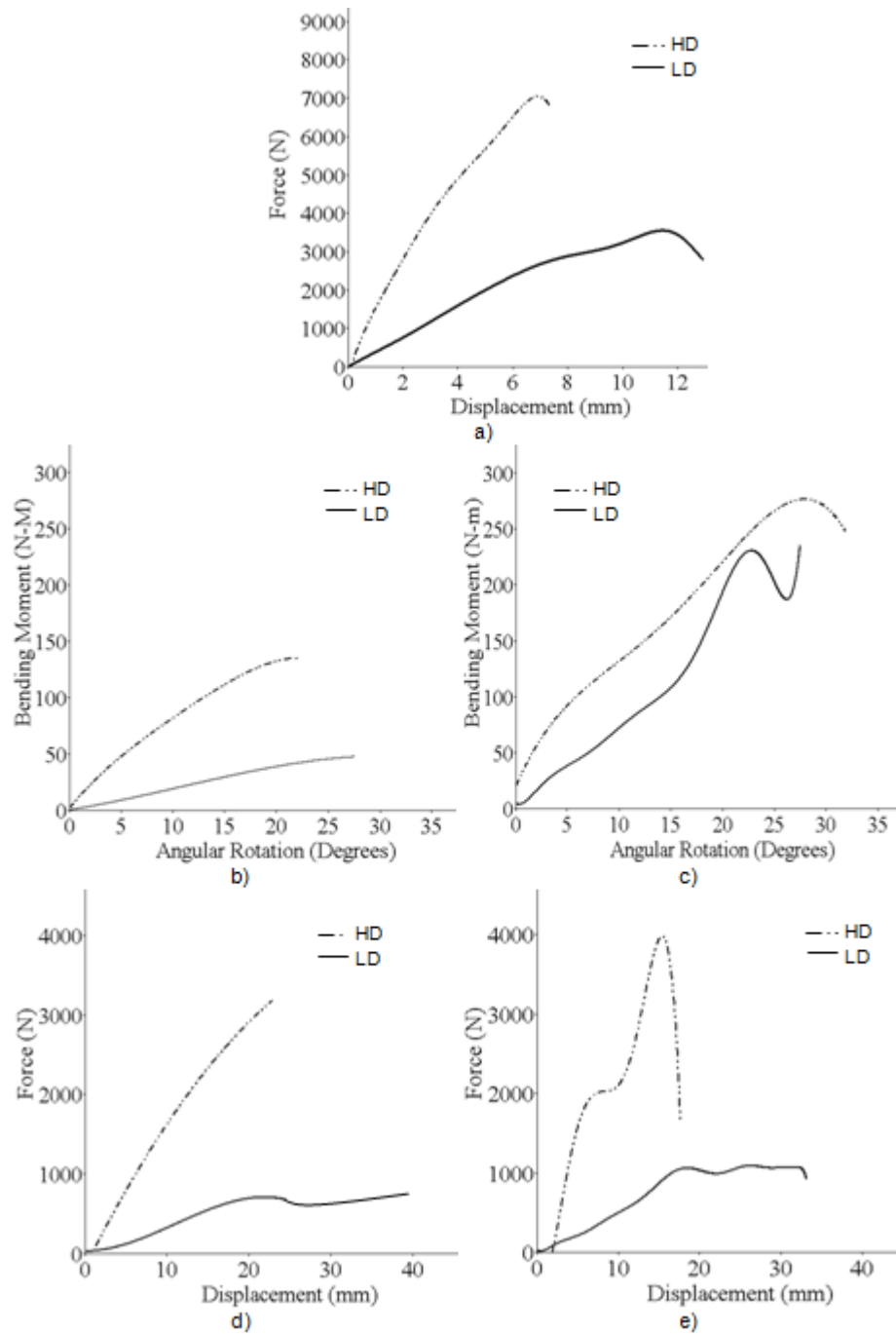


Figure 6.5: Article 4, Fig. 5. Simulated force-displacement and moment-angular rotation curves in LD and HD loading conditions a) compression b) flexion c) extension d) anterior shear e) posterior shear.

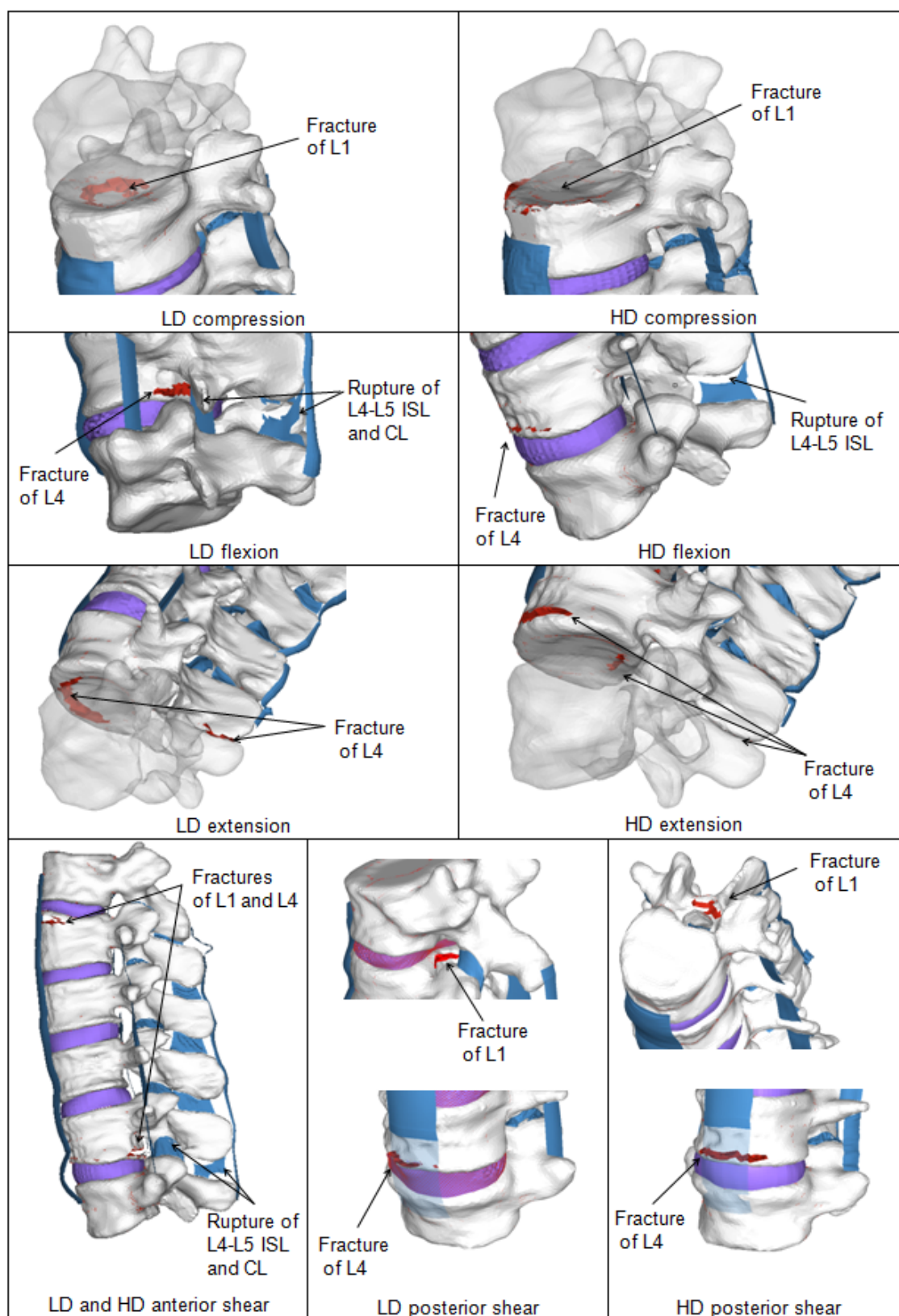


Figure 6.6: Article 4, Fig. 6. Initiation sites of spinal injuries according to the loading mode

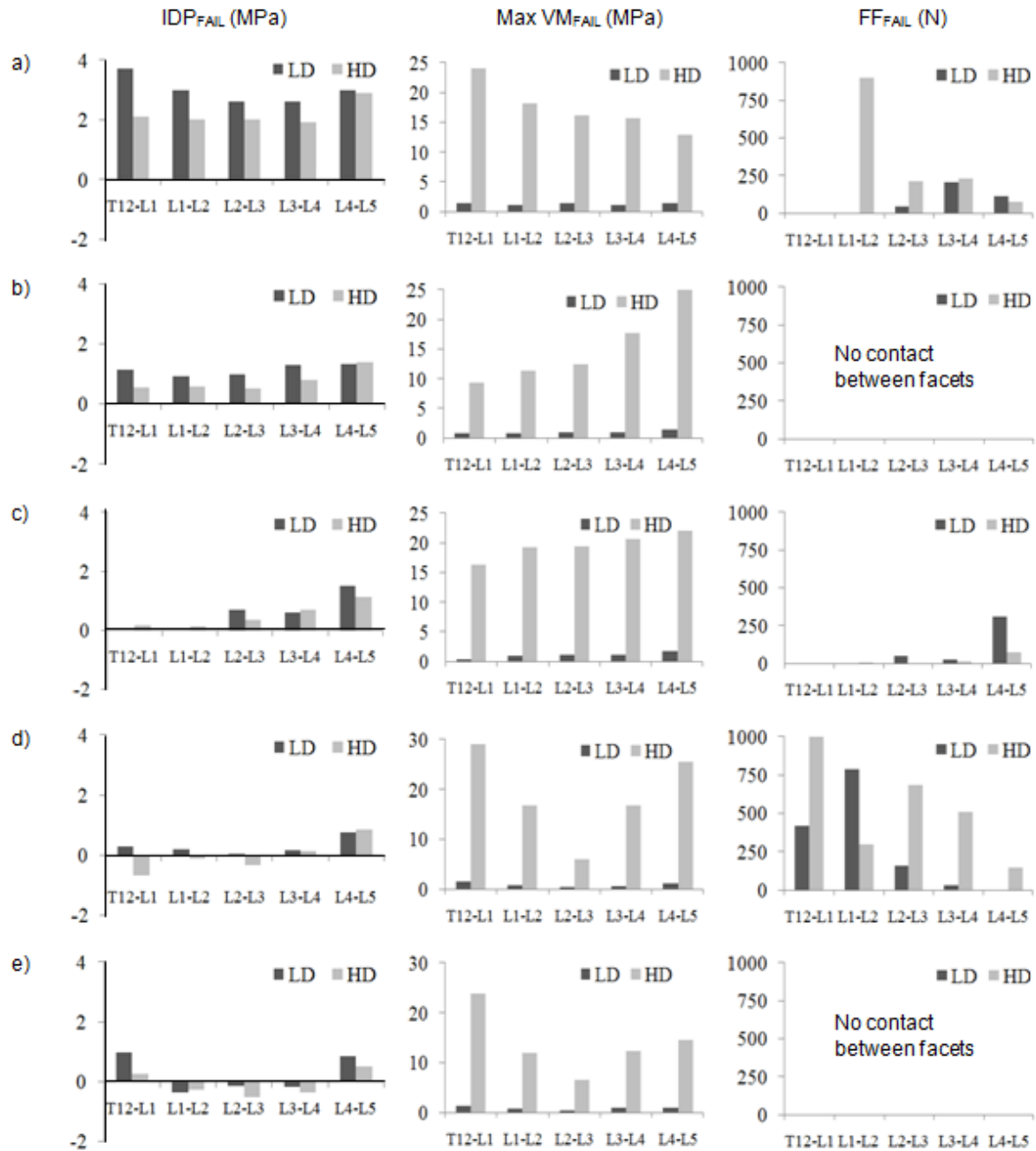


Figure 6.7: Article 4, Fig. 7. Intradiscal pressures, maximum von Mises stresses in the annulus and total contact forces in the facets at failure initiation in LD and HD loading conditions a) Compression b) Tension c) Flexion d) Extension e) Anterior shear f) Posterior shear.

Tableau 6.1: Article 4, Table 1. Mechanical properties of the FEM vertebral components (adapted from Garo et al., 2009).

Material properties	Cancellous bone (per zone) & bony endplate center ^a							Cortical bone & bony endplate margin
	A	B	C	D	E	F	G	
Density ($\times 10^{-3}$ g/mm ³)	1.8	1.8	2.0	2	2.5	2.5	1.8	0.2
Young modulus, E (MPa)	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	4014
Poisson ratio, ν	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.3
Yield stress, σ_y (MPa)	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	105
Hardening modulus, b (MPa)	8.5	7	8.5	8.1	12.5	12.5	7	492.9
Hardening exponent, n	1	1	1	1	1	1	1	1
Failure plastic strain, ϵ_p	.082	.06	.082	.08	.104	.104	.06	.071
Maximum stress (MPa)	2.65	2.3	2.65	2.6	3.25	3.25	2.3	140
Strain Rate coefficient, c	.533	.533	.533	.533	.533	.533	.533	.272
Reference strain rate, $\dot{\epsilon}_0$.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008

a- Material properties used for the bony endplate center are the same as zone B.

Tableau 6.2: Article 4, Table 2. Mechanical properties of the soft tissues a) Intervertebral disc b) Spinal ligaments.

a)

Material properties	Nucleus pulposus		Annulus matrix		Fibers	Ref.
	Low dyn.	High dyn.	Low dyn.	High dyn.		
Density (E^{-6} kg/mm ³)	1	1	1.2	1.2	-	a
Poisson ratio, ν	0.499	0.499	0.45	0.45	-	"
C_{10}	0.64	31.8	0.24	11.8	-	"
C_{01}	-0.16	-8.0	-0.06	-2.9	-	"
Load-disp. curve	-	-	-	-	Nonlinear	b

a- Wagnac et al. (2011) b- Shirazi-Adl et al. (1986)

b)

Material properties	Spinal ligaments							Ref.
	ALL	PLL	CL	LF	ISL	SSL	ITL	
Density (E^{-6} kg/mm ³)	1	1	1	1	1	1	1	a
Young modulus, E (MPa)	19.2	84.1	0.6	4.2	4.7	10.2	4.7	b
Poisson ratio, ν	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	"
Update coef., E_1 (MPa/ms)	469.4	1432.1	3.6	199.7	98.3	476.5	98.3	"
Update coef., E_2 (MPa)	19.0	83.5	0.6	4.0	4.6	10.0	4.6	"
Failure strain, ε_1	0.68	0.38	1.75	1.01	1.10	0.94	1.10	"
Failure strain, ε_2	0.90	0.50	1.85	1.25	1.30	1.08	1.30	"
Scaling function, SF	Tabulated curves							"

a- Wagnac et al. (2011) b- El-Rich et al. (2009)

Tableau 6.3: Article 4, Table 3. Summary of the 12 simulations performed for the validation of the T12-L5 segment of SM2S in low (LD) and high (HD) dynamic loading conditions.

Load case	ID	Type of loading	Free DOF on T12	Applied loads on T12	Experimental results for validation
Compression	1	LD	T_Y	$V_Y = -0.1 \text{ m/s}$	F-D curves, K, F_{MAX}
	2	HD	T_Y	$V_Y = -1.0 \text{ m/s}$	F-D curves, K, F_{FAIL}
Flexion	3	LD	ALL	$V_X = +0.1 \text{ m/s}$	M-A curves, K, M_{MAX}
	4	HD	ALL	$V_X = +4.0 \text{ m/s}$	M-A curves, K, M_{MAX}
Extension	5	LD	ALL	$V_X = -0.1 \text{ m/s}$	M-A curves, K, M_{MAX}
	6	HD	ALL	$V_X = -4.0 \text{ m/s}$	M-A curves, K, M_{MAX}
Anterior shear	7	LD	T_X	$V_X = +0.1 \text{ m/s}$	F-D curves, K, F_{MAX}
Posterior shear	9	LD	T_X	$V_X = -0.1 \text{ m/s}$	F-D curves, K, F_{MAX}

Tableau 6.4: Article 4, Table 4. Validation results in low dynamic (LD) compression, flexion, extension, anterior shear and posterior shear

	K (N/mm or N-m/°)		F _{MAX} (N)		M _{MAX} (N-m)	
	SM2S	EXP	SM2S	EXP	SM2S	EXP
Compression	386	520 ± 284	2484	2350 ± 1210	-	-
Flexion	2.0 ^a	0.6 ± 0.4 ^a	-	-	30.9	7.0 ± 3.0
Extension	9.2 ^a	16.4 ± 7.1 ^a	-	-	118	182 ± 92
Anterior shear	41	38 ± 10	708	830 ± 170	-	-
Posterior shear	87	70 ± 16	1060	1760 ± 570	-	-

a- Units are in N-m/°

Tableau 6.5: Article 4, Table 5. Validation results in high dynamic (HD) flexion and extension.

Results	Flexion		Extension	
	FEM	EXP	FEM	EXP
M_{Z-MAX} (N-m) ^a	105	164 ± 43	146	201 ± 48
F_{XY-MAX} (N) ^a	733	1196 ± 261	856	1181 ± 252

a- Maximum values reached after a linear displacement of 38.1 mm

CHAPITRE 7 INFLUENCE DU PROFIL SAGITTAL DE LA COLONNE VERTÉBRALE SUR LA LOCALISATION ET LA TYPOLOGIE DES TRAUMATISMES RACHIDIENS EN SITUATION ACCIDENTOLOGIQUE

Ce chapitre traite de l'objectif #5 de la thèse et vise à répondre à la troisième question de recherche (Q3). Il consiste donc à exploiter le modèle par éléments finis détaillé SM2S pour évaluer l'influence du profil sagittal de la colonne vertébrale sur la localisation et la typologie des traumatismes rachidiens survenant lors d'accidents.

Pour ce faire, des simulations reproduisant de façon simplifiée les principaux mécanismes lésionnels potentiellement impliqués lors d'accidents graves ont été simulés sur différents profils rachidiens. Deux situations accidentologiques ont été simulées. La première situation regroupe l'ensemble des accidents pour lesquels un chargement vertical engendrant un mécanisme lésionnel principalement orienté en compression est à l'origine des traumatismes. C'est ce que l'on observe par exemple lors d'une chute de haut ou lors de l'éjection d'un avion de chasse. Dans de telles situations, le profil sagittal de la colonne vertébrale pourrait jouer un rôle critique sur la typologie des blessures rachidiennes (Adams & Hutton, 1985), mais cette hypothèse n'a jamais été vérifiée de façon exhaustive. La seconde situation, soit le choc frontal automobile, a été choisie pour la diversité de profils sagittaux rachidiens adoptés par les automobilistes (Chabert et al., 1998) et l'influence probable que pourrait avoir ces profils sur les traumatismes subis par la colonne vertébrale lors d'un accident (Huelke et al., 1995).

7.1 Accidents avec chargement vertical et mécanisme lésionnel orienté principalement en compression

7.1.1 Méthodes

Afin d'évaluer l'influence du profil sagittal rachidien sur la localisation et la typologie de la fracture lors d'accidents impliquant un mécanisme lésionnel principalement en compression, une

sollicitation dynamique verticale a été appliquée au segment T11-L1 du modèle SM2S présentant des profils sagittaux différents. Cette sollicitation vise à représenter le principal mécanisme lésionnel observé dans le cas d'accidents tels qu'une chute de haut sur les pieds ou sur les fesses (figure 7.1) ou l'éjection d'un pilote de chasse. Elle vise donc à reproduire la décélération ou l'accélération rapide et verticale du haut du corps. Dans de tels accidents, une composante de flexion s'ajoute généralement à la charge verticale en raison de la position du centre de gravité du haut du corps, située légèrement devant le segment T11-L1 (Pearsall et al., 1996). Toutefois, pour cette étude, aucune flexion n'a été appliquée, facilitant ainsi la comparaison des profils.

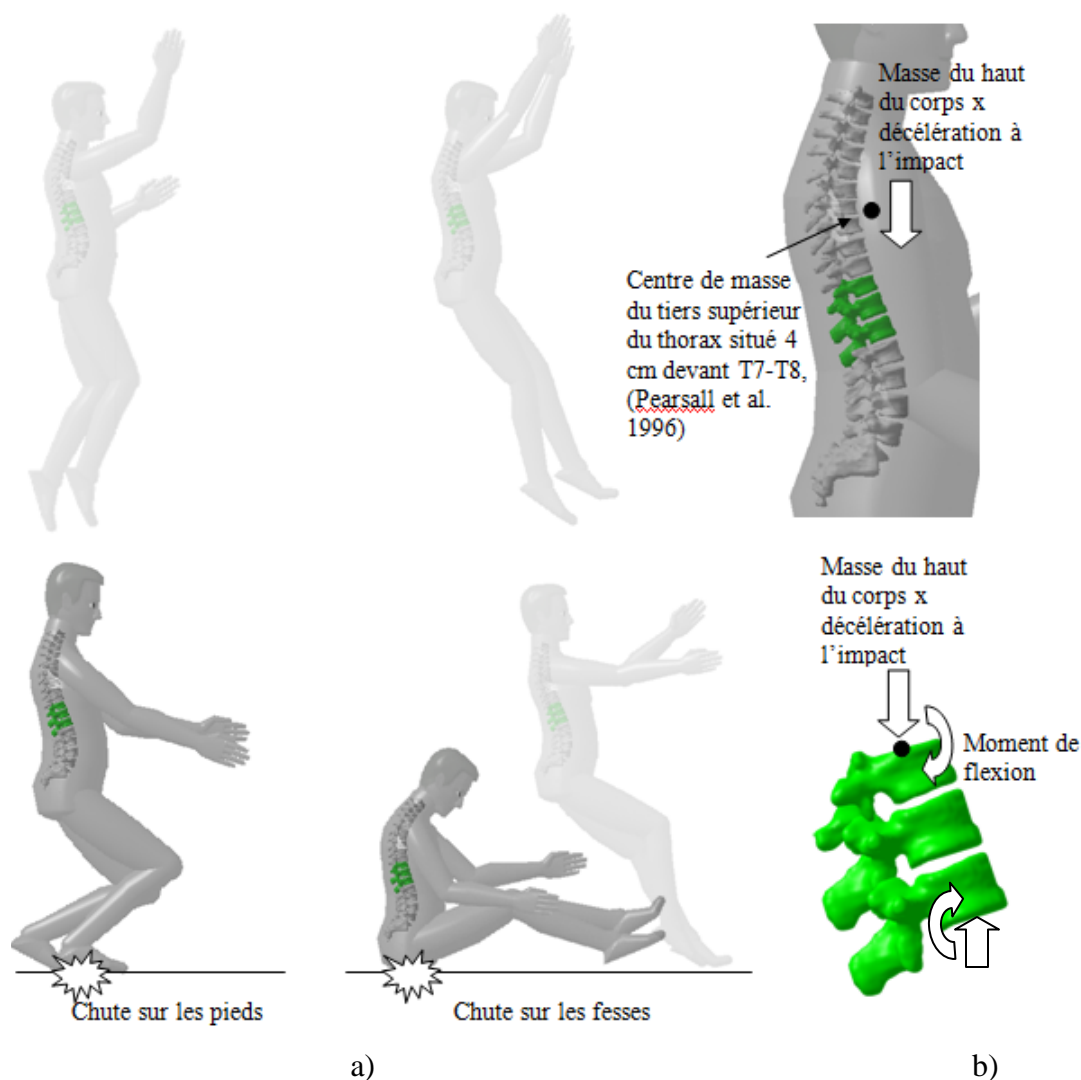


Figure 7.1: Exemple d'accidents impliquant un mécanisme lésionnel en compression a) Chute de haut sur les pieds et sur les fesses b) Diagramme des corps libérés du segment thoracolumbaire au moment de l'impact.

En position debout, la jonction thoracolombaire (T11-L1) de la colonne vertébrale présente dans la majorité des cas une courbure sagittale légèrement cyphotique, voire neutre (angle entre les plateaux supérieurs et inférieurs égal à 0), et incliné vers l'arrière (Chabert, 1998). Lors d'une chute, ou de tout autre accident impliquant un mécanisme lésionnel en compression, il existe peu d'information sur la courbure (forme) et l'inclinaison (orientation) du segment thoracolombaire au moment de l'accident. Pour évaluer l'influence potentielle de ces paramètres, un plan d'expérience ayant comme facteurs la courbure et l'inclinaison et attribuant à ces facteurs 3 modalités a été élaboré, pour un total de $3 \times 3 = 9$ profils sagittaux. Des courbures de $+8^\circ$ (lordose), 0° et -8° (cyphose) et des inclinaisons de $+16^\circ$ (vers l'avant), 0° et -16° (vers l'arrière) ont été choisies comme modalités (tableau 7.1).

Les courbures sagittales cyphotiques et lordotiques ont été obtenues à partir du segment original avec courbure neutre, en rigidifiant les trois vertèbres du segment et en appliquant respectivement par simulation des rotations sagittales vers l'avant et vers l'arrière à la vertèbre T11, tout en fixant la vertèbre L1. L'angle de 8 degrés représente l'angle entre le plateau supérieur de T11 et le plateau inférieur de L1 dans le plan sagittal. Bien que les différentes courbures aient été obtenues par simulation, toutes les contraintes générées dans les tissus mous (disques et ligaments) du modèle n'ont pas été conservées pour les simulations en compression dynamique. Le modèle n'est donc pas pré-contraint, signifiant ainsi que seul l'effet géométrique lié au changement de courbure a été évalué. Les inclinaisons vers l'avant ou vers l'arrière du segment ont été obtenues en appliquant une rotation sagittale sur l'ensemble du segment, l'angle d'inclinaison représentant l'angle entre le plateau inférieur et l'horizontale.

Pour chacun des 9 profils sagittaux, une simulation reproduisant les essais de compression dynamique de Kifune et al. (1995) a été réalisée en projetant verticalement une sphère rigide (diamètre de 11.8 mm) d'une masse de 4.3 kg à une vitesse de 5.2 m/s au centre du plateau supérieur de la vertèbre T11, pour une énergie d'impact de 57 J. Pour tous les profils, la sphère est initialement positionnée au-dessus du centre du plateau supérieur de T11. Tous les degrés de liberté de la sphère rigide ont été bloqués, sauf la translation verticale (axe Z). Contrairement aux simulations précédentes, où seules les moitiés inférieures et supérieures des vertèbres T11 et L1 ont été respectivement définies comme des corps rigides, l'intégralité des vertèbres T11 et L1 ont été définies comme des corps rigides. Cette condition évite les risques de fracture osseuse

pouvant se produire à l'interface entre les corps rigides et les vertèbres T11 et L1. Tous les degrés de liberté (DDL) du nœud-maître de L1 ont été bloqués afin de simuler l'encastrement du spécimen. Toutefois, au niveau de la vertèbre T11, deux séries de conditions aux limites ont été simulées et comparées afin de voir leur impact sur l'influence que peut avoir le profil sagittal en compression :

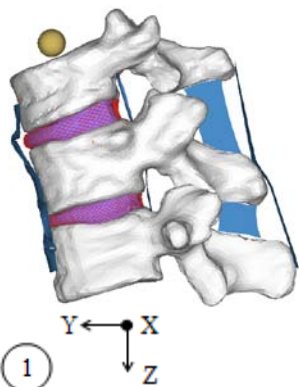
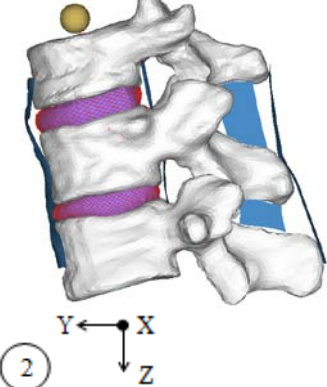
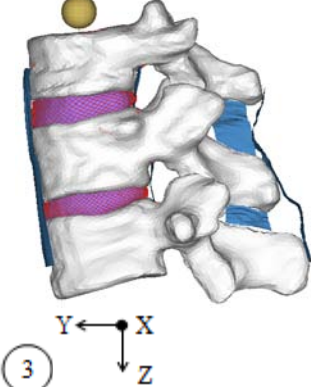
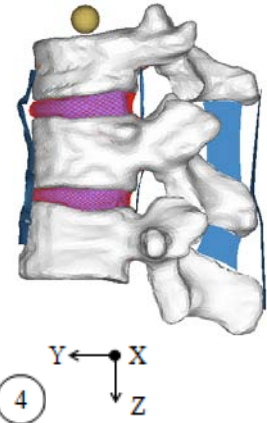
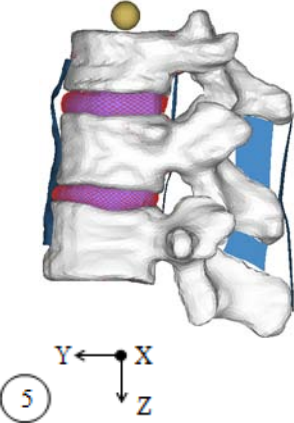
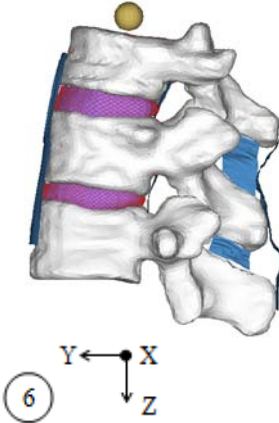
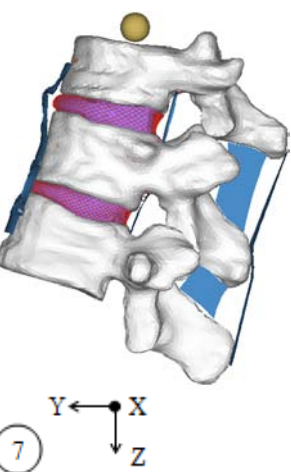
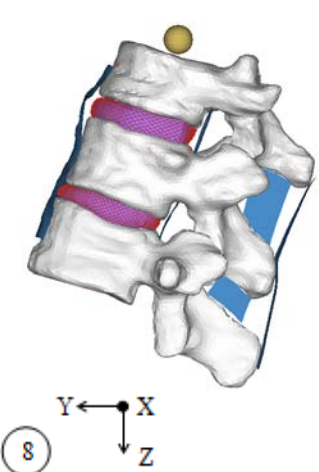
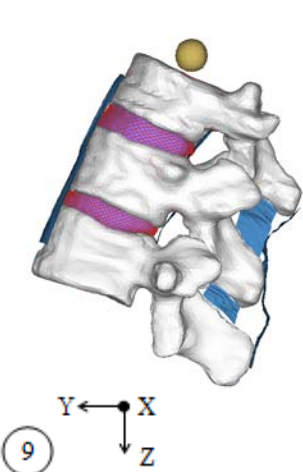
- Conditions aux limites #1 (CL1) : La translation dans la direction X et les rotations autour des axes Y et Z du nœud-maître de la vertèbre T11 ont été bloquées, laissant libre le mouvement dans le plan sagittal.
- Conditions aux limites #2 (CL2) : Seule la translation dans la direction Z du nœud-maître de la vertèbre T11 a été laissée libre.

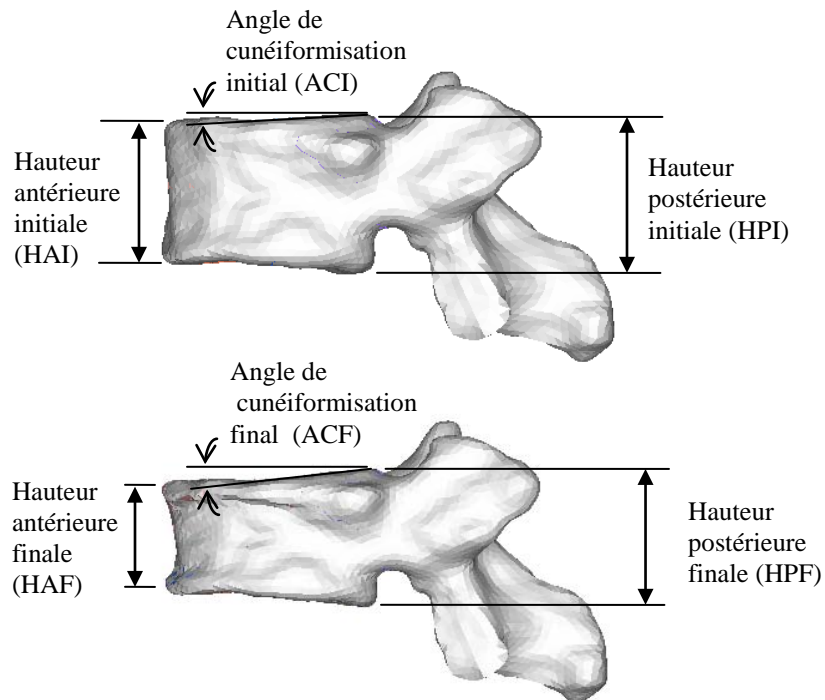
Au total, 18 simulations ont été réalisées. De plus, une interface de contact a été ajoutée entre tous les éléments de l'os trabéculaire, permettant ainsi de simuler leur interaction suite à la suppression d'éléments. Cet ajout offre donc la possibilité de simuler de façon plus réaliste la progression de la fracture, jusqu'à ce que le spécimen ait absorbé toute l'énergie de la sphère. L'ajout d'une telle interface permet ainsi de simuler de façon simplifiée la progression de la fracture, et d'identifier globalement le type de fracture obtenue selon la classification de Magerl et al. (1994). Ainsi, les fractures vertébrales des profils sagittaux observées au moment où la vitesse verticale de la sphère est nulle ont été extraites de chaque simulation et comparées. Quatre mesures géométriques ont été calculées pour décrire de façon quantitative les fractures :

- Tassement antérieur (%) = écrasement du mur antérieur divisé par la hauteur initiale du mur antérieur. L'écrasement du mur antérieur correspond à la différence entre les hauteurs initiale et finale du mur antérieur du corps vertébral (figure 7.2) ;
- Tassement postérieur (%) = écrasement du mur postérieur divisé par la hauteur initiale du mur postérieur. L'écrasement du mur postérieur correspond à la différence entre les hauteurs initiale et finale du mur postérieur du corps vertébral (figure 7.2) ;
- Tassement moyen (%) = moyenne entre les tassements antérieur et postérieur ;
- Variation de l'angle de cunéiformisation (degrés) de la vertèbre = Variation d'angulation du plateau supérieur de la vertèbre fracturée suite à la compression (figure 7.2). Un angle positif indique une cunéiformisation antérieure.

L'influence de la courbure et de l'inclinaison du spécimen sur ces mesures géométriques a été évaluée statistiquement (logiciel Statistica v.7.0, StatSoft Inc., Tulsa, Oklahoma, États-Unis) par le biais de diagrammes de Pareto.

Tableau 7.1: Profils sagittaux (numérotés de 1 à 9) utilisés pour évaluer l'influence du profil sagittal rachidien lors d'une sollicitation verticale dynamique à haute énergie (57 J).

	Cyphose de 8 degrés	Neutre	Lordose de 8 degrés
Inclinaison vers l'avant de 16 degrés			
Sans inclinaison			
Inclinaison vers l'arrière de 16 degrés			



Mesures :

- Tassement antérieur (%) = $100 * (HAI - HAF) / HAI$
- Tassement postérieur (%) = $100 * (HPI - HPF) / HPI$
- Tassement moyen (%) = $(\text{Tassement antérieur} + \text{Tassement postérieur}) / 2$
- Variation de l'angle de cunéiformisation (degrés) = $ACF - ACI$

Figure 7.2: Mesures géométriques caractérisant les fractures vertébrales.

Les courbes force-déplacement (F-D) et moment-déplacement (M-D) dans les directions antéro-supérieures (axe Y) et cranio-caudales (axe Z) ont également été extraites pour mieux comprendre les différentes fractures observées.

7.1.2 Résultats

Lorsque T11 est libre dans le plan sagittal (CL1), différentes fractures sont observées entre les profils (tableaux 7.2 et 7.3). L'analyse statistique montre par ailleurs que l'inclinaison et la courbure du segment rachidien ont une influence significative ($p < 0.05$) sur le tassement antérieur, le tassement postérieur et l'angle de cunéiformisation des fractures (figure 7.3). Toutefois, seule l'inclinaison du spécimen a un effet sur le tassement moyen.

Lorsque T11 est bloqué dans toutes les directions sauf Z (CL2), tous les profils présentent des fractures par tassement (type A1.3), comme en témoigne la variation des angles de cunéiformisation allant de -1.0 à 1.7 degré seulement (tableau 7.2). Deux des profils lordotiques présentent toutefois des fractures au niveau des éléments postérieurs. De plus, bien que les fractures soient du même type, de légères différences sont observées entre les patrons de fracture des différents profils (tableau 7.4).

Contrairement aux simulations précédentes (CL1), l'inclinaison du segment n'influence pas de façon significative l'angle de cunéiformisation et le tassement antérieur (figure 7.3). Elle maintient toutefois son influence sur les tassements postérieur et moyen. Tout comme les simulations précédentes (CL1), la courbure du segment influence significativement ($p < 0.05$) la variation de l'angle de cunéiformisation et les tassements antérieur et postérieur.

Tableau 7.2: Types de fracture et mesures géométriques des neuf profils sagittaux en fonction des deux conditions aux limites testées sur T11 (CL1 et CL2)

Modèle	Type de fracture (selon Magerl et al., 1994)	Tassement antérieur (%)	Tassement postérieur (%)	Tassement moyen (%)	Variation de l'angle de cunéiformisation (degrés)
<i>CL1 – T11 libre dans le plan sagittal</i>					
P1	A1.2.1/A.1.2.3	28.5	6.9	17.2	8.6
P2	A1.2.1	22.3	12.4	17.4	3.0
P3	A1.3 + facettes	18.4	17.3	17.9	0.4
P4	A1.2.1	26.6	11.4	19.0	4.5
P5	A1.3	15.8	18.3	17.0	-2.7
P6	A1.3 + facettes	8.8	22.2	15.5	-6.3
P7	A1.3	15.2	13.4	14.3	1.1
P8	A1.3	5.2	21.4	13.3	-8.7
P9	A1.3 + facettes	1.3	20.1	11.1	-10.8
<i>CL2– T11 bloqué sauf Tz</i>					
P1	A1.3	21.9	15.4	18.5	1.7
P2	A1.3	19.3	17.5	18.4	-0.2
P3	A1.3 + facettes	17.8	18.9	18.2	-0.7
P4	A1.3	21.7	15.5	18.5	1.2
P5	A1.3	19.5	14.6	17.0	0.8
P6	A1.3 + pédicules	19.4	18.1	18.7	-1.0
P7	A1.3	21.9	11.0	16.2	1.5
P8	A1.3	18.3	13.3	15.7	-0.3
P9	A1.3	20.3	14.6	17.3	-0.5

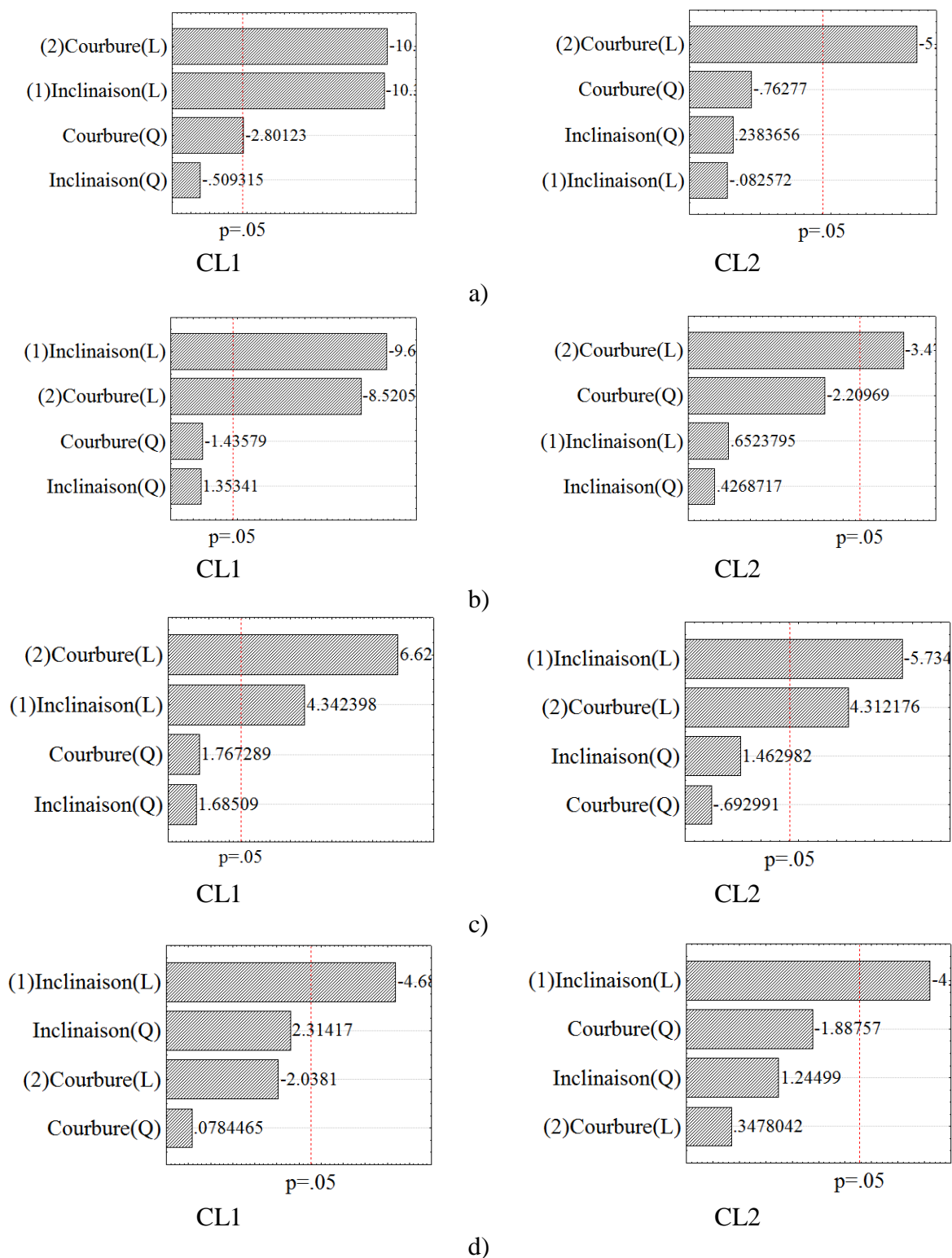


Figure 7.3: Diagramme de Pareto (effets principaux standardisés – valeur t) montrant l'influence du profil sagittal (courbure et inclinaison) sur les mesures géométriques des fractures (CL1 et CL2). a) Cunéiformisation b) Tassement antérieur c) Tassement postérieur d) Tassement moyen.

Tableau 7.3: Fractures observées pour chacun des profils sagittaux après impact de la sphère rigide sur le plateau vertébral supérieur de T12 lorsque T11 est libre dans le plan sagittal (CL1).

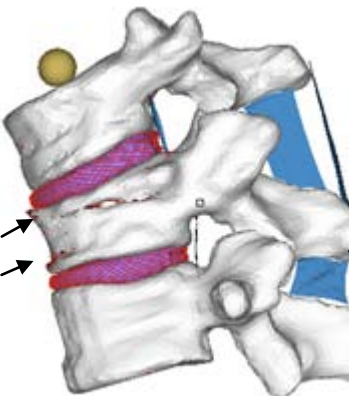
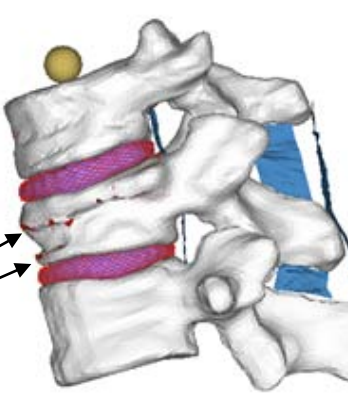
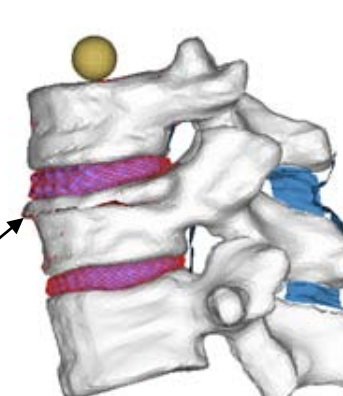
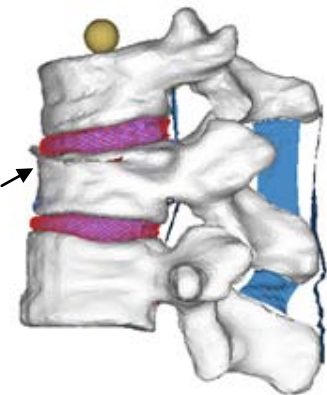
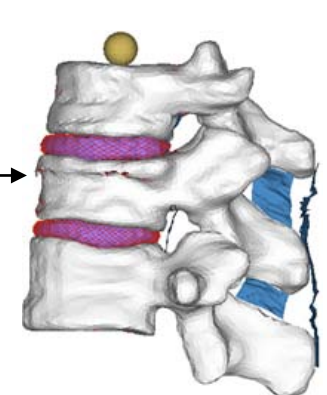
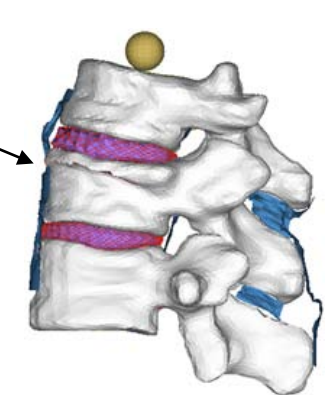
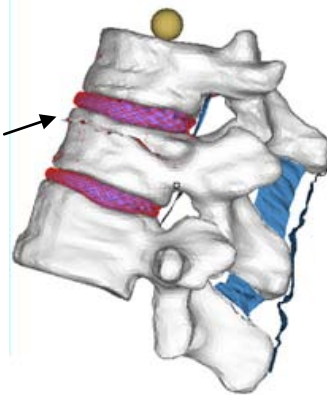
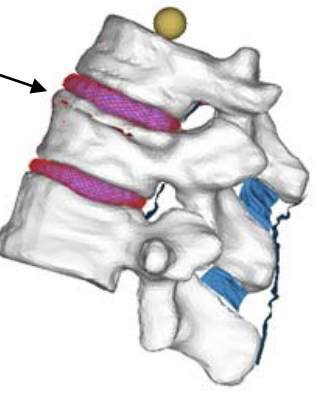
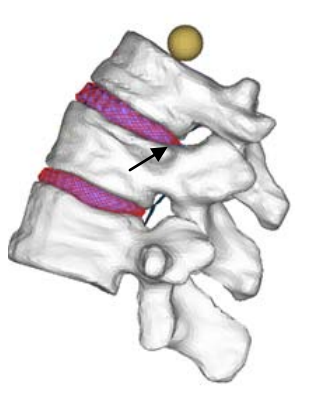
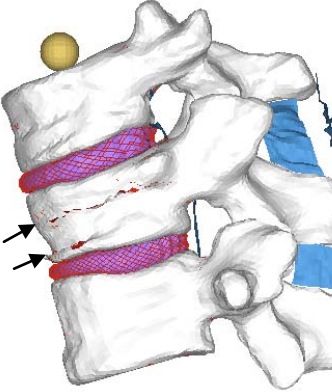
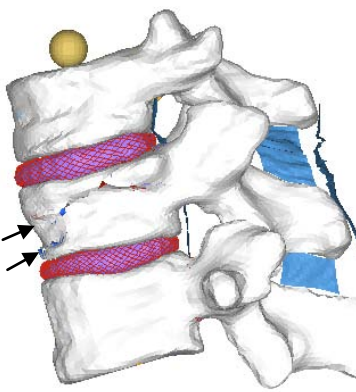
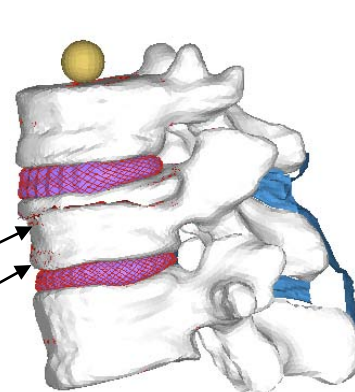
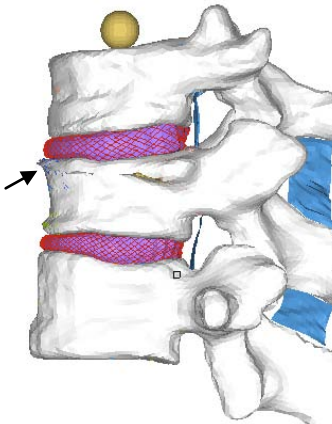
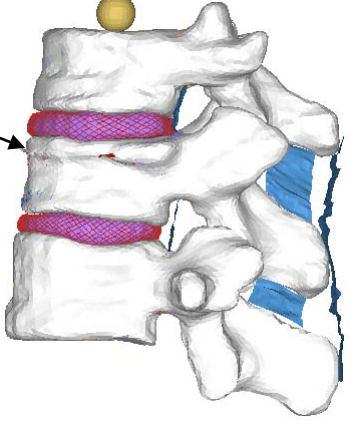
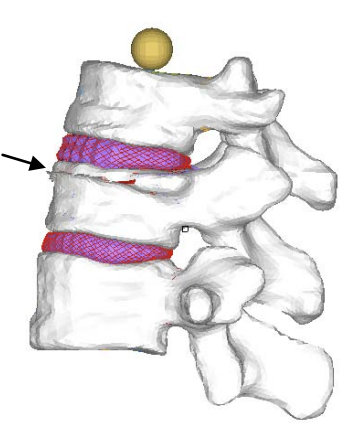
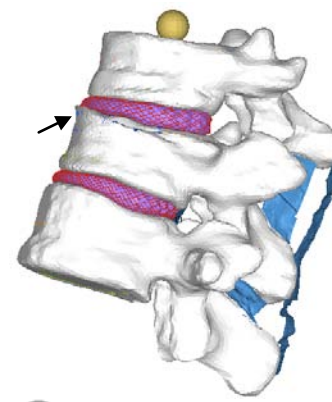
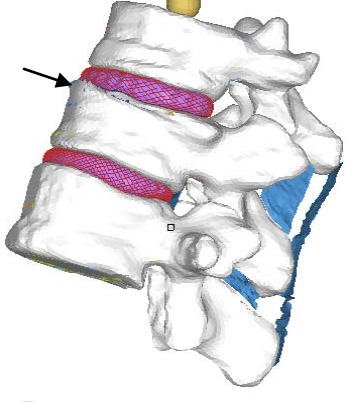
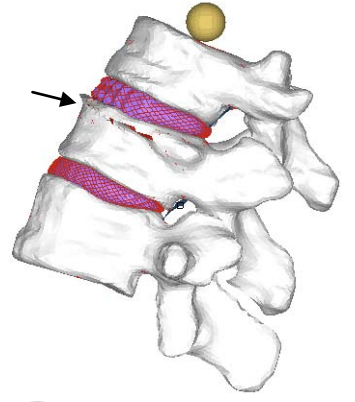
	Cyphose de 8 degrés	Neutre	Lordose de 8 degrés
Inclinaison vers l'avant de 16 degrés	 1	 2	 3
Sans inclinaison	 4	 5	 6
Inclinaison vers l'arrière de 16 degrés	 7	 8	 9

Tableau 7.4: Fractures observées pour chacun des profils sagittaux après impact de la sphère rigide sur le plateau vertébral supérieur de T12 lorsque T11 est bloqué dans toutes les directions sauf Z (CL2).

	Cyphose de 8 degrés	Neutre	Lordose de 8 degrés
Inclinaison vers l'avant de 16 degrés	 ①	 ②	 ③
Sans inclinaison	 ④	 ⑤	 ⑥
Inclinaison vers l'arrière de 16 degrés	 ⑦	 ⑧	 ⑨

- Comparaison des fractures selon l'inclinaison du profil

Lorsque T11 est libre dans le plan sagittal (CL1), tous les profils cyphotiques (P1, P4 et P7) présentent une fracture cunéiforme de la vertèbre T12 (type A1.2). Toutefois, le changement d'angle de cunéiformisation varie selon l'inclinaison du profil. En effet, le profil incliné vers l'avant (P1) présente une variation de l'angle de cunéiformisation plus importante que le profil sans inclinaison (P4) (8.6 vs 4.5 degrés). Ce dernier (P4) présente pour sa part une variation de l'angle de cunéiformisation plus importante que le profil incliné vers l'arrière (P7) (3.0 vs 1.1 degrés). Le tassement moyen le plus important se produit pour le profil sans inclinaison (P4) (19%). Pour tous ces profils, la fracture est localisée dans le tiers supérieur de la vertèbre (type A1.2.1). Le profil incliné vers l'avant (P1) présente aussi une fracture dans le tiers inférieur de la vertèbre (type A1.2.3).

Les profils avec courbure neutre (P2, P5 et P8) présentent des fractures de la vertèbre T12 qui varient aussi selon l'inclinaison du profil. Une fracture cunéiforme, caractérisée par des patrons localisés dans les tiers supérieurs (type A1.2.1) et inférieurs (type A1.2.3), est observée sur le profil incliné vers l'avant (P2). Ce profil présente le tassement moyen le plus important des 3 profils avec 17.4%. Des fractures par tassement (type A1.3) sont observées sur les profils sans inclinaison (P5) et incliné vers l'arrière (P8). Dans les deux cas, la fracture touche le mur postérieur du corps vertébral. L'atteinte du mur postérieur, via l'écrasement du plateau supérieur, est toutefois plus importante sur le profil incliné vers l'arrière (P8), avec une variation de l'angle de cunéiformisation de -8.7 degrés (vs -2.7 degrés).

Les profils lordotiques (P3, P6 et P9) présentent également des fractures de la vertèbre T12 qui varient selon l'inclinaison du profil. Bien que des fractures par tassement (type A1.3) et des fractures des facettes articulaires soient observées sur tous ces profils, le tassement moyen diminue avec l'inclinaison du profil vers l'arrière. En contrepartie, le tassement du mur postérieur augmente.

On observe donc qu'en règle générale, lorsque T11 est libre dans le plan sagittal (CL1), les profils inclinés vers l'avant présentent un tassement moyen et une variation de l'angle de

cunéiformisation (positif) plus importants que les autres profils. En revanche, les fractures observées sur ces profils sont localisées sur la partie antérieure du corps vertébral.

Lorsque T11 est bloqué dans toutes les directions sauf Z (CL2), l'inclinaison du profil influence le site d'initiation et le patron de fracture. En effet, tous les profils inclinés vers l'avant (P1, P2 et P3) présentent deux traits de fracture localisés au centre et dans le tiers inférieur du corps vertébral. Les profils sans inclinaison (P4, P5 et P6) et incliné vers l'arrière (P7) présentent un trait unique situé respectivement dans le tiers supérieur du corps vertébral et au niveau du plateau supérieur. Ainsi, plus le profil est incliné vers l'arrière, plus la fracture s'initie dans le haut du corps vertébral.

- Comparaison des fractures selon la courbure du profil

Lorsque T11 est libre dans le plan sagittal (CL1), les profils cyphotique (P1) et neutre (P2), inclinés vers l'avant présentent des fractures cunéiformes supérieures (type A1.2.1). Bien qu'ils présentent des tassements moyens équivalents (17.2 vs 17.4%), l'angle de cunéiformisation est plus important pour le profil en flexion (P1). Le profil en extension (P3) présente pour sa part une fracture par tassement (type A1.3), avec un tassement moyen comparable aux deux autres profils.

Sans inclinaison, le profil cyphotique (P4) présente une fracture cunéiforme supérieure (type A1.2.1) alors que les autres profils (P5 et P6) ont des fractures par tassement (type A1.3). Le profil lordotique présente toutefois un tassement du mur postérieur plus important.

Incliné vers l'arrière, tous les profils (P7, P8 et P9) présentent des fractures par tassement (type A1.3). Le profil cyphotique (P7) présente une fracture symétrique (sans cunéiformisation vers l'arrière), contrairement aux profils neutre (P8) et lordotique (P9). Le profil lordotique (P9) est celui présentant l'angle de cunéiformisation négatif le plus élevé (-10.8 degrés).

Lorsque T11 est bloqué dans toutes les directions sauf Z (CL2), la courbure n'influence pas le site d'initiation de la fracture, ni son patron, contrairement à l'inclinaison. Ainsi, qu'ils soient en position cyphotique, neutre ou lordotique, tous les profils présentent des fractures similaires

(mais avec une variation de l'angle de cunéiformisation et un tassement variant légèrement mais significativement).

7.1.3 Discussion

Les résultats de simulation démontrent que le profil sagittal rachidien a une influence significative sur les caractéristiques des fractures osseuses (cunéiformisation, tassement, site d'initiation et/ou patron de fractures) obtenues lors d'un chargement dynamique axé verticalement. Cette influence est modulée par les conditions aux limites s'appliquant sur le segment au moment de l'impact.

Ainsi, lorsque la vertèbre T11 est libre de se déplacer et de pivoter dans le plan sagittal (CL #1), l'effet du profil sagittal rachidien sur la nature du traumatisme est accentué. En effet, l'inclinaison et/ou la courbure du segment engendrent des moments de flexion ou d'extension entraînant la rotation de la vertèbre supérieure T11, ce qui augmente le tassement antérieur ou postérieur de la vertèbre centrale T12 et conséquemment, son angle de cunéiformisation. C'est pourquoi dans de telles conditions, l'inclinaison et la courbure du profil sagittal ont une influence significative sur les paramètres géométriques de la fracture. De plus, pour les simulations avec CL1, les profils en extension et/ou inclinés vers l'arrière présentent des tassements moyens inférieurs aux autres segments. Par ailleurs, les profils en extension présentent des signes de fractures au niveau des facettes articulaires, confirmant ainsi leur contribution mécanique lors de chargements dynamiques impliquant de la compression. Une contribution mécanique des facettes articulaires a d'ailleurs été observée par Adams et Hutton (1982) suite à la compression quasi-statique d'unités fonctionnelles cadavériques lombaires en extension. Cette même contribution expliquerait en partie les résultats d'Ewing et al. (1972) qui, après avoir soumis 12 sujets d'anatomie en position assise à des accélérations verticales positives, conclurent qu'une lordose importante de la colonne vertébrale lombaire (induite par le biais d'un bloc de bois au niveau lombaire) augmentait sa résistance aux fractures vertébrales. Cette augmentation de la résistance aux fractures serait également liée à la faible mobilité allouée aux troncs des sujets d'anatomie avec lordose importante, ce qui est en accord avec les résultats de la présente étude.

Lorsque la vertèbre T11 est contrainte de se déplacer dans la direction verticale seulement (CL #2), le profil sagittal rachidien n'influence pas le type de traumatismes observés, mais influence toutefois le site d'initiation, le patron et les caractéristiques géométriques de la fracture. Ainsi, que la vertèbre T11 soit libre ou contrainte, le profil sagittal rachidien exerce (à divers degrés) une influence sur les fractures vertébrales produites sous l'effet d'un chargement dynamique vertical.

Mais avant d'extrapoler les résultats de cette étude à des situations accidentologiques réelles, il convient d'en exposer ses principales limites. Premièrement, un segment thoracolombaire de trois vertèbres, dont les vertèbres crâniale (T11) et caudale (L1) ont été identifiées comme des corps rigides, a été exploité, contrairement à l'utilisation d'un plus long segment. Ce choix permet d'isoler et d'analyser l'effet du profil sagittal sur la vertèbre centrale et, dans un premier temps, de bien comprendre les mécanismes en jeu. La région thoracolombaire est l'une des régions les plus à risques de fractures (Leucht et al., 2009). Se trouvant entre la colonne thoracique, rigidifiée par la cage thoracique, et la colonne lombaire, plus mobile, cette région représente une zone de transition entre la lordose lombaire et la cyphose thoracique. La courbure de ce segment varie donc selon le morphotype du sujet (Roussouly et al., 2005) et sa posture, ce qui en fait un segment de choix dans l'analyse du profil sagittal rachidien. Les vertèbres de ce segment présentent toutefois des différences morphologiques le distinguant des vertèbres lombaires et thoraciques (orientation des facettes articulaires, présence de joints costo-vertébraux, etc.). Les conclusions tirées de cette étude pourraient donc être différentes si un autre segment avait été choisi.

Deuxièmement, aucune précharge, ni précontrainte, n'a été appliquée aux différents profils avant de les comprimer dynamiquement. À l'heure actuelle, il existe peu d'information sur l'intensité des contraintes internes du segment T11-L1 avant l'impact. Ces efforts résultent de plusieurs actions combinées (posture, contrôle musculaire, etc.), rendant difficile leur modélisation. Une fois ces efforts quantifiés, l'application d'un «follower load» serait une alternative à envisager dans les prochaines études, permettant ainsi de limiter les efforts de modélisation.

Finalement, le chargement et les conditions aux limites employées ne reproduisent pas nécessairement les conditions réelles se produisant lors d'un accident. Mais les conditions réelles s'appliquant au segment thoracolombaire sont peu connues en raison des difficultés à les mesurer

expérimentalement et numériquement (via des modèles humains complets). En appliquant à la vertèbre T11 des conditions aux limites avec et sans contraintes (CL1 et CL2), il est raisonnable de croire que les simulations permettent de reproduire approximativement l'effet d'inertie d'un tronc libre (ex. chute de haut), dans le cas des CL1, ou d'un tronc contraint par un système de retenue (ex. éjection d'un pilote d'avion), dans le cas des CL2. S'agissant du chargement, l'application d'une énergie d'impact fixe permet d'évaluer le type de fracture obtenue une fois l'énergie dissipée, ce qui est impossible lorsqu'un taux de déplacement constant est appliqué.

En dépit de ces quelques limites, les simulations ont permis de constater qu'en présence d'un chargement purement vertical, le profil sagittal rachidien a une influence significative sur les fractures vertébrales, en modifiant principalement l'orientation du chargement (ajout d'un moment de flexion ou d'extension à la compression initiale) et en modulant les interactions entre les différentes composantes vertébrales (intervention des facettes articulaires, par exemple). Cette combinaison d'actions offrirait une explication aux observations de Ewing et al. (1972) qui indiquent qu'en présence d'un chargement dynamique vertical, l'hyperextension de la colonne vertébrale permet d'augmenter sa résistance aux fractures.

7.2 Choc frontal automobile

Lors d'un choc frontal automobile, les traumatismes de la colonne vertébrale subis par les usagers du véhicule dépendent fortement du type de ceinture de sécurité (Ball et al., 2000). Par exemple, les ceintures 3-points (figure 7.4a) augmentent le risque de fractures par tassement (type A selon la classification AO) des niveaux thoraciques et lombaires alors que les ceintures sous-abdominales ou 2-points (figure 7.4b) augmentent le risque de fractures en flexion-distraction (type B) des niveaux thoracolombaires et lombaires. Répertoirees pour la première fois par Chance en 1948 et communément appelées «fracture de Chance», les fractures en flexion-distraction provoquées par le port d'une ceinture deux-points sont les plus instables et présentent un risque d'atteinte neurologique plus important. Le glissement du corps sous la ceinture au moment de l'impact et l'hyperflexion de la colonne lombaire autour de la ceinture, qui agit comme un véritable point de pivot, seraient les mécanismes lésionnels à l'origine de ce type de lésion (figure 7.4c).

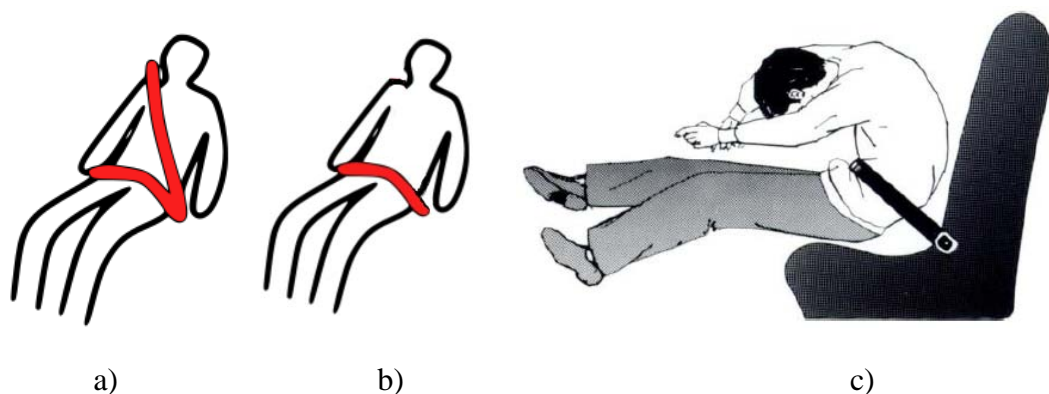


Figure 7.4: a) Ceinture de sécurité 3-points b) Ceinture de sécurité sous-abdominale ou 2-points c) Mécanismes à l'origine des fractures de Chance. Gumley et al. (1982). J Bone Joint Surg Br, 64(5), 520-525. ©1982 British Editorial Society of Bone and Joint Surgery. Reproduit avec permission.

Les simulations numériques de la section précédente ont montré qu'en présence d'un chargement purement vertical axé principalement en compression, le profil sagittal rachidien a une influence significative sur les traumatismes vertébraux. Compte tenu de la diversité de profils sagittaux adoptés par les automobilistes en position assise de conduite (Chabert et al., 1998), il serait intéressant d'exploiter de nouveau le modèle SM2S afin de répondre à la question suivante : quelle est l'influence du profil sagittal rachidien sur les traumatismes de la colonne vertébrale lors d'accidents automobiles impliquant des mécanismes de flexion-distraction (Q3) ?

7.2.1 Méthodes

Pour répondre à cette question de recherche, la première étape consiste à générer une série de profils sagittaux rachidiens en position assise de conduite automobile à partir du modèle SM2S. En effet, la géométrie initiale du modèle SM2S provient d'images CT-scan acquises en position de décubitus dorsal. Le profil sagittal du modèle géométrique original présente donc des courbures et angles intervertébraux typiques de sujets sains en position de décubitus dorsal (Kimura et al., 2001), tel que montré lors de la validation géométrique. La seconde étape consiste à appliquer des conditions aux limites et un chargement reproduisant de façon simplifiée un choc frontal automobile avoisinant les 70 km/h et à comparer les lésions vertébrales obtenues.

7.2.1.1 Modélisation d'une série de profils sagittaux rachidiens en position assise de conduite automobile

Pour modéliser une série de profils sagittaux en position assise de conduite, une méthodologie spécifique divisée en trois étapes distinctes a été développée (figure 7.5) :

1. Analyser de façon rétrospective les données expérimentales de Chabert et al. (1998) afin de cartographier par morphotype les profils sagittaux de sujets sains en position assise de conduite ;
2. Raffiner, valider et exploiter un mannequin anthropomorphe virtuel en position assise de conduite afin de compléter la cartographie établie ;
3. Générer une série de profils sagittaux à partir du modèle SM2S en s'appuyant sur les caractéristiques posturales des profils sagittaux décrits dans la cartographie.

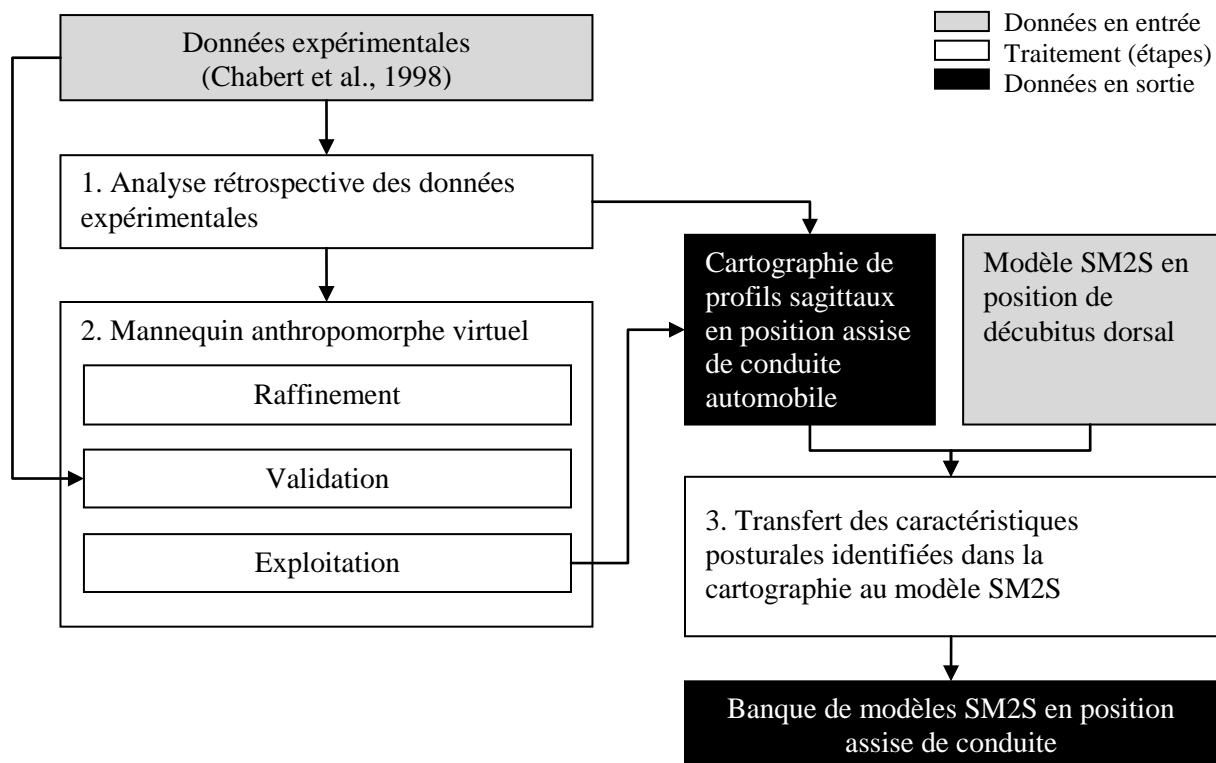


Figure 7.5: Méthodologie employée pour la génération d'une banque de modèles SM2S affichant divers profils sagittaux en position assise de conduite automobile.

La **première étape** consiste à analyser de façon rétrospective les données expérimentales issues de l'étude de Chabert et al. (1998) afin de dresser une cartographie (regroupement et classification) des profils sagittaux rachidiens en position assise de conduite. Rappelons que lors de cette étude, la pente sacrée et la lordose lombaire d'une cohorte de 20 sujets sains (11 hommes et 9 femmes, âgés de 24 à 53 ans) en position debout et en position assise de conduite automobile ont été mesurées sur des radiographies latérales. La position assise de conduite était obtenue en demandant à chaque sujet de s'asseoir dans un habitacle reproduisant l'intérieur d'un véhicule automobile européen de type Sedan. Chaque sujet devait alors adopter une position correspondant à sa position de conduite habituelle, en ajustant l'angle du dossier (de 0° à 45°) et la distance entre le siège et les pédales. L'angle de l'assise du siège était maintenu à 10°. Cette étude a notamment permis de caractériser expérimentalement le profil sagittal de sujets sains en position assise de conduite et de définir un profil sagittal moyen en position de conduite. Le profil sagittal était d'ailleurs caractérisé par un paramètre d'orientation, la pente sacrée et deux paramètres de forme, l'angle de courbure L1-S1 et l'angle maximal de lordose lombaire (mesurés selon la méthode de la bissectrice).

Une analyse rétrospective de ces données a donc été réalisée afin de grouper les principales caractéristiques des profils sagittaux et dresser une première cartographie de ces profils en position assise de conduite. D'abord, les profils sagittaux en position debout des sujets de l'étude ont été classifiés selon les 4 morphotypes normalement observés chez les sujets sains. Définis par Roussouly et al. (2005), ces morphotypes permettent de classifier les profils selon la pente sacrée, la position de l'apex et l'inclinaison de la courbure lombaire sagittale, l'angle de lordose lombaire maximal (mesuré selon la méthode de Cobb) et le nombre de vertèbres lordotiques, tel que décrit au tableau 7.5. Bien que les méthodes employées pour la mesure de l'angle de lordose maximale étaient différentes entre les études de Chabert et al. (1998) et Roussouly et al. (2005), aucune distinction n'a été faite lors de la classification des profils puisque quelques mesures prises sur des radiographies sagittales ont démontré une différence entre les deux méthodes inférieure à 3°.

Tableau 7.5: Caractéristiques posturales des profils sagittaux rachidiens au niveau lombaire en fonction du morphotype (adapté de Roussouly et al., 2005).

Type	Pente sacrée (moyenne ; plage)	Apex	Inclinaison de la courbure (°) moy. (plage)	Lordose maximale (°) moy. (plage)	Nombre de vertèbres lordotiques
1	< 35° (30° ; 21 à 35°)	Centre L5	-9 (-3 à -5)	52 (41 à 64)	4 (1.5 à 6)
2	< 35° (32° ; 28 à 35°)	Base L4	-5 (-1 à -9)	52 (44 à 58)	5 (4 à 7.5)
3	35° < PS < 45° (39°)	Centre L4	-6.5 (10 à -16)	61 (43 à 76)	4.5 (3 à 6.5)
4	PS > 45° (50° ; 45° à 66°)	Base L3	-2.5 (6 à -12)	71 (61 à 82)	5 (3.5 à 6)

Une fois classifiés, les profils sagittaux des sujets en position assise de conduite ont été reportés sur un graphique représentant l'angle de courbure L1-S1 en fonction de la pente sacrée, de façon à caractériser ces profils par morphotype. Une première cartographie de profils sagittaux en position assise de conduite automobile a ensuite été créée en regroupant les profils sagittaux autour de profils sagittaux de référence. Ces profils de référence présentent une pente sacrée et un angle de courbure lombaire s'incrémentant de 8°, offrant ainsi une série de profils discrets qui seront utilisés pour évaluer l'influence du profil sagittal sur les traumatismes de la colonne vertébrale. Ainsi, un profil est associé à un profil de référence lorsque sa pente sacrée et son angle de courbure L1-S1 sont à l'intérieur des bornes définies par incrément de $[0-]8^\circ \pm 4^\circ$.

La **seconde étape** consiste à raffiner, valider et exploiter un mannequin virtuel anthropomorphe en position assise de conduite automobile. Cette étape a été réalisée puisque la cartographie établie à l'étape précédente reflète seulement les conditions expérimentales dans lesquelles les profils sagittaux ont été radiographiés. Par conséquent, cette cartographie n'offre qu'une représentation limitée de l'ensemble des profils sagittaux adoptés en position de conduite automobile. Par exemple, la cartographie n'inclut pas les profils adoptés dans des sièges fortement inclinés (angles d'assise et de dossier de 45°, par exemple), tels que ceux employés en sport automobile. De plus, elle n'inclut qu'un seul cas présentant une morphologie sagittale rachidienne de type 2. Dans ce contexte, comment obtenir une banque exhaustive de profils sagittaux rachidiens en position assise de conduite? La réalisation d'une étude expérimentale complémentaire à celle de Chabert et al. (1998) serait une option possible, mais exigerait des moyens financiers et des temps de réalisation importants (demandes aux divers comités d'éthique institutionnels, fabrication du montage, recrutement des sujets, etc.).

En proposant un mannequin anthropométrique humain couplé à un environnement virtuel simulant l'intérieur d'un véhicule automobile, le logiciel CATIA v5 r19 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) offre une solution à ce problème. En effet, le module «Vehicle Occupant Accomodation» du logiciel permet de simuler la configuration intérieure d'un véhicule automobile selon la norme SAE J1100 (figure 7.6a) et de prédire la position assise de conduite du mannequin en fonction de paramètres tels que l'angle du dossier (angle entre le dossier et la verticale), l'angle de l'assise (angle entre l'assise et l'horizontal), la distance entre le siège et les pédales, etc. La prédiction de la posture est basée sur deux méthodes de calcul distinctes, chaque méthode résultant en une position différente. La première méthode, dite «cascade», utilise des équations de régression partant des chevilles et des yeux pour positionner le mannequin. La seconde méthode, dite «optimisation», recherche l'angle le plus confortable (basée sur une minimisation des efforts) pour positionner le mannequin.

Le mannequin anthropomorphe SAFEWORK intégré au logiciel CATIA v5 r19 (figure 7.6b) offre pour sa part la possibilité de modéliser de façon réaliste l'anatomie et le comportement cinématique d'un homme ou d'une femme du 5^{ième}, du 50^{ième} ou du 95^{ième} percentile de différentes populations (canadienne, américaine, européenne, etc.). Le squelette du modèle est composé d'une centaine d'éléments filaires indépendants et de 148 degrés de liberté (figure 7.6c). La colonne vertébrale thoracique et lombaire est entre autre composée de 17 éléments filaires poly-articulées représentant les 17 vertèbres (de T1 à L5) et leur disque intervertébral sous-jacent (figure 6.7d). Le sacrum est également représenté par un élément filaire.

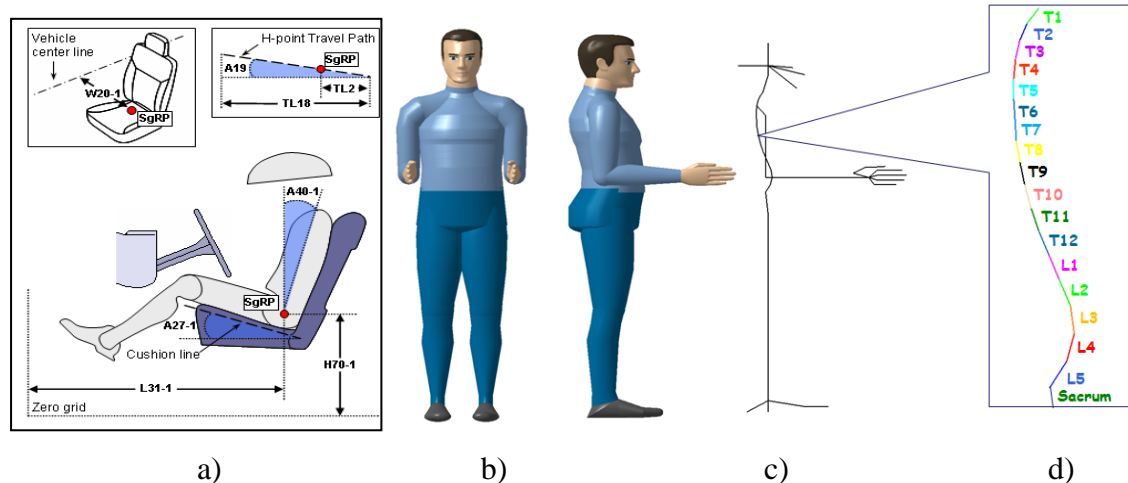
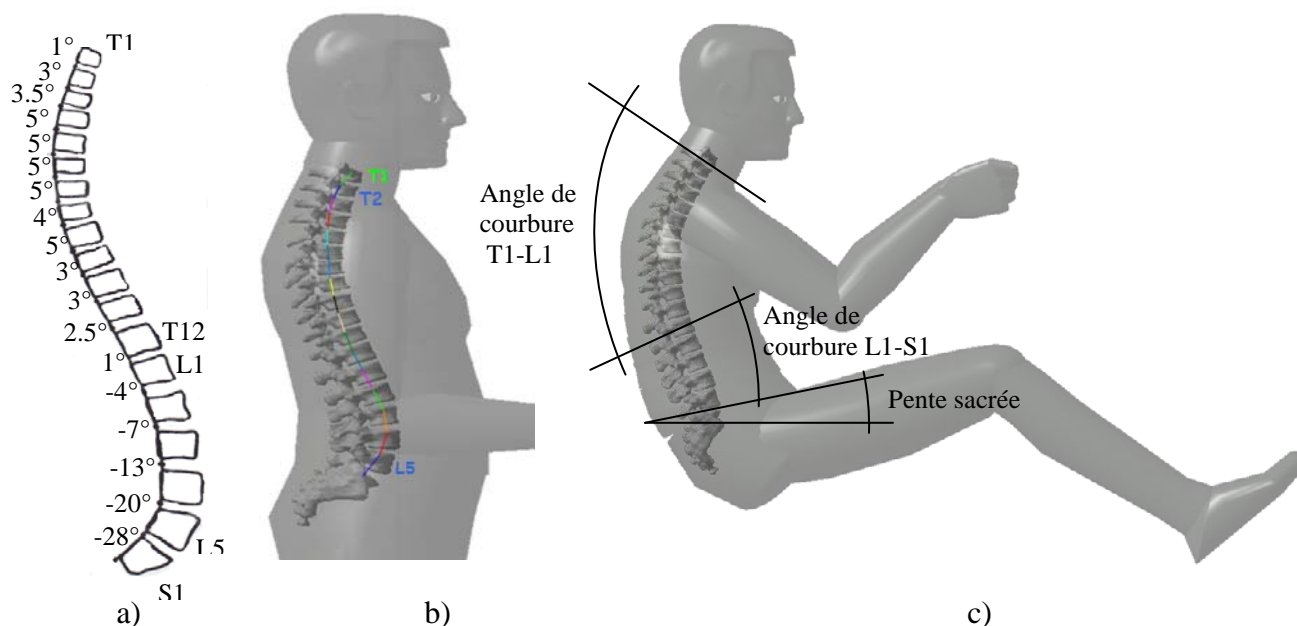


Figure 7.6: Module «Vehicle Occupant Accommodation» du logiciel CATIA v5 r19 simulant la configuration intérieure d'un véhicule automobile selon la norme SAE J1100 b) Mannequin anthropomorphe validé Safework c) Représentation filaire du squelette du mannequin anthropomorphe d) Représentation filaire de la colonne vertébrale T1-Sacrum du mannequin.

Le mannequin anthropomorphe a été raffiné afin de lui intégrer une représentation géométrique des vertèbres et du sacrum et ainsi, mesurer la pente sacrée et les angles de courbure thoracique et lombaire des profils sagittaux prédits. Ce raffinement a été apporté puisque ne connaissant pas la relation entre l'élément filaire et la géométrie de la vertèbre et du sacrum, les représentations filaires des vertèbres ne permettent pas de caractériser le profil sagittal de la colonne vertébrale du mannequin via la pente sacrée et les angles de courbure thoraciques et lombaires. Pour ce faire, les caractéristiques morphologiques et ethniques du mannequin ont été choisies pour correspondre à celles du modèle SM2S, dont le modèle géométrique est issu d'un européen près du 50^{ième} percentile. Les vertèbres et le sacrum du modèle filaire du mannequin anthropométrique ont été couplés aux modèles surfaciques 3D des vertèbres et du sacrum de SM2S, en positionnant le centre des plateaux supérieurs des vertèbres et du sacrum de SM2S aux extrémités des éléments filaires correspondants. Les vertèbres et le sacrum ont ensuite été orientées de sorte à reproduire le profil sagittal moyen (pente sacrée et angle intervertébraux) de 102 sujets sains en position debout (Bernhardt & Bridwell, 1989) (figure 7.7a), qui correspond à une morphologie sagittale rachidienne de type 3. Cette opération permet "d'habiller" les modèles filaires de la

colonne vertébrale et du sacrum du mannequin (figure 7.7b) et ainsi, de mesurer l'orientation et la forme du profil sagittal de sa colonne vertébrale en position debout et en position assise de conduite automobile (figure 7.7c). Une fois habillée, les éléments filaires peuvent-être aisément modifiés afin de représenter différents morphotypes.



similaire à la configuration ($\theta_{\text{DOSSIER}} = 15^\circ, 20^\circ$ ou 25° ; $\theta_{\text{ASSISE}} = 15^\circ$) utilisée expérimentalement (figure 7.8). Les paramètres posturaux comparés sont la pente sacrée et l'angle de courbure L1-S1 en position assise de conduite pour chacun des morphotypes ainsi que la moyenne des variations d'angles intervertébraux (pour les mannequins de type 3 seulement), d'angles de courbure L1-S1 et de pentes sacrées (aussi appelée bascule du bassin) lors de la transition debout-assis.

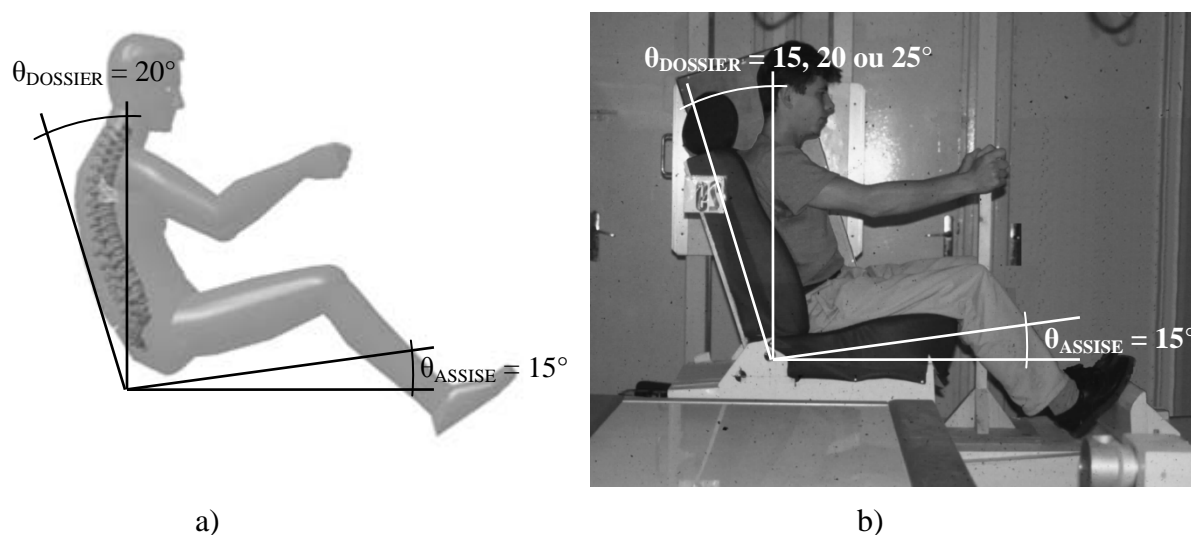


Figure 7.8: Configurations des intérieurs de véhicule utilisées pour la validation des profils sagittaux du mannequin a) Configuration virtuelle b) Configuration expérimentale utilisée dans l'étude de Chabert et al. (1998). Adaptée de L. Chabert, "Caractérisation géométrique d'un occupant en configuration de conduite automobile," Ph.D., Université de la Méditerranée – Aix Marseilles II, Marseille, France, 1998. Reproduit avec permission.

Suite à la validation, 54 profils sagittaux en position assise de conduite ont été générés à partir du mannequin. Ces profils ont été obtenus en faisant varier l'angle du siège (5° , 25° et 45°), l'angle du dossier (5° , 25° et 45°) et la méthode de calcul du positionnement (cascade et optimisation) sur chacun des 3 morphotypes (1, 3 et 4). Pour tous les profils, la distance entre les pédales et les hanches du mannequin a été fixée entre 1100 et 1200 mm. Plusieurs paramètres ont été extraits des profils soient la pente sacrée, les angles de courbure L1-S1 et T1-L1 (mesurés selon la méthode des bissectrices), la lordose maximale, le nombre de vertèbres lordotiques et la cyphose maximale. Rappelons que par convention, une pente sacrée positive indique une bascule

antérieure du bassin alors qu'un angle de courbure rachidienne positif indique une lordose du segment de colonne vertébrale. Les profils ainsi générés ont été finalement ajoutés à la cartographie établie précédemment.

La **troisième étape** consiste à transférer les paramètres posturaux (pente sacrée et angles de courbure lombaire et thoracique dans le plan sagittal) mesurés sur le mannequin anthropomorphe en position assise de conduite au modèle SM2S. Cette étape a été réalisée en deux sous-étapes. La première sous-étape consiste à calculer les angles globaux et locaux de rotation à appliquer au modèle SM2S dans le plan sagittal pour obtenir les paramètres posturaux du profil visé. Trois angles de rotation doivent être calculés, soient :

- 1) L'angle de rotation globale (ϕ_{GLOBAL}) permettant d'orienter le modèle SM2S dans l'espace. Cet angle de rotation est obtenu en soustrayant la pente sacrée du profil visé à la pente sacrée du profil SM2S dans sa position originale. Cet angle est global puisqu'il est appliqué au modèle complet.
- 2) L'angle de rotation locale (ϕ_{LOMBAIRE}) permettant d'obtenir une courbure lombaire sagittale identique à celle du profil visé. Cet angle de rotation est obtenu en soustrayant l'angle de lordose maximal du profil visé à l'angle de lordose du segment lombaire correspondant du modèle SM2S. Ici, l'angle de lordose maximal est employé contrairement à l'angle L1-S1 afin de s'assurer que le passage de la lordose lombaire vers la cyphose thoracique soit bien localisé. Cet angle est local puisqu'il ne sera appliqué qu'au segment lombaire de la colonne vertébrale.
- 3) L'angle de rotation locale ($\phi_{\text{THORACIQUE}}$) permettant d'obtenir une courbure thoracique identique à celle du profil visé. Cet angle de rotation est obtenu en soustrayant l'angle de cyphose maximal du profil visé à l'angle de courbure du segment thoracique correspondant du modèle SM2S. Cet angle est local puisqu'il ne sera appliqué qu'au segment thoracique de la colonne vertébrale.

La deuxième sous-étape consiste à appliquer au modèle SM2S les rotations calculées à la première étape (figure 7.9). La première rotation appliquée est la rotation rigide du modèle

complet, d'un angle ϕ_{GLOBAL} . Cette rotation est appliquée sur l'ensemble de la colonne vertébrale, dans le plan sagittal (plan YZ), autour du centre de l'acétabulum du bassin, dans le logiciel de modélisation Hypermesh v.10 (Altair Inc., Troy, MI, USA). Comme la rotation est rigide, aucune simulation n'est requise pour l'effectuer. La seconde rotation, d'un angle ϕ_{LOMBAIRE} , vise à déformer le modèle SM2S en vue d'obtenir la courbure lombaire visée. C'est pourquoi une simulation s'impose. Cette simulation consiste à appliquer une vitesse de rotation lente de 0.2 °/ms à la vertèbre craniale définissant l'angle de lordose lombaire maximal du profil visé et ce, en maintenant le sacrum fixe et jusqu'à ce que l'angle ϕ_{LOMBAIRE} soit atteint (figure 7.9). Pour réduire le temps de simulation, tous les éléments osseux du modèle sont alors définis comme des corps rigides. La dernière rotation, d'un angle de $\phi_{\text{THORACIQUE}}$, vise à déformer le modèle SM2S en vue d'obtenir la courbure thoracique visée. Pour ce faire, une vitesse de rotation de 2 °/ms est appliquée à la vertèbre craniale définissant l'angle de cyphose maximal du profil visé et ce, en maintenant fixe la vertèbre proximale et jusqu'à ce que l'angle $\phi_{\text{THORACIQUE}}$ soit atteint. Les simulations ont été réalisées via le solveur explicite et dynamique RADIOSS v. 10 (Altair Inc., Troy, MI, USA).

Les déformations appliquées au modèle (via des rotations successives) permettent de reproduire les courbures lombaires et thoraciques du profil visé. Appliquées à la vertèbre craniale du segment définissant l'angle de lordose maximal ou de cyphose maximal, elles permettent aux structures vertébrales adjacentes de s'adapter librement à la sollicitation, contrairement à l'application de rotations intervertébrales, qui forcerait les vertèbres à adopter une orientation spécifique qui ne tiendrait pas compte des propriétés géométriques et mécaniques du modèle. Dans le cadre de cette étude, seul l'effet de la géométrie des différents profils a été évalué. En effet, les contraintes générées dans les tissus mous du modèle suite à l'application des rotations n'ont pas été conservées lors des simulations.

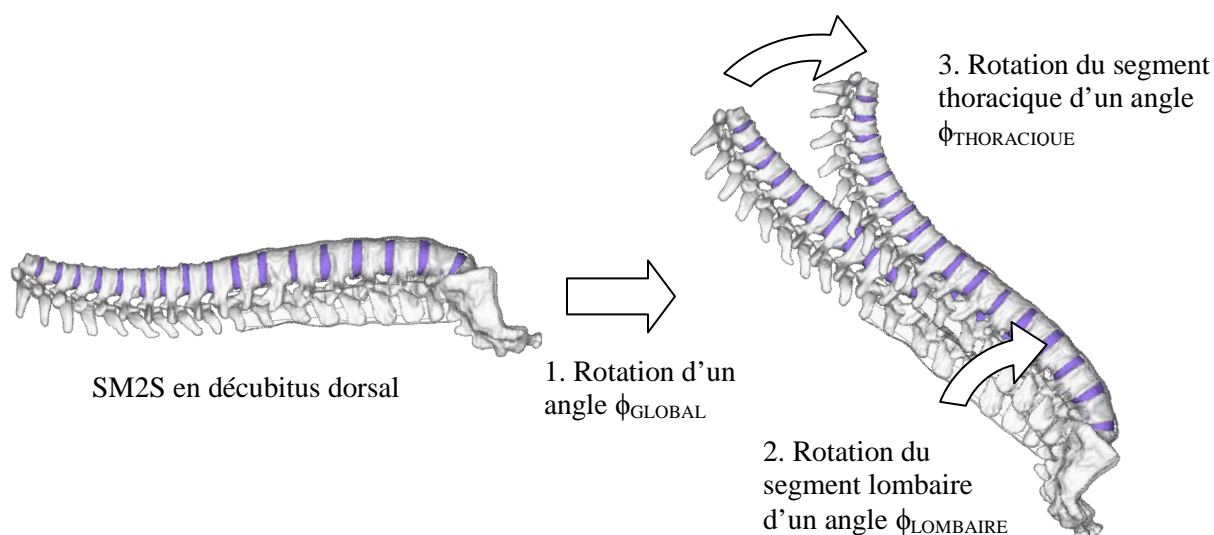


Figure 7.9: Transfert des paramètres posturaux en position assise de conduite au modèle SM2S

7.2.1.2 Conditions aux limites et chargement

Pour évaluer l'influence du profil sagittal de la colonne vertébrale sur le type de traumatismes rachidiens se produisant lors d'un accident impliquant des mécanismes en flexion-distraction, un chargement et des conditions aux limites simulant de façon simplifiée un choc frontal automobile à 70 km/h ont été appliquées aux différents profils du modèle SM2S en position assise de conduite. Ces conditions ont été estimées à partir de l'étude expérimentale de Lopez-Valdes et al. (2010) dans laquelle la cinématique de la colonne vertébrale de sujets cadavériques en position assise de conduite a été mesurée dans le plan sagittal lors de chocs frontaux automobiles à 9 et à 40 km/h avec ceinture de sécurité.

Par le biais d'une régression linéaire, ces données cinématiques ont permis d'estimer qu'à un impact de 70 km/h, le centre de masse du haut du tronc, localisé à 4 cm devant le centroïde du segment T7-T8 (Pearsall et al., 1996), parcourt une distance horizontale d'environ 565 mm sur une durée d'environ 90 ms. En supposant une décélération constante (ce qui n'est pas nécessairement le cas dans la réalité), il est possible de parcourir cette distance en appliquant au centre de masse du tronc une vitesse initiale de 12.4 m/s.

Pour simuler l'effet de la cage thoracique et pour appliquer le chargement au centre de masse du haut du tronc, les vertèbres T1 à T10 ont été remplacées par un corps rigide unique composé des vertèbres T8 à T10 (figure 7.10). Le nœud maître du corps rigide a ensuite été positionné au centre de masse du haut du tronc et une vitesse initiale de 12.4 m/s dans la direction horizontale a été appliquée sur le nœud maître. L'absence de la cage thoracique a donc été représentée par le biais d'un corps rigide, signifiant ainsi que cette étude ne considère que les traumatismes des régions thoracolombaire et lombaire (de T11 à L5).

Pour simuler la ceinture de sécurité sous-abdominale, tous les degrés de liberté du sacrum ont été fixés via un corps rigide, simulant ainsi un encastrement (figure 7.10). Cette condition aux limites néglige le déplacement et la rotation du sacrum pouvant se produire au moment de l'impact. Selon Lopez-Valdes et al. (2010), la course horizontale du sacrum serait d'environ 60 mm en présence de la ceinture sous-abdominale. Toutefois, aucune information n'a été répertoriée sur la rotation du sacrum. L'effet de la sangle thoracique de la ceinture de sécurité n'a pas été simulé, ce qui suppose qu'une vitesse initiale de 12.4 m/s a été appliquée sans reproduire la cinématique décrite par Lopez-Valdes et al. (2010).

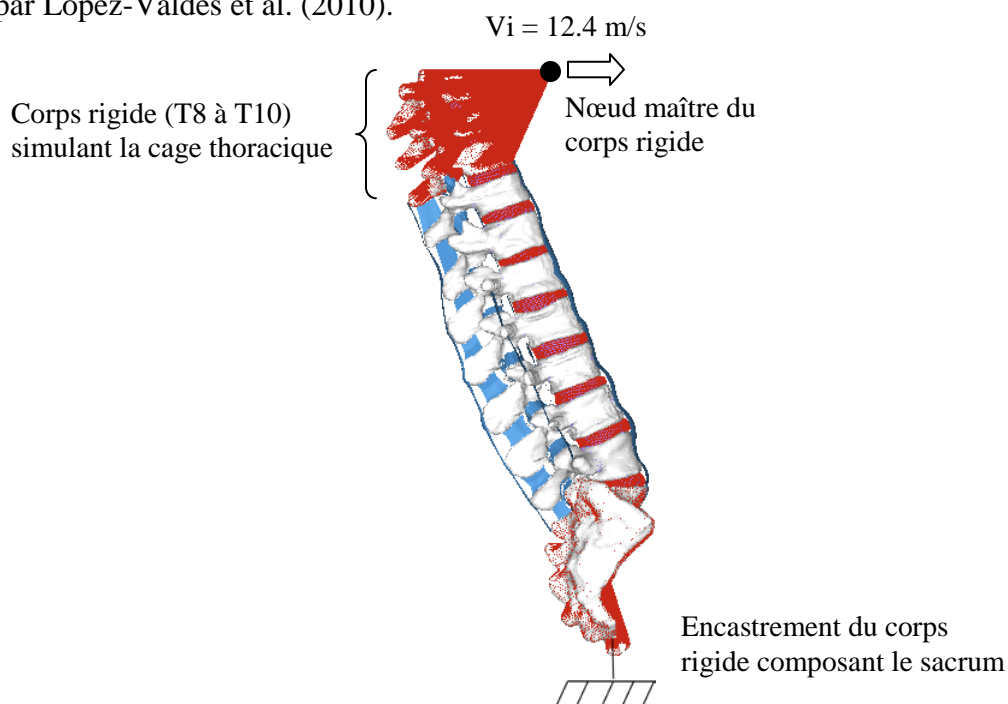


Figure 7.10: Chargement et conditions limites simulant de façon simplifiée un choc frontal à une vitesse de 70 km/h avec une ceinture de sécurité sous-abdominale seulement.

Deux séries de simulations ont été réalisées afin d'évaluer l'effet du poids du haut du corps en l'absence du système musculaire et des tissus environnants :

- Série #1 (S1) – sans le poids du haut du tronc : cette première série de simulation néglige le poids du haut du tronc.
- Série #2 (S2) – avec le poids du haut du tronc : cette seconde série de simulation considère le poids du haut du tronc, estimé selon Pearsall et al. (1995) à environ 18.5% du poids du corps, soit 13.9 kg pour un individu du 50^{ième} percentile européen.

Idéalement, une évaluation exhaustive du profil sagittal nécessiterait que l'ensemble des profils établis dans la cartographie soit simulé et comparé. Toutefois, pour réduire les temps de simulation, une sélection des profils a été réalisée en considérant que certains des profils cartographiés ne sont jamais, voire très rarement, adoptés par un homme du 50^{ième} percentile. Ainsi, tous les profils sélectionnés ont été simulés selon S1. Une partie de ces profils a ensuite été simulée selon S2. Les propriétés mécaniques du modèle sont celles employées dans l'article #4.

Pour des fins de concision, seuls les traumatismes, décrits selon la classification AO de Magerl et al. (1994), ont été extraits de chaque simulation dans le cadre de cette étude.

7.2.2 Résultats

7.2.2.1 Analyse rétrospective des données expérimentales de Chabert et al. (1998)

Des 20 sujets radiographiés, 10 sujets présentent des profils sagittaux rachidiens de type 3 (50%), 6 de type 4 (30%) et 4 de type 1 ou 2 (20%) (tableau 7.6).

Tout comme en position debout, les sujets avec un profil de type 4 présentent en position assise de conduite une pente sacrée et une lordose lombaire plus élevées que les autres types ($p < 0.05$) (tableau 7.7 et figure 7.11). Toutefois, aucune différence significative n'est observée entre les profils sagittaux rachidiens des sujets de type 3 et ceux de type 1 ou 2.

Tableau 7.6: Classification des sujets en fonction de leur morphotype (en gras). Les paramètres posturaux en position debout et assise de conduite sont tirés de Chabert et al. (1998).

Sujet	Position debout					Position assise de conduite			
	Pente sacrée (°)	Angle L1-S1 (°)	Lordose max. (°)	Nbre de vertèbres lordotiques	Type	Pente sacrée (°)	Angle L1-S1 (°)	Lordose max. (°)	Nombre de vertèbres lordotiques
1	26.0	47.4	47.4	5	1 ou 2	-15.8	6.8	11.6	2
2	44.9	61.9	61.9	5	3	-10.6	10.2	13.2	3
3	38.9	66.7	66.7	5	3	-27.9	9.9	20.3	2
4	65.6	88.6	88.6	5	4	21.7	48.2	48.2	5
5	31.1	52.1	58.2	6	1 ou 2	-33.5	-10.2	14	1
6	49.5	67.4	74.0	6	4	-1.7	27.0	30.8	3
7	40.9	70.8	72.3	4	3	-25.1	2.4	23.5	2
8	54.3	76.5	79.5	6	4	-3.3	19.2	22.1	2
9	38.0	58.0	61.3	6	3	-10.8	11.2	18.9	2
10	36.6	62.8	62.8	5	3	-23.4	-0.7	14.4	1
11	50.0	66.5	69.7	6	4	-15.0	3.9	9.1	1
12	42.8	66.7	69.4	6	3	-16.0	17.9	21.9	3
13	46.6	73.8	75.7	6	4	5.1	28.4	36.5	3
14	36.2	52.9	52.9	5	3	-20.9	0.6	5.2	1
15	30.9	64.8	67.2	6	1 ou 2	-12.7	12.5	21.1	3
16	39.0	57.2	59.3	6	3	-24.4	-10.9	3.7	2
17	44.1	62.1	64.9	7	3	-27.0	4.3	7.4	2
18	63.3	92.4	92.4	5	4	-12.4	20.8	25.1	2
19	32.8	66.6	66.6	5	1 ou 2	-20.5	7.6	11.9	4
20	41.0	68.3	69.8	6	3	-16.8	8.2	12.6	2

Tableau 7.7: Valeurs des paramètres posturaux de sujets sains en position assise de conduite en fonction du morphotype (moyenne \pm écart-type)

Type	n	Pente sacrée (°)	Angle L1-S1 (°)	Lordose maximale (°)
1 & 2	4	-20.6 \pm 9.2	4.2 \pm 9.9	14.7 \pm 4.4
3	10	-20.3 \pm 6.4	5.3 \pm 8.0	14.1 \pm 7.0
4	6	-0.9 \pm 13.3*	24.6 \pm 14.5*	28.6 \pm 13.3*

*Différence significative par rapport aux autres types avec $p < 0.05$ (Test de Student)

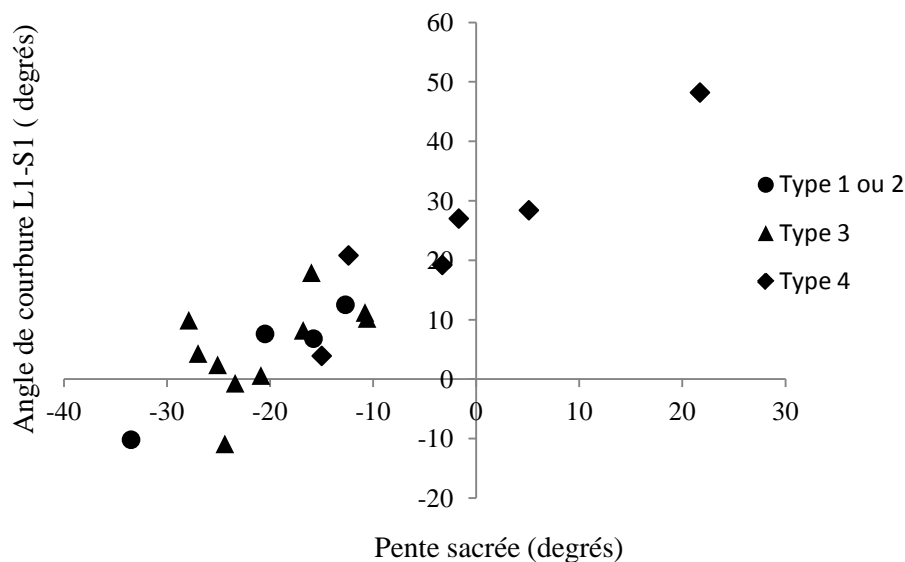


Figure 7.11: Répartition des paramètres posturaux de sujets sains en position assise de conduite en fonction du morphotype.

Au passage de la position debout à la position assise de conduite, la bascule postérieure du sacrum de tous les profils est quasi-intégralement transmise au segment L1-S1 (figure 7.12), causant ainsi une diminution de la lordose lombaire et du nombre de vertèbres lordotiques. Ainsi, dans la majorité des cas, la cyphose thoracique inclut une ou plusieurs vertèbres lombaires, déplaçant ainsi la lordose maximale aux vertèbres lombaires inférieures (L3 à L5). L'angle de courbure L1-S1 est toutefois utilisé comme base de comparaison puisque cet angle a été mesuré sur tous les sujets et permet de comparer les courbures lombaires sur un même segment.

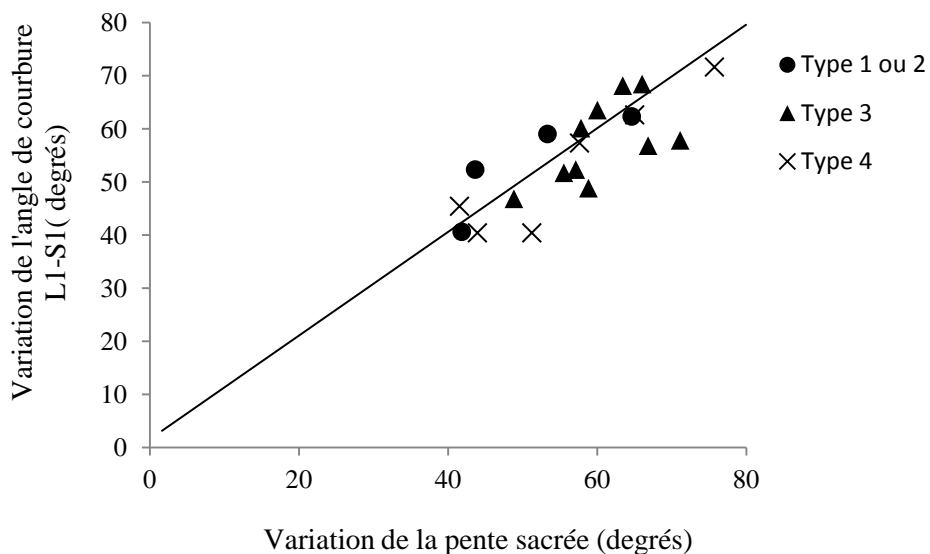


Figure 7.12: Variation de l'angle de courbure L1-S1 en fonction de la variation de pente sacrée (bascule du sacrum) lors du passage de la position debout à la position assise de conduite. La ligne droite représente le cas où la totalité de la bascule du sacrum est reprise par le segment lombaire L1-S1.

Le tableau 7.8 présente une distribution des profils sagittaux des sujets sains obtenue en groupant chacun des profils autour de profils de référence dont la pente sacrée et l'angle de courbure L1-S1 augmentent par incréments de $8^\circ \pm 4^\circ$. Les carreaux gris foncés représentent des combinaisons de pente sacrée et d'angle de courbure L1-S1 observées chez au moins un des sujets. Le code à l'intérieur des carreaux représente le numéro du sujet (SXX, où XX représente l'identifiant du sujet) ainsi que son morphotype (● = type 1 ou 2 ; ▲ = type 3 ; ◆ = type 4). Ce tableau agit donc comme une véritable «cartographie» permettant de classer et d'identifier rapidement les profils sagittaux de la colonne vertébrale typiquement adoptés par une cohorte de sujets sains en position assise de conduite.

Tableau 7.8: Cartographie des profils sagittaux en fonction de la pente sacrée et de l'angle de courbure L1-S1 mesurés sur des sujets sains en position assise de conduite*.

Angle de courbure L1-S1 (°)	Pente sacrée (°)						
	-32 (-28 à -36 incl.)	-24 (-20 à -28 incl.)	-16 (-12 à -20 incl.)	-8 (-4 à -12 incl.)	0 (4 à -4 incl.)	8 (4 à 12 incl.)	16 (12 à 20 incl.)
48 (44 à 52 incl.)							S4 (♦)
40 (36 à 44 incl.)							
32 (28 à 36 incl.)							
24 (20 à 28 incl.)				S18 (♦)	S6 (♦)	S13 (♦)	
16 (12 à 20 incl.)			S12 (▲)		S8 (♦)		
8 (4 à 12 incl.)		S19 (●), S3 (▲), S17 (▲)	S1 (●), S3 (▲)	S15 (●), S2 (▲), S9 (▲)			
0 (-4 à 4 incl.)		S7 (▲), S10 (▲), S14 (▲)	S11 (♦)				
-8 (-12 à -4 incl.)	S5 (●)	S16 (▲)					

*Le code SXX représente l'identifiant du sujet alors que le symbole entre parenthèses représente son morphotype (● = type 1 ou 2, ▲ = type 3, ♦ = type 4). Les carreaux gris représentent des combinaisons de pente sacrée et d'angle de courbure L1-S1 affichées par au moins un des sujets.

7.2.2.2 Validation du mannequin

Pour tous les morphotypes, les profils sagittaux de la colonne vertébrale prédits par le mannequin sont à l'intérieur des plages de données expérimentales mesurées sur les sujets sains (figure 7.13) et ce, peu importe la méthode de calcul (cascade ou optimisation).

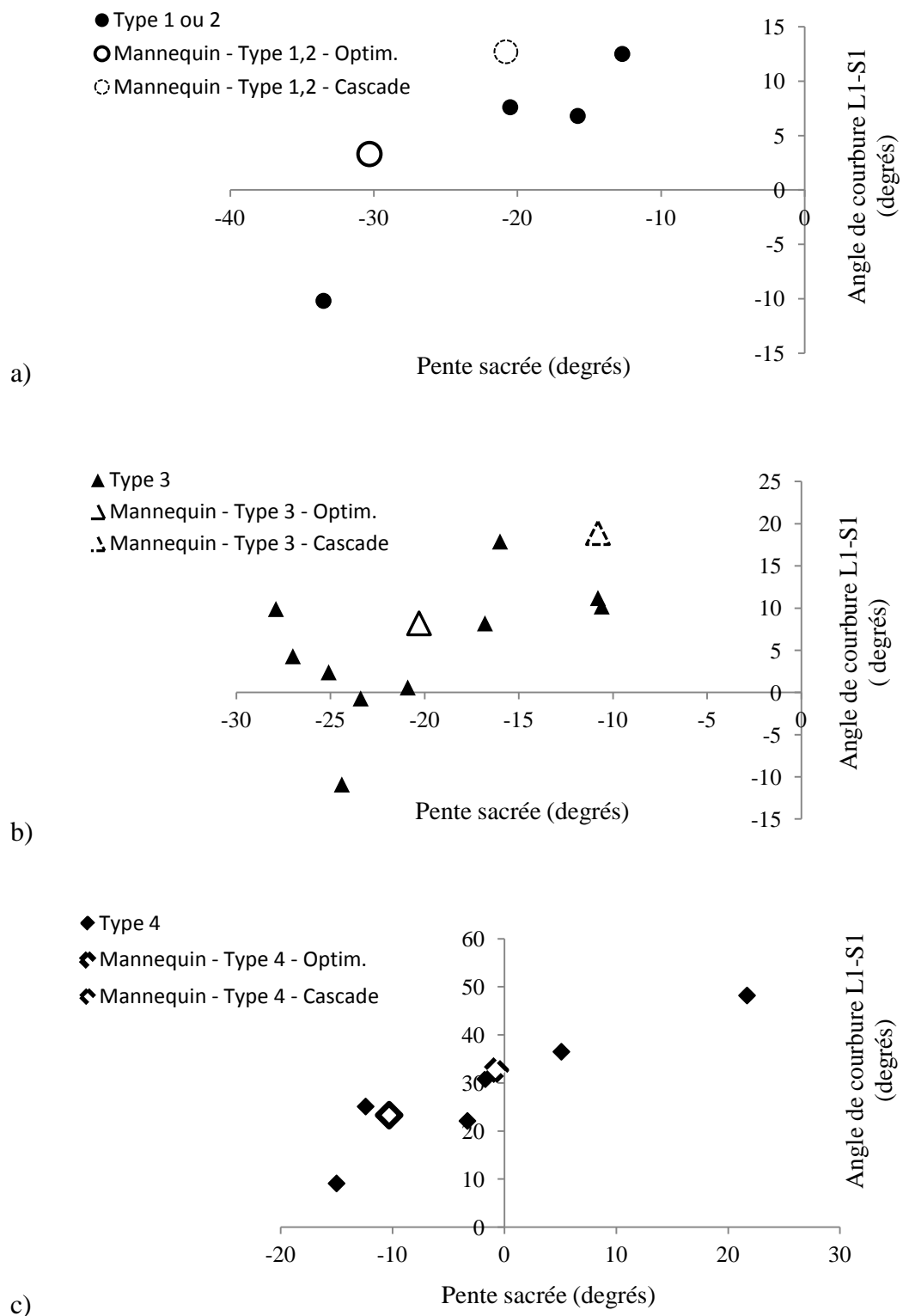


Figure 7.13: Profils sagittaux prédits par le mannequin et observés expérimentalement
 a) Morphologie de type 1 ou 2 b) Morphologie de type 3 c) Morphologie de type 4.

De plus, comme pour les sujets sains, la quasi-intégralité de la bascule postérieure du sacrum du mannequin est reprise par le segment lombaire L1-S1 (figure 7.14).

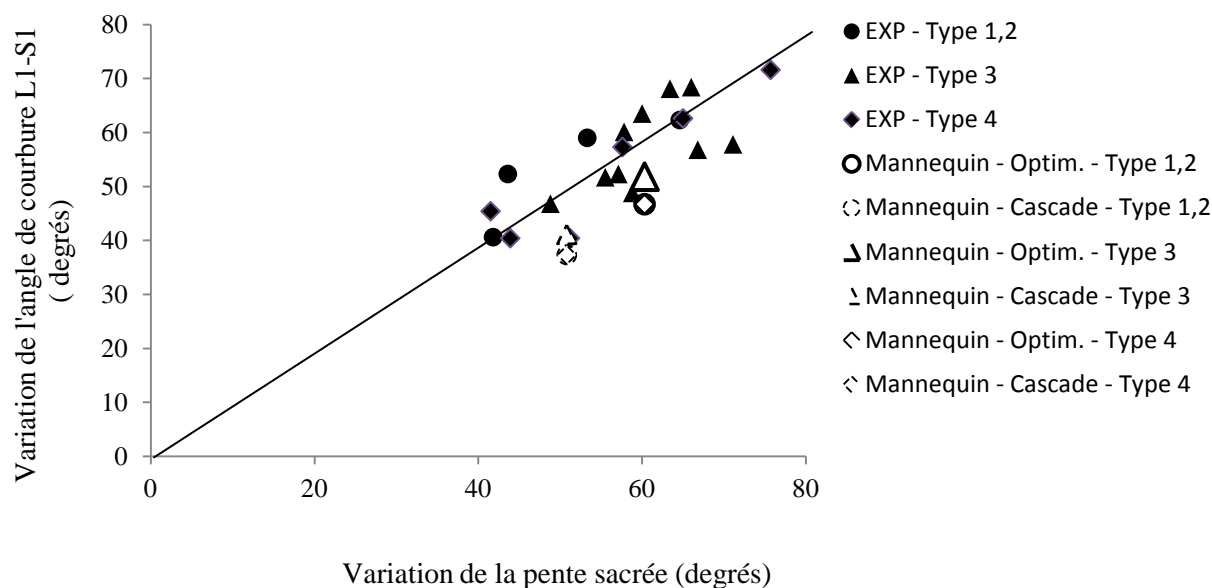


Figure 7.14: Variation de l'angle de courbure L1-S1 en fonction de la variation de pente sacrée (bascule du sacrum) lors du passage de la position debout à la position assise de conduite. La ligne droite représente le cas où la totalité de la bascule du sacrum est reprise par le segment lombaire L1-S1.

Globalement, les variations moyennes d'angles intervertébraux des mannequins (type 3) sont en accord avec les variations observées expérimentalement lors du passage de la position debout vers la position assise de conduite (tableau 7.9). Seules les variations angulaires des niveaux inférieurs (L4-L5 et L5-S1) s'éloignent légèrement des plages de valeurs expérimentales. En effet, les variations angulaires maximales se situent au niveau L5-S1 pour le mannequin alors qu'elles se situent au niveau L4-L5 chez les sujets sains.

Tableau 7.9: Variation des angles intervertébraux lors du passage de la position debout à la position assise de conduite

Niveau	Mannequins (type 3)	Chabert et al. (1998)
T10-T11	2°	0.7° ± 0.7°
T11-T12	3°	2.2° ± 2.5°
T12-L1	7°	4.4° ± 3.3°
L1-L2	6°	6.2° ± 2.3°
L2-L3	7.9°	11.6° ± 3.9°
L3-L4	8.9°	12.8° ± 3.3°
L4-L5	10°	16.5° ± 6.9°
L5-S1	16.7°	6.9° ± 6.4°

7.2.2.3 Exploitation du mannequin

Le tableau 7.10 présente les caractéristiques posturales des 54 profils rachidiens obtenus du mannequin. En mode optimisation, une variation de 20° de l'angle de l'assise engendre une modification de la pente sacrée du mannequin de 8° et ce, peu importe l'angle du dossier (5°, 25° ou 45°) ou le morphotype du profil (1, 3, ou 4). Cette variation de l'angle de l'assise engendre une modification de l'angle de courbure L1-S1 du mannequin pouvant varier entre 0° et 24° selon l'angle du dossier et le morphotype. Pour sa part, une variation de 20° de l'angle du dossier engendre une variation de l'angle de courbure L1-S1 du mannequin pouvant varier entre 0° et 60°, mais n'a aucune influence sur la pente sacrée.

En mode cascade, une variation de 20° de l'angle de l'assise influence très légèrement la pente sacrée (< 4°), et engendre une modification de l'angle de courbure L1-S1 variant de seulement 6° à 8°. De même, une variation de 20° de l'angle du dossier influence peu la pente sacrée (< 3°) et l'angle de courbure L1-S1 (< 4°). Tant pour le mode cascade que le mode optimisation, une variation des angles d'assise et du dossier influence peu l'angle de courbure T1-L1, qui varie de seulement 0° à 10° pour l'ensemble des positions (moins de 1° par unité fonctionnelle). Les profils du tableau 7.10 présentant des paramètres posturaux similaires à un des profils ont été barrés. Deux profils sont jugés similaires lorsqu'une différence de moins de 2° est observée au niveau de la pente sacrée et de l'angle de courbure L1-S1.

Tableau 7.10: Caractéristiques de l'intérieur du véhicule et profil sagittal correspondant selon le morphotype du mannequin

Type	Profil	Caractéristiques du véhicule			Paramètres posturaux du profil						Note
		θ_{DOSSIER} (°)	θ_{ASSISE} (°)	Méthode de calcul	Pente sacrée (°)	Angle L1-S1 (°)	Lordose maximale (°)	Nbre de vertèbres lordotiques	Angle T1-L1 (°)	Cyphose maximale (°)	
1	1	5	5	Optim.	-26	-22	Aucune	Aucune	-53	-75	-
	2	5	25	Optim.	-34	-31	Aucune	Aucune	-53	-84	-
	3	5	45	Optim.	-42	-40	Aucune	Aucune	-53	-93	-
	4	25	5	Optim.	-26	7	12	3	-49	-55	-
	5	25	25	Optim.	-34	-4	6	3	-54	-62	-
	6	25	45	Optim.	-42	-16	1	1	-54	-70	-
	7	45	5	Optim.	-26	37	37	5	-47	-47	-
	8	45	25	Optim.	-34	25	25	5	-46	-46	-
	9	45	45	Optim.	-42	13	16	3	-47	-51	-
	10	5	5	Cascade	-20	13	13	5	-48	-48	-
	11	5	25	Cascade	-21	13	13	5	-46	-46	≈ 10
	12	5	45	Cascade	-22	14	14	5	-45	-45	≈ 10
	13	25	5	Cascade	-20	13	13	5	-48	-48	= 10
	14	25	25	Cascade	-21	13	13	5	-46	-46	≈ 10
	15	25	45	Cascade	-22	14	14	5	-45	-45	≈ 10
	16	45	5	Cascade	-20	13	13	5	-48	-48	= 10
	17	45	25	Cascade	-21	13	13	5	-46	-46	≈ 10
	18	45	45	Cascade	-22	14	14	5	-45	-45	≈ 10
3	19	5	5	Optim.	-16	8	10	3	-48	-55	-
	20	5	25	Optim.	-24	8	10	3	-48	-55	-
	21	5	45	Optim.	-32	8	10	3	-48	-55	-
	22	25	5	Optim.	-16	16	16	5	-42	-42	-
	23	25	25	Optim.	-24	9	11	3	-53	-55	≈ 20
	24	25	45	Optim.	-32	8	10	3	-53	-55	≈ 21
	25	45	5	Optim.	-16	47	47	5	-47	-47	-
	26	45	25	Optim.	-24	36	36	5	-42	-46	-
	27	45	45	Optim.	-32	24	26	3	-42	-48	-

Tableau 7.10 (suite): Caractéristiques de l'intérieur du véhicule et profil sagittal correspondant selon le morphotype du mannequin

Type	Profil	Caractéristiques du véhicule			Paramètres posturaux du profil						Note
		θ_{DOSSIER} (°)	$\theta_{\text{SIÈGE}}$ (°)	Méthode de calcul	Pente sacrée (°)	Angle L1-S1 (°)	Lordose maximale (°)	Nbre de vertèbres lordotiques	Angle T1-L1 (°)	Cyphose maximale (°)	
3	28	5	5	Cascade	-8	-16	-20	3	46	-50	-
	29	5	25	Cascade	-8	-24	-28	4	52	-56	-
	30	5	45	Cascade	-12	-18	-22	4	43	-57	-
	31	25	5	Cascade	-10	-20	-20	2	46	-55	≈ 30
	32	25	25	Cascade	-11	-26	-28	3	52	-55	≈ 29
	33	25	45	Cascade	-12	-18	-22	3	43	-55	=30
	34	45	5	Cascade	-10	-20	-20	2	46	-55	=31
	35	45	25	Cascade	-11	-26	-28	3	52	-55	=32
	36	45	45	Cascade	-12	-18	-22	3	43	-55	=30
4	37	5	5	Optim.	-6	-2	18	1	-53	-72	-
	38	5	25	Optim.	-14	-11	-12	1	-53	-76	-
	39	5	45	Optim.	-22	-20	1	2	-53	-73	-
	40	25	5	Optim.	-6	27	32	3	-49	-54	-
	41	25	25	Optim.	-14	16	26	2	-53	-63	-
	42	25	45	Optim.	-22	4.2	21	2	-54	-70	-
	43	45	5	Optim.	-6	47	47	5	-47	-47	-
	44	45	25	Optim.	-14	45	45	5	-46	-46	-
	45	45	45	Optim.	-22	33	36	3	-47	-50	-
	46	5	5	Cascade	0	33	33	5	-48	-48	-
	47	5	25	Cascade	-1	33	33	5	-46	-46	≈ 46
	48	5	45	Cascade	-2	33	33	5	-43	-43	≈ 46
	49	25	5	Cascade	0	33	33	5	-48	-48	=46
	50	25	25	Cascade	-1	33	33	5	-46	-46	≈ 46
	51	25	45	Cascade	-2	34	34	5	-45	-45	≈ 46
	52	45	5	Cascade	0	33	33	5	-48	-48	=46
	53	45	25	Cascade	-1	33	33	5	-46	-46	≈ 46
	54	45	45	Cascade	-2	33	33	5	-43	-43	≈ 46

Le tableau 7.11 présente une distribution des profils sagittaux du mannequin obtenue en groupant chacun des profils autour de profils de référence dont la pente sacrée et l'angle de courbure L1-S1 augmentent par incréments de $8^\circ \pm 4^\circ$ ($\alpha = \beta = 8^\circ$; $\delta = 4^\circ$). Les carreaux gris pâles représentent des combinaisons de pente sacrée et d'angle de courbure L1-S1 observées pour au moins une des configurations intérieures du véhicule. Le code à l'intérieur des carreaux représente le numéro du mannequin (MXX, où XX représente l'identifiant du mannequin) ainsi que son morphotype (● = type 1 ou 2 ; ▲ = type 3 ; ◆ = type 4).

Le tableau 7.12 regroupe les tableaux 7.8 et 7.11. On y retrouve donc l'ensemble des combinaisons de profils adoptées par les sujets sains et les mannequins anthropomorphes en position assise de conduite automobile. Une analyse de ce tableau montre qu'en position assise de conduite, une personne saine peut adopter un profil sagittal rachidien caractérisé par une pente sacrée variant de -40° (bascule postérieure) à $+16^\circ$ (bascule antérieure) et une courbure lombaire L1-S1 variant de -40° à 48° . Un angle de courbure lombaire L1-S1 négatif signifie que la majorité, mais pas nécessairement l'intégralité, du segment lombaire est en cyphose, le changement de courbure s'opérant généralement au niveau de L3 ou L4. Le profil adopté dépend évidemment de la configuration de l'intérieur du véhicule et du morphotype de la personne. Ainsi, le tableau confirme qu'une augmentation de l'inclinaison du dossier favorise la lordose lombaire. Il confirme également qu'en position assise de conduite automobile, une personne présentant un morphotype de type 1 ou 2 aura généralement une bascule postérieure plus importante du sacrum, mais une lordose lombaire moins importante qu'une personne de type 4.

Tableau 7.11: Cartographie des profils sagittaux en fonction de la pente sacrée et de l'angle de courbure L1-S1 mesurés sur le mannequin anthropomorphe en position assise de conduite*.

Angle L1-S1 (°)	Pente sacrée (°)							
	-40 (-44 à -36 incl.)	-32 (-36 à -28 incl.)	-24 (-28 à -20 incl.)	-16 (-20 à -12 incl.)	-8 (-12 à -4 incl.)	0 (-4 à 4 incl.)	8 (4 à 12 incl.)	16 (12 à 20 incl.)
48 (44 à 52 incl.)				M25 (▲) M44 (◆)	M43 (◆)			
40 (36 à 44 incl.)			M7 (●)					
32 (28 à 36 incl.)			M26 (▲) M45 (◆)			M46 (◆)		
24 (20 à 28 incl.)		M8 (●) M27 (▲)			M40 (◆)			
16 (12 à 20 incl.)	M9 (●)		M10 (●)	M22 (▲) M41 (◆)				
8 (4 à 12 incl.)		M21 (▲)	M4 (●) M20 (▲)	M19 (▲)				
0 (-4 à 4 incl.)		M5 (●)	M42 (◆)		M37 (◆)			
-8 (-12 à -4 incl.)				M38 (◆)				
-16 (-20 à -12 incl.)	M6 (●)		M1 (●)	M30 (▲)	M28 (▲)			
-24 (-28 à -20 incl.)			M39 (◆)		M29 (▲)			
-32 (-36 à -28 incl.)		M2 (●)						
-40 (-44 à -36 incl.)	M3 (●)							

* Le code MXX représente l'identifiant du mannequin alors que le symbole entre parenthèses représente son morphotype (● = type 1 ou 2, ▲ = type 3, ◆ = type 4). Les carreaux gris pâles représentent des combinaisons de pente sacrée et d'angle de courbure L1-S1 affichées par au moins un des mannequins.

Tableau 7.12: Cartographie des profils sagittaux en fonction de la pente sacrée et de l'angle de courbure L1-S1 mesurés sur les sujets sains et le mannequin anthropomorphe en position assise de conduite.

Angle L1-S1 (°)	Pente sacrée (°)							
	-40 (-44 à -36 incl.)	-32 (-36 à -28 incl.)	-24 (-28 à -20 incl.)	-16 (-20 à -12 incl.)	-8 (-12 à -4 incl.)	0 (-4 à 4 incl.)	8 (4 à 12 incl.)	16 (12 à 20 incl.)
48 (44 à 52 incl.)				M (▲,◆)	M (◆)			S (◆)
40 (36 à 44 incl.)			M (●)	Profils avec dossier incliné à 45°				
32 (28 à 36 incl.)			M (▲,◆)			M (◆)		
24 (20 à 28 incl.)		M (1,▲)			M (◆) S (◆)	S (◆)	S (◆)	
16 (12 à 20 incl.)	M (●)		M (●)	M (▲,◆) S (▲)		S (◆)		
8 (4 à 12 incl.)		M (▲)	M (●,▲) S (●,▲)	M (●,▲) S (●,▲)	S (●,▲)			
0 (-4 à 4 incl.)		M (●)	M (◆) S (▲)	S (◆)	M (◆)			
-8 (-12 à -4 incl.)		S (●)	S (▲)	M (◆)				
-16 (-20 à -12 incl.)	M (●)		M (●)	M (▲)	M (▲)			
-24 (-28 à -20 incl.)			M (◆)		M (▲)			
-32 (-36 à -28 incl.)		M (●)	Morphologie de type 4					
-40 (-44 à -36 incl.)	M (●)				Morphologie de type 1 ou 2			

* Les codes SXX et MXX représentent respectivement les identifiants du sujet et du mannequin alors que le symbole entre parenthèses représente leur morphotype (● = type 1 ou 2, ▲ = type 3, ◆ = type 4). Les carreaux gris pâles et gris foncés représentent respectivement des combinaisons de pente sacrée et d'angle de courbure L1-S1 affichées par au moins un des mannequins ou un des sujets sains. Les carreaux noirs représentent des combinaisons de pente sacrée et d'angle de courbure L1-S1 adoptées simultanément par le mannequin et un des sujets sains.

7.2.2.4 Influence du profil sagittal sur les traumatismes de la colonne vertébrale

Parmi l'ensemble des profils sagittaux pouvant être adoptés en position assise de conduite, trente-quatre ont été retenus pour la simulation d'un choc frontal avoisinant les 80 km/h (tableaux 7.13 et 7.14). Ces trente-quatre profils couvrent l'ensemble des profils observés expérimentalement et simulés numériquement. Les profils 29 à 34 n'ont pas été modélisés puisqu'une distorsion trop importante des éléments du disque se produit lors des simulations visant à obtenir ces profils.

Tableau 7.13: Profils sagittaux employés pour la simulation d'un choc frontal à 80 km/h.

Angle L1-S1 (°)	Pente sacrée (°)							
	-40 (-44 à -36 incl.)	-32 (-36 à -28 incl.)	-24 (-28 à -20 incl.)	-16 (-20 à -12 6incl.)	-8 (-12 à -4 incl.)	0 (-4 à 4 incl.)	8 (4 à 12 incl.)	16 (12 à 20 incl.)
48 (44 à 52 incl.)				M (▲, ♦) Profil 3	M (♦)	Profil 2		S (♦) Profil 1
40 (36 à 44 incl.)			M (●) Profil 6		Profil 5		Profil 4	
32 (28 à 36 incl.)		Profil 10	M (▲, ♦)	Profil 9		M (♦) Profil 8		Profil 7
24 (20 à 28 incl.)	Profil 14	M (●, ▲)	Profil 13		M (●), S (♦) Profil 12	S (♦)	S (♦) Profil 11	
16 (12 à 20 incl.)	M (●)	Profil 18	M (●)	M (▲, ♦) S (▲) Profil 17		S (♦) Profil 16		Profil 15
8 (4 à 12 incl.)	Profil 22	M (▲)	M (●, ▲) S (●, ▲) Profil 21	M (●, ▲) S (●, ▲)	S (●, ▲) Profil 20		Profil 19	
0 (-4 à 4 incl.)		M (●) Profil 25	M (♦) S (▲)	S (●) Profil 24	M (♦)	Profil 23		
-8 (-12 à -4 incl.)	Profil 28	S (●)	S (▲) Profil 27	M (♦)	Profil 26			
-16 (-20 à -12 incl.)	M (●)	Profil 30	M (●)	M (▲) Profil 29	M (▲)			
-24 (-28 à -20 incl.)	Profil 32		M (♦) Profil 31		M (▲)			
-32 (-36 à -28 incl.)		M (●) Profil 33						
-40 (-44 à -36 incl.)	M (●) Profil 34							

Tableau 7.14: Illustration des profils sagittaux retenus.

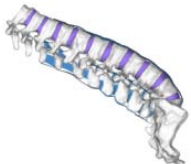
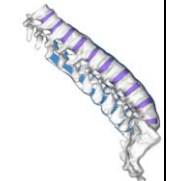

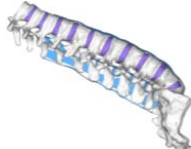
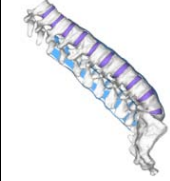

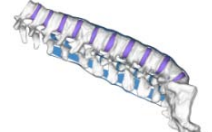
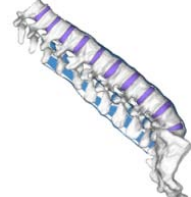
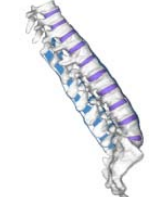

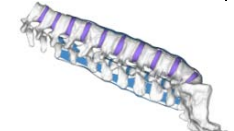
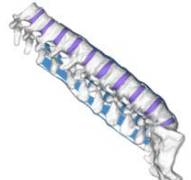

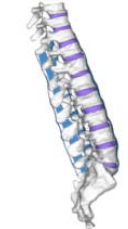
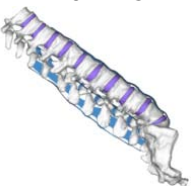
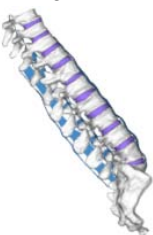


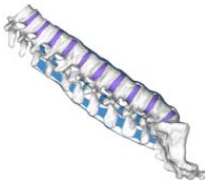
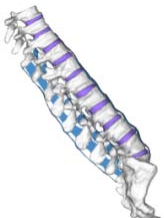


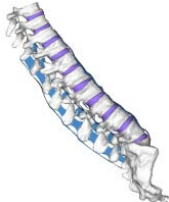





Angle L1-S1 (°)	Pente sacrée (°)							
	-40 (-44 à -36 incl.)	-32 (-36 à -28 incl.)	-24 (-28 à -20 incl.)	-16 (-20 à -12 incl.)	-8 (-12 à -4 incl.)	0 (-4 à 4 incl.)	8 (4 à 12 incl.)	16 (12 à 20 incl.)
48 (44 à 52 incl.)				Profil 3 		Profil 2 		Profil 1 
40 (36 à 44 incl.)			Profil 6 		Profil 5 		Profil 4 	
32 (28 à 36 incl.)		Profil 10 		Profil 9 		Profil 8 		Profil 7 
24 (20 à 28 incl.)	Profil 14 		Profil 13 		Profil 12 		Profil 11 	

Tableau 7.14 (suite) : Illustration des profils sagittaux retenus.

Angle L1-S1 (°)	Pente sacrée (°)							
	-40 (-44 à -36 incl.)	-32 (-36 à -28 incl.)	-24 (-28 à -20 incl.)	-16 (-20 à -12 incl.)	-8 (-12 à -4 incl.)	0 (-4 à 4 incl.)	8 (4 à 12 incl.)	16 (12 à 20 incl.)
16 (12 à 20 incl.)		Profil 18 		Profil 17 		Profil 16 		Profil 15 
8 (4 à 12 incl.)	Profil 22 		Profil 21 		Profil 20 		Profil 19 	
0 (-4 à 4 incl.)		Profil 25 		Profil 24 		Profil 23 		
-8 (-12 à -4 incl.)	Profil 28 		Profil 27 		Profil 26 			

Lorsque le **poids du haut du tronc est négligé (S1)**, une lésion des éléments antérieurs et postérieurs avec distraction (type B) au niveau de la vertèbre L5 est observée sur 25 des 28 profils. Dans tous les cas, la lésion est à prédominance ligamentaire (type B1), ce qui se traduit par la rupture du complexe ligamentaire postérieur (ligaments SSL, ISL, LF et CL) des segments adjacents à L5 (segments L3-L4, L4-L5 et/ou L5-S1) (figure 7.15). Toutefois, des différences ont toutefois été observées entre les 25 profils. Une flexion-subluxation avec rupture du plateau inférieur de la vertèbre à l'interface avec le disque (type B1.1.1) a été observée sur 2 des 25 profils (figure 7.16a). Pour 3 des 25 profils, la vertèbre L5 est sectionnée en deux parties, l'une antérieure et l'autre postérieure, tout en présentant une fracture cunéiforme du plateau supérieur (figure 7.16b). Cette lésion ne semble correspondre à aucun des sous-groupes de la classification AO. Pour 20 des 25 profils, une distraction est observée dans la région postérieure du corps vertébral de L5, dans le tiers supérieur. Cette distraction est accompagnée d'une fracture cunéiforme du plateau supérieur (type B1.2.1 + A1.2.1) (figure 7.16c). La fracture de type A accompagnant la distraction résulte en majeure partie d'un mécanisme de flexion. Une fracture cunéiforme du plateau supérieur de L5, sans signe de distraction osseuse (type A1.2.1), est observée sur les 3 autres profils. Cette fracture est aussi accompagnée d'une rupture du complexe ligamentaire postérieur.

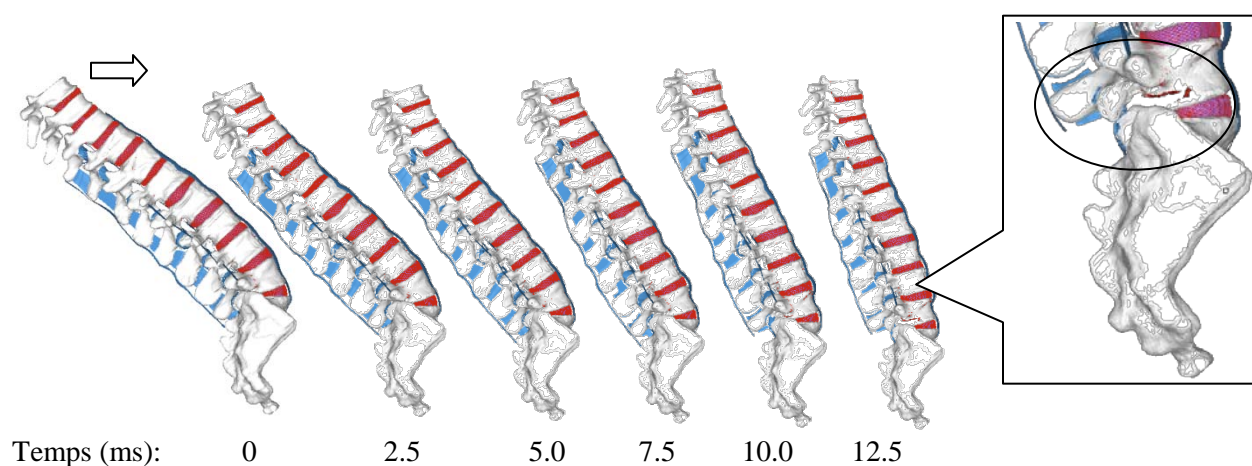


Figure 7.15: Exemple typique d'une simulation du mécanisme de flexion-distraction (profil 5) lorsque le poids du haut du tronc est négligé (S1).

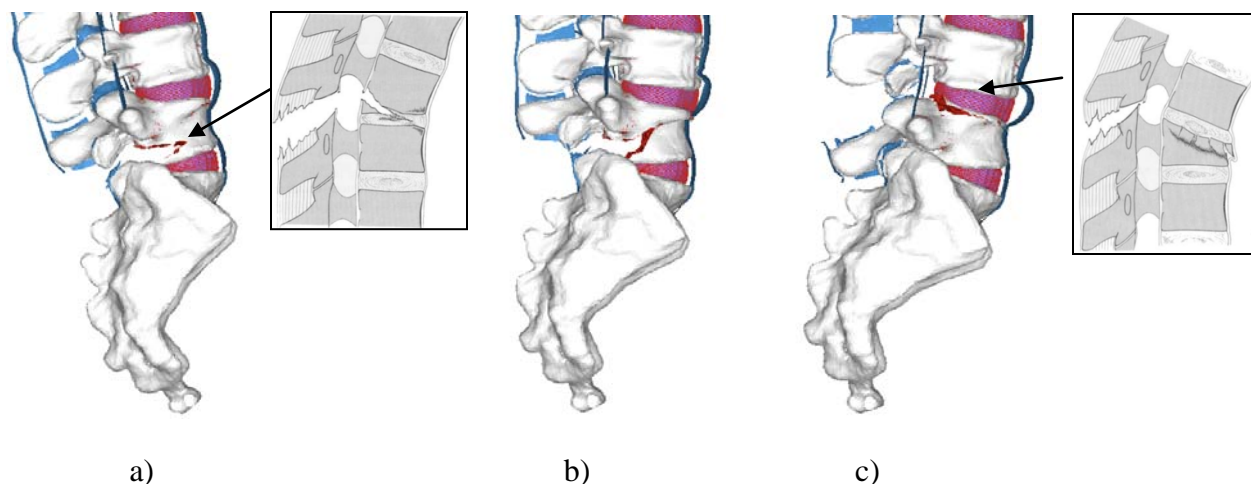


Figure 7.16: Types de traumatismes résultant des simulations de flexion-distraction en position assise de conduite lorsque le poids du haut du tronc est négligé a) rupture ligamentaire avec flexion-sublaxation et rupture du plateau inférieur de L5 à l'interface avec le disque (type B1.1.1) b) rupture ligamentaire avec flexion-sublaxation et sectionnement du corps vertébral de L5 en deux parties et fracture cunéiforme c) rupture ligamentaire avec distraction de la région postérieure du corps vertébral de L5 et fracture cunéiforme du plateau supérieur (type B1.2.1 + A1.2.1).

Le tableau 7.15 présente en détail les traumatismes observés sur chacun des profils lorsque le poids du haut du tronc est négligé. L'analyse de ce tableau permet de poser les constats suivants :

- Les traumatismes avec sectionnement du corps vertébral ou rupture du plateau inférieur de L5 sont seulement observés sur des profils ayant une forte lordose (angle L1-S1 allant de 32 à 48°) et une bascule postérieure du sacrum (pente sacrée inférieure ou égale à 0°) ;
- Une rupture du complexe ligamentaire postérieur L3-L4 et/ou L5-S1 n'est observée qu'aux profils avec lordose lombaire importante (angle L1-S1 allant de 32 à 48°) ;
- Une rupture ligamentaire avec distraction de la région postérieure du corps vertébral de L5 et fracture cunéiforme du plateau supérieur (type B1.2.1 + A1.2.1) est observée sur tous les profils avec lordose faible (angle L1-S1 de 24° et moins) ou sans courbure (angle de 0°) ;
- Une fracture cunéiforme de L5 sans signe de distraction est observée sur tous les profils cyphotiques (angle L1-S1 de -8°) ;

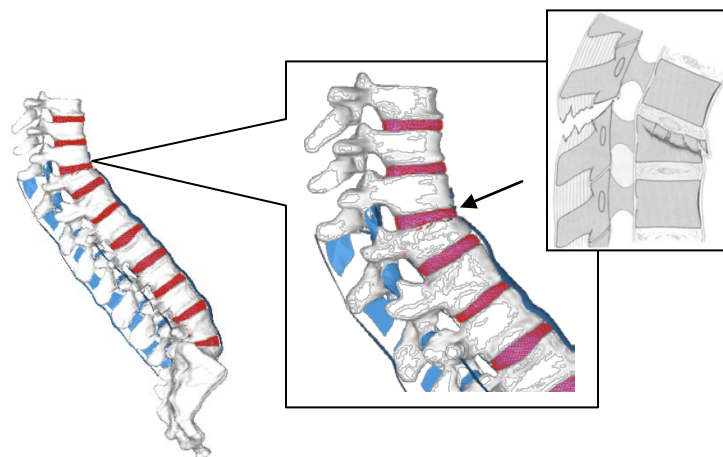


Figure 7.17: Fracture cunéiforme supérieure de T11 (type A.1.2.1), sans distraction osseuse, mais avec atteinte des complexes ligamentaires postérieurs des segments adjacents.

7.2.3 Discussion

Dans le cadre de cette étude, une méthodologie originale couplant des mesures expérimentales (Chabert et al., 1998) et des outils de modélisation géométrique (logiciel CATIA v5) a été développée afin de générer une banque de 34 profils sagittaux en position assise de conduite. Chaque profil sagittal représente une combinaison unique de pente sacrée et de lordose lombaire (angle L1-S1), qui dépend principalement du morphotype et de la configuration du véhicule. Des rotations vertébrales globales ont ensuite été appliquées au modèle SM2S jusqu'à ce que la pente sacrée et la lordose lombaire du profil visé soient reproduites. En déformant le modèle jusqu'au profil souhaité, la méthode proposée se distingue du krigeage dual (Trochu, 2001), une méthode d'interpolation statistique utilisée entre autres pour déformer géométriquement la colonne vertébrale (Delorme et al., 2003), en tenant compte des interactions entre les vertèbres du modèle, évitant ainsi les incohérences possibles entre les facettes du modèle, et en éliminant la nécessité d'identifier des points de contrôle sur le profil de référence (modèle SM2S en position de décubitus dorsal) et les profils géométriques en position assise de conduite. Cette méthode permet également de tenir compte des contraintes internes liées à la déformation des tissus de la colonne vertébrale lors du passage à la position souhaitée.

Un chargement et des conditions aux limites simples visant à reproduire un choc frontal automobile ont été appliqués aux différents modèles afin d'évaluer l'effet du profil sagittal sur les traumatismes subis dans ces conditions. Une première série de simulations, dans laquelle le poids du haut du tronc a été négligé, a permis d'évaluer de façon isolée l'effet de la géométrie. Dans un tel contexte, seuls les profils présentant une lordose importante (32° et plus) ou une faible cyphose (-8°) ont présenté des traumatismes différents. Selon la cartographie établie, une lordose importante serait généralement observée chez les sujets disposant d'un morphotype de niveau 3 ou 4 et utilisant un dossier incliné à 45° , alors qu'une faible cyphose serait observée le plus souvent chez les sujets disposant d'un morphotype de niveau 1 utilisant un siège incliné à 5° . En se basant sur l'étude initiale de Chabert et al. (1998), ces profils sont rarement adoptés chez les usagers de voiture automobile sedan, suggérant ainsi que le rôle du profil sagittal pourrait se limiter à des postures peu conventionnelles.

La seconde série de simulations, dans laquelle le poids du haut du tronc a été considéré, a toutefois montré que le profil sagittal ne modifie que légèrement la lésion observée (absence ou présence de distraction du mur postérieur et/ou différentes atteintes ligamentaires), mais modifie toutefois sa localisation. Ainsi, les profils avec bascule postérieure et lordose lombaire présentent une distraction avec proéminence ligamentaire au niveau de T11, alors que les autres profils présentent une lésion similaire au niveau de L5. Les profils avec bascule postérieure et lordose lombaire sont généralement observés chez les sujets disposant d'un morphotype de niveau 3 ou 4 et utilisant un dossier incliné à 45° . En effet, ces profils présentent un segment thoracolombaire (T11-L1) fortement incliné vers l'arrière (quasi-horizontal), occasionnant une compression importante du segment. Sous l'effet du poids du haut du tronc, cette compression, décentrée, provoque rapidement la fracture cunéiforme de T11, sans un mouvement de flexion de la colonne vertébrale. Cette fracture cunéiforme diffère de la fracture cunéiforme de L5 observée chez les autres profils, cette dernière étant provoquée par un mécanisme de flexion, comme en témoigne la distraction du mur postérieur. Mais encore une fois, en dépit du fait que cette seconde série de simulation se rapproche un peu plus de la réalité, l'influence du profil sagittal semble se limiter à des profils rarement adoptés par les automobilistes.

Ces résultats signifient-ils que la plupart des postures adoptées par les automobilistes n'influenceront pas la nature du traumatisme observé lors d'un choc frontal?

Avant de répondre à cette épineuse question, il convient d'exposer les limites de cette étude. D'abord, les propriétés mécaniques du modèle n'ont pas été ajustées de façon à représenter le groupe d'âge le plus impliqué dans les accidents de la route, soit les 21-40 ans (Robertson et al., 2002). C'est ce qui pourrait expliquer qu'aucune des simulations n'a produit une fracture de Chance (type B2.1). Des simulations complémentaires réalisées sur le segment T12-L2 (avec la collaboration de Léo Fradet) ont effectivement démontré qu'en présence d'un mécanisme de flexion-distraction, une fracture de Chance était initiée lorsque la résistance à la rupture des ligaments était augmentée (figure 7.18).

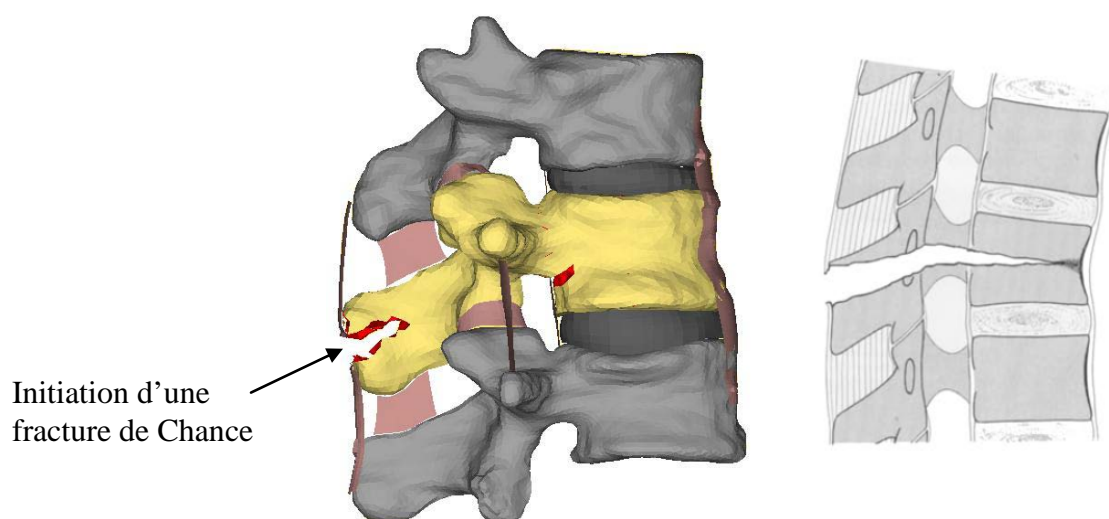


Figure 7.18: Fracture de Chance initiée sur le segment T12-L2 du modèle SM2S (Reproduit avec permission. © Léo Fradet, 2011).

L'ajout d'une force verticale (combinée à un moment de flexion) sur le segment T12-L2 a également contribué à l'initiation de ce type de fracture, faisant ainsi ressortir les limites associées au chargement et conditions appliqués. En bloquant tous ses degrés de liberté, aucun déplacement ni rotation du sacrum n'était possible durant la simulation. Pourtant, malgré la présence d'une ceinture de sécurité sous-abdominale, le sacrum subit un déplacement et une rotation lors d'un choc frontal (Lopez-Valdes et al., 2010). Ces mouvements favorisent la rotation globale et l'hyperflexion de la colonne vertébrale, tout en induisant une forte tension sur celle-ci. Mais les conditions aux limites et le chargement réellement appliqué à la colonne vertébrale lors d'un choc frontal sont peu connus en raison de la complexité à les mesurer. D'un point de vue

expérimental, des essais “pleine échelle” tels que ceux proposés par Lopez-Valdes et al. (2010) sont nécessaires. Mais ces essais sont coûteux, long à préparer et permettent d’obtenir un nombre limité de mesures. D’un point de vue numérique, deux approches sont possibles. La première consiste à simuler un choc frontal automobile à l’aide d’un modèle humain complet dont le modèle de la colonne vertébrale est peu raffiné (ex. HUMOS, «LAB Human Model», «WSU Human Model», THUMS, etc.), à extraire de ces simulations les données cinématiques et/ou efforts au niveau des vertèbres et du sacrum, et à appliquer ces derniers sur le modèle SM2S. Une deuxième approche consiste à intégrer directement le modèle SM2S à un modèle humain complet et à simuler un choc frontal automobile. Ces deux approches sont actuellement explorées avec le modèle HUMOS (Robin, 2001) par Léo Fradet dans le cadre de ses travaux de thèse. La figure 7.19 présente l’intégration du modèle SM2S dans le modèle HUMOS.

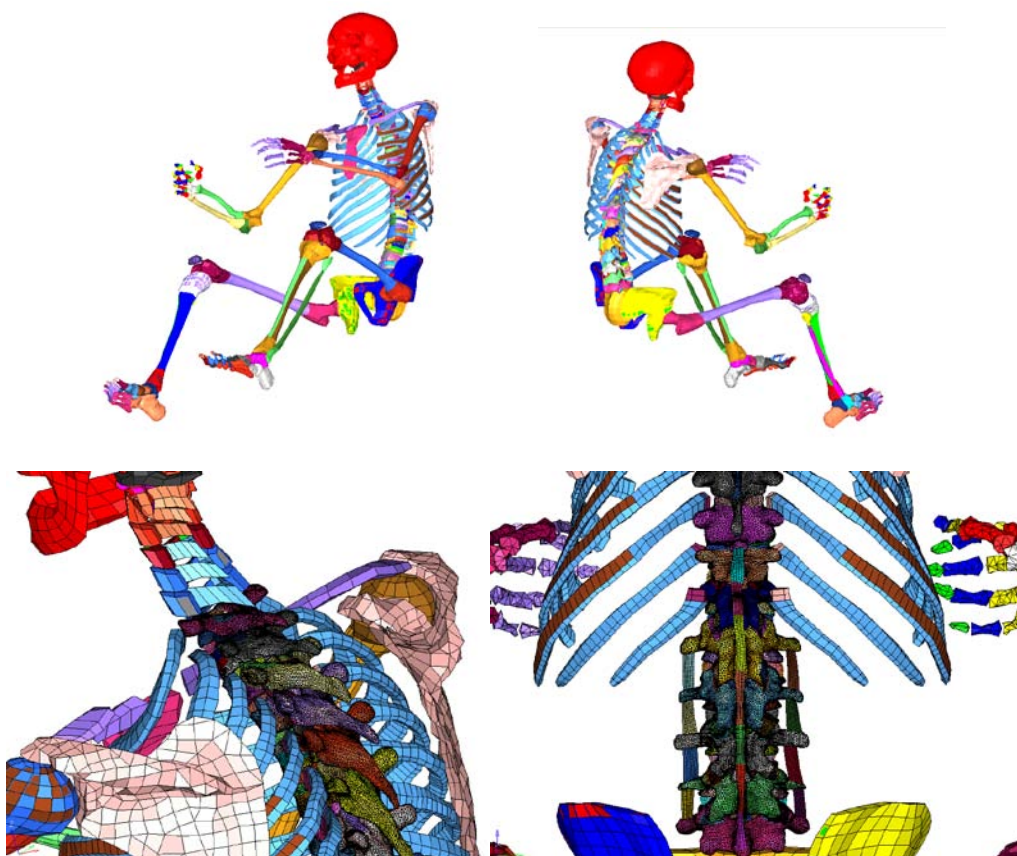


Figure 7.19: Intégration du modèle SM2S T1-Sacrum sur le squelette du modèle Humos (Reproduit avec permission. © Léo Fradet, 2011).

Mais que le modèle soit intégré à un modèle complet du corps humain ou non, l'intégration des contraintes internes provoquées par le changement de posture, la gravité et les effets du système musculaire demeure un défi de taille. Bien que la méthode proposée offre la possibilité de conserver les contraintes internes des tissus, ces dernières n'ont pas été conservées pour cette étude. En effet, les conditions dynamiques (avec un taux de rotation élevé) employées pour appliquer les rotations ne reproduisent pas les mouvements physiologiques requis pour le passage à la position assise de conduite et par conséquent, surestiment sans aucun doute les contraintes internes. De plus, en position assise de conduite, le support offert par le dossier se traduit par une faible activité myoélectrique et de faibles pressions intradiscales (Andersson et al., 1975), justifiant ainsi notre choix de négliger ces contraintes dans le modèle. Mais en négligeant ces contraintes, tous les profils présentent des propriétés mécaniques identiques au moment de l'impact. Pourtant, du fait de la non-linéarité et de la viscoélasticité des tissus de la colonne vertébrale, un changement de posture devrait induire une modification des propriétés mécaniques des tissus. La prise en compte de ces effets requiert toutefois l'intégration des effets de viscoélasticité à long terme (relaxation de contraintes, fluage, etc.). Elle exige également une intégration des effets de la déformation sur la tolérance à la rupture des tissus.

Finalement, l'effet actif et passif du système neuro-musculaire au moment de l'impact n'a pas été considéré. Mais tel que décrit lors de la revue des connaissances, les études portant sur l'influence de l'activité musculaire en situation de crash sont contradictoires et de nouvelles études sont aujourd'hui nécessaires pour améliorer nos connaissances sur le sujet. Néanmoins, la modélisation du système musculaire rachidien demeure une tâche complexe, d'autant plus que la plupart des modèles actuellement disponibles (Beausejour et al., 1999; Goel et al., 1993; Hansen et al., 2006; Shirazi-Adl et al., 2005) sont dédiés à la réalisation de mouvements physiologiques, dans des conditions bien différentes de celles rencontrées lors d'un accident.

En regard des limites exposées, cette étude ne permet pas de conclure sur l'influence du profil sagittal sur la nature des traumatismes à la colonne vertébrale lors d'un choc automobile. Elle représente cependant une première étape afin de mieux comprendre cette influence et ainsi fournir des pistes de réflexions.

CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE

Lors d'un accident, plusieurs des facteurs anatomiques et biomécaniques influençant la nature des traumatismes que subit la colonne vertébrale sont mal compris, voire inconnus. Cette thèse visait donc le développement et l'exploitation d'outils permettant d'évaluer le rôle de certains de ces facteurs, soient la présence d'ostéophytes vertébraux, le taux de chargement et le profil sagittal rachidien. Elle se divise en deux volets, l'un expérimental et l'autre numérique.

Le **volet expérimental** a permis de constater qu'en modulant le comportement biomécanique des segments rachidiens, la présence d'ostéophytes vertébraux influence les traumatismes subis en compression dynamique (Q1). Il a également permis de colliger des données biomécaniques utiles à la validation du modèle, dans des conditions dynamiques similaires à celles menant à un traumatisme. Mais reproduire expérimentalement les mécanismes complexes à l'origine des traumatismes de la colonne vertébrale est une tâche difficile. Pour répondre adéquatement à la question de recherche et colliger des données de validation, plusieurs verrous scientifiques ont été soigneusement adressés.

- D'un point de vue biologique (choix des spécimens, conservation, etc.)

Des spécimens de trois vertèbres ont été testés, contrairement à la majorité des études expérimentales, axées principalement sur le comportement à la rupture d'unités fonctionnelles (Yingling & McGill, 1999; Yoganandan, Ray, et al., 1989). En conservant une vertèbre complète entre deux disques intervertébraux, les spécimens de trois vertèbres reproduisent de façon plus adéquate les conditions accidentologiques réelles que l'utilisation d'unités fonctionnelles, tout en évitant le flambement possiblement observé sur des spécimens plus longs (Benzel, 2001).

Des spécimens cadavériques humains, dont la densité osseuse moyenne mesurée par tomодensitométrie est en accord avec les données *in vivo* de sujets d'âge équivalent (Cann et al., 1985; Ebbesen et al., 1998), ont été privilégiés. Ces sujets anatomiques (ayant fait don de leur corps à la science) sont rarement âgés de moins de 75 ans et présentent fréquemment des ostéophytes vertébraux, facilitant ainsi les essais visant à répondre à la première question de recherche (Q1). En revanche, les données de validation obtenues sont celles d'une population

âgée (moyenne de 86 ans) ne correspondant pas aux caractéristiques du modèle SM2S, qui vise d'abord à simuler le comportement d'un homme du 50^{ième} percentile âgé entre 20 et 50 ans (population la plus à risque de subir des traumatismes vertébraux (Leucht et al., 2009)). La réalisation d'essais sur des modèles animaux (porcins, bovins, etc.) aurait permis de tester des segments plus jeunes pouvant présenter des caractéristiques anatomiques similaires à celles des humains (Beckstein et al., 2008; Easley et al., 2008), mais la transposition des résultats expérimentaux de l'animal vers l'humain demeure une question épineuse. L'utilisation de données de validation tirées de sujets âgés demeure toutefois un choix acceptable puisque les propriétés mécaniques du modèle SM2S ont été aussi calibrées à partir d'études basées sur des sujets âgés (Ochia et al., 2003; Pintar et al., 1992), sans oublier qu'un ajustement des propriétés en fonction de l'âge a été implémenté dans le modèle.

En raison du faible nombre de sujets cadavériques disponibles (9 au total), des spécimens de différents segments de la colonne vertébrale ont été extraits et testés. Une normalisation des résultats a ensuite été réalisée à partir des dimensions moyennes des spécimens, permettant ainsi de limiter les effets de la variabilité biologique et d'augmenter le nombre de spécimens pour chacun des groupes testés.

Finalement, les spécimens ont été embaumés au Winckler, congelés et hydratés. Contrairement au formol aussi utilisé pour l'embaumement, le Winckler permet de retarder la dégradation des tissus tout en conservant leur souplesse. La congélation demeure la méthode la plus utilisée pour conserver des spécimens rachidiens. Globalement, la rigidité des disques intervertébraux ne serait pas affectée de façon significative par la congélation (Hongo et al., 2008). Elle n'affecterait pas la rigidité de l'os spongieux, même après 100 jours de conservation (Linde & Sorensen, 1993). De plus, elle n'influencerait pas la résistance de l'os cortical (Sedlin & Hirsch, 1966).

- D'un point de vue du montage expérimental :

Une compression axiale pilotée en déplacement a été appliquée sur chaque spécimen. Bien que ce chargement soit simple, il offre l'avantage d'être facilement reproductible et ainsi, de facilement comparer les données obtenues. Selon Benzal (2001), augmenter la complexité du chargement appliqué à un spécimen rachidien diminue de façon exponentielle la validité du test. De plus, un chargement dynamique a été appliqué afin de reproduire les conditions rapides de chargement à

l'origine de plusieurs fractures en compression (type A), contrairement à la majorité des études qui utilisent des chargements quasi-statiques (Adams & Hutton, 1982; Yoganandan, Ray, et al., 1989; Zhao et al., 2009).

Mais bien qu'une approche expérimentale semble appropriée pour étudier le rôle des ostéophytes vertébraux sur les traumatismes rachidiens, ce premier volet a permis de constater les limites associées à ce type d'approche. Une approche numérique a donc été privilégiée pour répondre aux questions de recherche touchant les facteurs biomécaniques, qui exige soit l'application de sollicitations omnidirectionnelles à différents taux de déplacement, soit la mise en forme de colonnes vertébrales présentant divers profils sagittaux rachidiens en position assise de conduite. Ces exigences sont difficilement réalisables expérimentalement.

Par le biais du modèle SM2S, le **volet numérique** a permis d'évaluer l'influence du taux de chargement sur les sites d'initiation des traumatismes rachidiens (Q2). Il a également permis d'observer que le profil sagittal pouvait jouer un rôle important sur la nature des traumatismes rachidiens en présence de mécanismes orientés principalement en compression, mais un rôle limité pour les mécanismes de flexion-distraction en contexte automobile (Q3). Mais avant de répondre à ces questions, le modèle SM2S a été raffiné et validé, améliorant ainsi plusieurs des lacunes identifiées sur les MÉF actuellement disponibles dans la revue des connaissances. Ces améliorations portent principalement sur les points suivants :

- D'un point de vue du raffinement du modèle

De nombreuses améliorations ont été apportées à l'unité fonctionnelle L2-L3 introduite par El-Rich et al. (2009). Par l'implémentation et la calibration dynamique de lois de comportement non-linéaire (disque, os, ligaments) intégrant la dépendance au taux de déformation (os et ligaments), la rupture avec ou sans endommagement (os et ligaments) et les effets de l'âge et de la variation régionale de densité et d'épaisseur sur les propriétés mécaniques (os), le modèle SM2S se démarque des autres MÉF dédiés à l'accidentologie. Ces modèles utilisent généralement des lois de comportement élastique linéaire isotrope sur une ou plusieurs des structures vertébrales (Qiu et al., 2006; Wang et al., 1998, 2000; J. L. Wang et al., 2005). De plus, aucun de ces modèles n'a intégré l'âge, limitant ainsi leur exploitation.

Évidemment, les propriétés mécaniques issues du processus de calibration reflètent les conditions expérimentales (montage expérimental, caractéristiques des spécimens, etc.) des essais employés pour la validation. Par exemple, il explique en partie les différences observées entre le comportement du modèle et les résultats expérimentaux obtenus pour d'autres modes de sollicitation (ex. flexion, extension et cisaillement). De plus, le fait d'utiliser des propriétés mécaniques issues d'essais cadavériques peut limiter la transposition des résultats de simulation à des cas d'accidents réels, impliquant des tissus vivants dont le comportement est différent. Ces aspects doivent être pris en compte lors de l'interprétation des résultats.

Parmi les améliorations apportées au modèle, il faut également citer la programmation d'applications informatiques (via le format TCL) afin de générer semi-automatiquement les tissus mous du modèle. En effet, la modélisation manuelle de ces structures est une tâche longue et fastidieuse qui limite le potentiel d'exploitation du modèle. Par le biais des applications proposées, il est désormais possible de générer en quelques heures le complexe discoligamentaire d'une colonne vertébrale complète, un processus qui s'échelonne normalement sur plusieurs semaines. Ces travaux ouvrent donc la voie à de nouvelles applications intégrant du paramétrage ou de la personnalisation.

- D'un point de vue de la validation géométrique

Le modèle SM2S se distingue des autres modèles tirés de la littérature (Qiu et al., 2006; Whyne et al., 2003; Wilcox et al., 2004) par une représentation géométrique fine, réaliste et précise de l'anatomie humaine, comme en témoigne la validation géométrique présentée au chapitre 5. Localisée principalement au niveau des pédicules, les quelques différences géométriques observées entre le modèle de la vertèbre L2 et les mesures anatomiques s'expliquent par une mauvaise délimitation du canal rachidien sur le modèle géométrique 3D. Une nouvelle version du modèle avec correction des pédicules a toutefois démontré l'impact faible de cette erreur sur les résultats du modèle. Notons que la finesse géométrique du modèle permet de mieux tenir compte des effets de structure (interaction des facettes, zones locales de concentration de contraintes, etc.) inhérents à la géométrie complexe de la colonne vertébrale.

- D'un point de vue de la validation expérimentale

Une validation expérimentale exhaustive des résultats de simulation a été réalisée dans le cadre du projet. Des solutions ont d'ailleurs été apportées afin d'effectuer une juste comparaison des résultats numériques et expérimentaux. En effet, les propriétés mécaniques du modèle SM2S ont été ajustées selon l'âge moyen des spécimens testés expérimentalement et, lorsque nécessaire, les résultats de simulation ont été normalisés en fonction de la taille moyenne des spécimens testés expérimentalement. S'agissant de la validation lésionnelle du modèle utilisant les expérimentations de l'objectif #1 (section 5.5.1), il convient de préciser que les différences observées au niveau du déplacement à la rupture pourraient être attribuables au faible nombre de spécimens employées pour la validation et au sexe des sujets, majoritairement féminin.

Évidemment, la validation proposée dans cette étude n'est qu'un premier pas vers la réalisation d'un modèle prédictif du risque de lésions. De nombreuses études expérimentales sont requises afin de compléter les données de validation. Ces études devront notamment porter sur la caractérisation expérimentale du disque intervertébral et les ligaments.

- D'un point de vue de l'exploitation du modèle et de ses limites

Les résultats de ce projet de recherche ont démontré la capacité du modèle SM2S à répondre à des questions de recherche précises, pour lesquelles les études expérimentales peuvent difficilement offrir des réponses. Il faut toutefois garder en tête qu'un modèle numérique est un outil, et non une vérité, et que l'interprétation des résultats doit tenir compte des limites du modèle.

Premièrement, l'influence du type d'éléments (linéaire vs quadratique, brique vs tétraèdre) sur la réponse du modèle SM2S n'a pas été évaluée. Des études de convergence visant à s'assurer de la qualité du maillage ont néanmoins été réalisées sur les structures raffinées dans le cadre de la thèse, soient les disques intervertébraux et les ligaments (chapitre 5 et article #3). Ces études de convergence garantissent la précision du calcul (mais non son exactitude qui elle, est vérifiée via la validation expérimentale) en fonction du type d'éléments choisis et d'un temps de convergence acceptable. Deuxièmement, l'hétérogénéité des structures vertébrales a été modélisée en divisant respectivement l'os spongieux et l'os cortical en des zones de différentes propriétés mécaniques

et de différentes épaisseurs. Ces divisions considèrent donc un changement abrupt entre les propriétés mécaniques ou épaisseurs des zones adjacentes, ce qui n'est pas nécessairement le cas dans la réalité. Les simulations du chapitre 5 démontrent toutefois que cette approche de modélisation simule de façon cohérente l'initiation d'une fracture lors de la compression dynamique d'une vertèbre seule. Des vérifications additionnelles seraient nécessaires afin d'évaluer l'influence de cette approche sur l'initiation d'une fracture en présence d'autres modes de chargement (flexion, extension, cisaillement, etc.). Afin de mieux modéliser l'hétérogénéité des propriétés mécaniques de l'os vertébral, il serait possible de diviser différemment la vertèbre et/ou d'utiliser l'information contenue dans les CT-scan pour attribuer les valeurs de propriétés mécaniques à chacun des éléments, tel que proposé par Dupuis (Dupuis, 2007) et Garo (2010). Comme cette dernière approche correspond à une personnalisation du modèle, sa pertinence demeure questionable dans le contexte du développement d'un modèle générique du 50^{ième} percentile.

Troisièmement, une méthode de suppression d'éléments a été utilisée pour simuler l'initiation et la propagation des fractures et déchirures ligamentaires. Évidemment, cette méthode ne représente pas exactement le phénomène à l'échelle des trabécules osseux ou des fibres composant les ligaments. Elle offre toutefois l'avantage d'être simple d'utilisation, de ne pas augmenter les temps de calcul et d'être l'une des rares méthodes implémentées dans les codes de calcul commerciaux (contrairement aux méthodes de remaillage adaptatif et de séparation de l'élément). De plus, en intégrant une interface de contact entre chacun des éléments composant la vertèbre (décrit au chapitre 7), il est possible de simuler de façon plus réaliste la propagation de la fracture, et pas seulement son initiation. Néanmoins, une validation plus exhaustive de la propagation de la fracture devra être réalisée afin d'augmenter la fiabilité du modèle à ce niveau.

Finalement, des lois de comportement indépendantes du taux de déformation (dans le cas du disque intervertébral seulement), isotropiques, symétriques et ne modélisant pas la présence de fluide ont été utilisées. Discutées amplement dans les articles #2, 3 et 4, ces limites sont fortement conditionnées par les lois de comportement disponibles et/ou le faible nombre de données expérimentales disponibles dans la littérature. Elles reflètent néanmoins l'esprit dans lequel le modèle SM2S a été développé, qui consiste à reproduire macroscopiquement les principaux phénomènes observés à partir de lois de comportement relativement simple requérant un nombre faible de propriétés mécaniques à déterminer.

CONCLUSION

Dans le cadre de ce travail de thèse, des méthodes expérimentales et numériques ont été développées pour étudier les effets de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes de la colonne vertébrale en situation accidentologique.

Le volet expérimental a entre autre permis de mieux comprendre le rôle des ostéophytes vertébraux (principalement des ponts ostéophytiques) sur le comportement biomécanique lésionnel de segments rachidiens. En effet, l'étude présentée dans l'article #1 a montré qu'en raison de leur plus grande tolérance mécanique, les ostéophytes vertébraux semblent protéger les segments sous-jacents de fractures plus sévères lors d'une compression dynamique. De plus, leur présence ne permet pas de prédire avec précision la force et l'énergie à la rupture de segments rachidiens en se basant sur la densité d'os trabéculaire mesurée cliniquement.

Le volet numérique a quant à lui permis de constater l'influence de facteurs biomécaniques tels que le taux de chargement appliqué et le profil sagittal rachidien sur les traumatismes des segments thoraco-lombaire et/ou lombaire de la colonne vertébrale. Pour ce faire, un modèle par éléments finis original et novateur nommé SM2S a été raffiné, validé et exploité. Présentés aux articles #2 et #3 ainsi qu'au chapitre 5, les principaux raffinements ont porté sur la calibration des propriétés mécaniques des disques intervertébraux et des ligaments rachidiens, l'implémentation des effets de l'âge et des variations régionales de densité d'os trabéculaire et d'épaisseur d'os cortical en modulant les propriétés mécaniques et leur distribution à l'intérieur des vertèbres et l'extension du modèle aux segments thoracique et lombaire complets. Une validation se voulant la plus exhaustive possible a été réalisée en comparant les résultats du modèle aux données expérimentales disponibles dans la littérature et tirées des essais de l'article #1. Exploitant le modèle, l'étude présentée dans l'article #4 a montré l'importance du taux de chargement sur le comportement biomécanique du segment et le site d'initiation de la fracture. De même, les travaux présentés au chapitre 7 ont montré l'influence marquée du profil sagittal sur les fractures osseuses causées par une charge dynamique verticale telle qu'observée lors d'une chute ou lors de l'éjection d'un pilote de chasse. Cette influence du profil sagittal affecterait moins les conducteurs automobiles impliqués dans un choc frontal. En effet, des traumatismes similaires sont observés sur la plupart des 34 profils sagittaux en position assise de conduite subissant une charge en flexion-distraction. Ces premiers exemples d'exploitation démontrent sans contredit les

capacités et le potentiel du modèle SM2S, l'un des MÉF les plus avancés pour l'étude des traumatismes rachidiens. Néanmoins, plusieurs réalisations permettraient d'améliorer cet outil, dont les principales sont :

- Des essais expérimentaux visant à caractériser le comportement dynamique de spécimens rachidiens dans des conditions autres qu'en compression (flexion, extension, cisaillement, etc.), jusqu'à la rupture, devraient être réalisés afin de compléter la calibration et la validation du modèle SM2S. Cette recommandation devrait figurer parmi les priorités sur la programmation de recherche visant à exploiter la plate-forme SM2S ;
- Des essais expérimentaux «pleine échelle» simulant divers scénarios d'accidents (accident de voiture automobile, chute de haut, etc.) permettraient également de valider le modèle dans des situations accidentologiques réelles. Il serait également intéressant d'extraire de ces essais la cinématique et les efforts réels que subit la colonne vertébrale, bonifiant ainsi l'exploitation du modèle. Ces conditions réalistes pourraient aussi être obtenues via un modèle humain complet validé ;
- Les propriétés mécaniques des vertèbres du modèle pourraient être calibrées à partir des informations des images CT-scan en se basant sur les travaux de Garo (2010). Les résultats de cette modélisation pourraient être comparés aux résultats du modèle actuel, qui intègre un gradient de propriétés mécaniques via la définition de différentes régions. Éventuellement, une méthode similaire pourrait être appliquée aux tissus mous du modèle via l'analyse d'images par résonnance magnétique ;
- Une modélisation détaillée de la cage thoracique devrait être ajoutée au modèle. En effet, en dépit de la grande rigidité que confère cette dernière à la colonne vertébrale, de nombreux traumatismes sont observés au niveau de la colonne thoracique, notamment au niveau de l'apex de la courbure (Leucht et al., 2009) ;
- L'application d'un «follower load» au modèle permettrait de simuler l'effet du système musculaire et de la gravité. Mais pour ce faire, d'autres études doivent être menées afin de quantifier l'intensité des forces à appliquer ;
- Une analyse plus approfondie des résultats des études portant sur l'influence du profil sagittal rachidien pourrait permettre de compléter les nouvelles connaissances apportées

dans cette thèse. Elle pourrait par exemple comparer quantitativement les différents profils sur la base de paramètres tels la pression intradiscale, les forces de contact, les courbes force-déplacement, etc.

Les outils développés dans le cadre de cette thèse représentent une plate-forme unique, innovante et synergique ouvrant la voie à de nombreuses perspectives. Déjà, plusieurs projets de recherche sont en cours. Fort des recommandations formulées, un MÉF de la cage thoracique sera ajouté sous peu au modèle pour la simulation des traumatismes de la colonne et de la cage thoracique, ainsi que pour la simulation de costoplasties (stage et projet intégrateur de Jérôme Lafrenière), des manœuvres chirurgicales exploitant le rétrécissement ou l'allongement des côtes. Récemment, un MÉF de la moelle épinière a été intégré au modèle SM2S et une cartographie faisant le pont entre les traumatismes rachidiens (incluant sous peu l'atteinte médullaire) et les mécanismes lésionnels a été élaborée (projet doctoral de Léo Fradet). De plus, une technique de déformation géométrique par krigeage a été raffinée dans le but de personnaliser le modèle SM2S à partir d'images radiographiques de patients (projet post-doctoral de Nadine Lalonde). Cette technique a entre autres permis d'intégrer le modèle SM2S au modèle humain complet HUMOS (projet doctoral de Léo Fradet). Finalement, un modèle simulant l'interaction entre une vis pédiculaire d'instrumentation chirurgicale et la vertèbre L5 a été développé à partir du modèle SM2S (projet doctoral de Rohan-Bianco). Par le levier d'une forte collaboration aujourd'hui établie entre l'École Polytechnique et l'IFSTTAR/Université de la Méditerranée (et incluant depuis peu l'École de Technologie Supérieure), de nouveaux projets de recherche visant tout autant les traumatismes que les pathologies de la colonne vertébrale seront également réalisés via la plate-forme SM2S.

BIBLIOGRAPHIE

- Adams, J. E. (2009). Quantitative computed tomography. *Eur J Radiol*, 71(3), 415-424.
- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1980). The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *J Bone Joint Surg Br*, 62(3), 358-362.
- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1982). Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury 1981 Volvo Award in Basic Science. *Spine*, 7(3), 184-191.
- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1985). The effect of posture on the lumbar spine. *J Bone Joint Surg Br*, 67(4), 625-629.
- Adams, M. A., McNally, D. S., & Dolan, P. (1996). 'Stress' distributions inside intervertebral discs. The effects of age and degeneration. *J Bone Joint Surg Br*, 78(6), 965-972.
- Adeeb, S., Ali, A., Shrive, N., Frank, C., & Smith, D. (2004). Modelling the behaviour of ligaments: a technical note. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7(1), 33-42.
- Al-Rawahi, M., Luo, J., Pollintine, P., Dolan, P., & Adams, M. A. (2010). Mechanical Function of Vertebral Body Osteophytes, as Revealed by Experiments on Cadaveric Spines. *Spine*, 36(10), 770-777.
- Altair_Engineering_Inc. (2009). *Radioss Theory Manual - Large displacement Finite Element Analysis - Part 1 & 2*.
- Andersson, B. J., Ortengren, R., Nachemson, A. L., Elfstrom, G., & Broman, H. (1975). The sitting posture: an electromyographic and discometric study. *Orthop Clin North Am*, 6(1), 105-120.
- Andersson, G. B., Murphy, R. W., Ortengren, R., & Nachemson, A. L. (1979). The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. *Spine*, 4(1), 52-58.
- Andresen, R., Werner, H. J., & Schober, H. C. (1998). Contribution of the cortical shell of vertebrae to mechanical behaviour of the lumbar vertebrae with implications for predicting fracture risk. *Br J Radiol*, 71(847), 759-765.
- Arnoux, P. J., Cesari, D., Behr, M., Thollon, L., & Brunet, C. (2005). Pedestrian lower limb injury criteria evaluation: a finite element approach. *Traffic Inj Prev*, 6(3), 288-297.
- Arnoux, P. J., Chabrand, P., Jean, M., & Bonnoit, J. (2002). A visco-hyperelastic model with damage for the knee ligaments under dynamic constraints. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 5(2), 167-174.
- Ayotte, D. C., Ito, K., Perren, S. M., & Tepic, S. (2000). Direction-dependent constriction flow in a poroelastic solid: the intervertebral disc valve. *J Biomech Eng*, 122(6), 587-593.
- Ball, S. T., Vaccaro, A. R., Albert, T. J., & Cotler, J. M. (2000). Injuries of the thoracolumbar spine associated with restraint use in head-on motor vehicle accidents. *J Spinal Disord*, 13(4), 297-304.
- Balthrop, P. M., Nyland, J. A., Roberts, C. S., Wallace, J., Van Zyl, R., & Barber, G. (2007). Orthopedic trauma from recreational all-terrain vehicle use in central Kentucky: a 6-year review. *J Trauma*, 62(5), 1163-1170.

- Bartelink, D. L. (1957). The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br*, 39-B(4), 718-725.
- Bates, J. B., & Sienz, J. (2004, 19-22 April 2004). *Formulation of the optimal latin hypercube design of experiments using a permutation genetic algorithm*. Paper presented at the 45th AIAA/ASME/ASCE/AHS/ASC Structures, Structural Dynamics & Materials Conference, Palm Springs, California.
- Beausejour, M., Aubin, C. E., Feldman, A. G., & Labelle, H. (1999). [Simulation of lateral bending tests using a musculoskeletal model of the trunk]. *Ann Chir*, 53(8), 742-750.
- Beckstein, J. C., Sen, S., Schaer, T. P., Vresilovic, E. J., & Elliott, D. M. (2008). Comparison of animal discs used in disc research to human lumbar disc: axial compression mechanics and glycosaminoglycan content. *Spine*, 33(6), E166-173.
- Begeman, P. C., King, A. I., & Prasad, P. (1973). Spinal loads resulting from -G_x acceleration. *Stapp Car Crash J*, 17th, 343-360.
- Begeman, P. C., Visarius, H., Nolte, L. P., & Prasad, P. (1994). *Viscoelastic shear response of the cadaver and Hybrid III lumbar spine*. Paper presented at the 38th Stapp Car Crash Conference, Fort Lauderdale, FL, USA.
- Behr, M. et al. (2003). A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with radios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6(4), 263-273.
- Benneker, L. M., Heini, P. F., Anderson, S. E., Alini, M., & Ito, K. (2005). Correlation of radiographic and MRI parameters to morphological and biochemical assessment of intervertebral disc degeneration. *Eur Spine J*, 14(1), 27-35.
- Benzel, E. C. (2001). *Biomechanics of spine stabilization*: Rolling Meadows, IL: American Association of Neurological Surgeons.
- Bernhardt, M., & Bridwell, K. H. (1989). Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine*, 14(7), 717-721.
- Best, B. A. et al. (1994). Compressive mechanical properties of the human annulus fibrosus and their relationship to biochemical composition. *Spine*, 19(2), 212-221.
- Bono, C. M. et al. (2006). Validating a newly proposed classification system for thoracolumbar spine trauma: looking to the future of the thoracolumbar injury classification and severity score. *J Orthop Trauma*, 20(8), 567-572.
- Brinckmann, P., Biggemann, M., & Hilweg, D. (1989). Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Spine*, 14(6), 606-610.
- Brown, S. H., Gregory, D. E., & McGill, S. M. (2008). Vertebral end-plate fractures as a result of high rate pressure loading in the nucleus of the young adult porcine spine. *J Biomech*, 41(1), 122-127.
- Cann, C. E., Genant, H. K., Kolb, F. O., & Ettinger, B. (1985). Quantitative computed tomography for prediction of vertebral fracture risk. *Bone*, 6(1), 1-7.
- Carter, D. R., & Hayes, W. C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*, 59(7), 954-962.

- Chabert, L. (1998). *Caractérisation géométrique d'un occupant en configuration de conduite automobile*. PhD, Marseille.
- Chabert, L., Ghannouchi, S. E., & Cavallero, C. (1998). *Geometrical characterisation of a seated occupant*. Paper presented at the 42nd Stapp Car Crash Conference.
- Chagnon, A., Aubin, C. E., & Villemure, I. (2010). Biomechanical influence of disk properties on the load transfer of healthy and degenerated disks using a poroelastic finite element model. *J Biomech Eng*, 132(11), 111006.
- Chang, F. (2001, Nov 11-16 2001). *The development and validation of a finite element human thorax model for automotive impact injury studies*. Paper presented at the 2001 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, New York, NY, United States.
- Chazal, J. et al. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech*, 18(3), 167-176.
- Chen, H., Shoumura, S., Emura, S., & Bunai, Y. (2008). Regional variations of vertebral trabecular bone microstructure with age and gender. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, 19(10), 1473-1483.
- Cheung, J. T., Zhang, M., & Chow, D. H. (2003). Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(9), 790-799.
- Chiron, M., Laumon, B., & Charnay-Collet, P. (2000, 10 octobre 2000). *Intérêt du registre du Rhône pour le suivi des victimes. Vers une meilleure définition du blessé grave, des incidences aux prévalences* Paper presented at the Conference sur le véritable enjeu de l'insécurité routière : la victime Lyon-Bron, France.
- Christiansen, B. A., & Bouxsein, M. L. (2010). Biomechanics of vertebral fractures and the vertebral fracture cascade. *Curr Osteoporos Rep*, 8(4), 198-204.
- Conroy, C. et al. (2006). Rollover crashes: predicting serious injury based on occupant, vehicle, and crash characteristics. *Accid Anal Prev*, 38(5), 835-842.
- Crawford, R. P., Rosenberg, W. S., & Keaveny, T. M. (2003). Quantitative computed tomography-based finite element models of the human lumbar vertebral body: Effect of element size on stiffness, damage, and fracture strength predictions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(4), 434-438.
- Dai, L. Y., Wang, X. Y., Wang, C. G., Jiang, L. S., & Xu, H. Z. (2006). Bone mineral density of the thoracolumbar spine in relation to burst fractures: a quantitative computed tomography study. *Eur Spine J*, 15(12), 1817-1822.
- Dall'Ara, E. et al. (2010). 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*, 43(12), 2374-2380.
- Decraemer, W. F., Maes, M. A., & Vanhuyse, V. J. (1980). An elastic stress-strain relation for soft biological tissues based on a structural model. *J Biomech*, 13(6), 463-468.

- Delerba, F. (2001a). *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle du rachis thoracique et lombaire en configuration de choc automobile*. Ph.D, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris.
- Delerba, F. (2001b). *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle du rachis thoracique et lombaire en configuration de choc automobile*. Ph.D, ENSAM, Paris. Manual entry database.
- Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(8), 989-998.
- Demotopoulos, C. K., Yang, K. H., Grimm, M. J., Artham, K. K., & King, A. I. (1999). *High rate mechanical properties of the Hybrid III and cadaveric lumbar spines in flexion and extension*. Paper presented at the 43rd Stapp Car Crash Conference Proceedings, San Diego, California.
- Demotopoulos, C. K., Yang, K. H., Grimm, M. J., Khalil, T. B., & King, A. I. (1998, November 2-4). *Mechanical properties of the cadaveric and Hybrid III lumbar spines*. Paper presented at the 42nd Stapp Car Crash Conference Proceedings, Tempe, Arizona.
- Deng, H. W., Xu, F. H., Davies, K. M., Heaney, R., & Recker, R. R. (2002). Differences in bone mineral density, bone mineral content, and bone areal size in fracturing and non-fracturing women, and their interrelationships at the spine and hip. *J Bone Miner Metab*, 20(6), 358-366.
- Denis, F. (1983). The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine*, 8(8), 817-831.
- DeVivo, M. J. (1997). Causes and costs of spinal cord injury in the United States. *Spinal Cord*, 35(12), 809-813.
- Dhillon, N., Bass, E. C., & Lotz, J. C. (2001). Effect of frozen storage on the creep behavior of human intervertebral discs. *Spine*, 26(8), 883-888.
- Diamant, J., Keller, A., Baer, E., Litt, M., & Arridge, R. G. (1972). Collagen; ultrastructure and its relation to mechanical properties as a function of ageing. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, 180(60), 293-315.
- DiSilvestro, M. R., Zhu, Q., & Suh, J. K. (2001). Biphasic poroviscoelastic simulation of the unconfined compression of articular cartilage: II--Effect of variable strain rates. *J Biomech Eng*, 123(2), 198-200.
- Duma, S. M., Kemper, A. R., McNeely, D. M., Brolinson, P. G., & Matsuoka, F. (2006). Biomechanical response of the lumbar spine in dynamic compression. *Biomed Sci Instrum*, 42, 476-481.
- Dunlop, R. B., Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1984). Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *J Bone Joint Surg Br*, 66(5), 706-710.
- Dupuis, K. (2007). *Étude des facteurs influençant l'évaluation du comportement mécanique de l'os par tomodensitométrie*. Mémoire de Maîtrise en Sciences Appliquées, École de Technologie Supérieure, Montréal.

- Easley, N. E., Wang, M., McGrady, L. M., & Toth, J. M. (2008). Biomechanical and radiographic evaluation of an ovine model for the human lumbar spine. *Proc Inst Mech Eng H*, 222(6), 915-922.
- Ebbesen, E. N., Thomsen, J. S., Beck-Nielsen, H., Nepper-Rasmussen, H. J., & Mosekilde, L. (1998). Vertebral bone density evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography in vitro. *Bone*, 23(3), 283-290.
- Edmondston, S. J., Singer, K. P., Day, R. E., Breidahl, P. D., & Price, R. I. (1994). In-vitro relationships between vertebral body density, size, and compressive strength in the elderly thoracolumbar spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 9(3), 180-186.
- El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech*, 42(9), 1252-1262.
- El-Rich, M., Wagnac, E., Arnoux, P. J., & Aubin, C. E. (2008). Detailed modeling of the lumbar spine for trauma applications : preliminary results. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11(Suppl. 1), 93-94.
- Eriksson, S. A., Isberg, B. O., & Lindgren, J. U. (1989). Prediction of vertebral strength by dual photon absorptiometry and quantitative computed tomography. *Calcif Tissue Int*, 44(4), 243-250.
- Ewing, C., King, A. I., & Prasad, P. (1972). Structural considerations of the human vertebral column under +gz impact acceleration. *Journal of Aircraft*, 9, 84-90.
- Farfan, H. F., Cossette, J. W., Robertson, G. H., Wells, R. V., & Kraus, H. (1970). The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration. *J Bone Joint Surg Am*, 52(3), 468-497.
- Fathallah, F. A., Marras, W. S., & Parnianpour, M. (1998). An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(6), 706-716.
- Fazzalari, N. L., Parkinson, I. H., Fogg, Q. A., & Sutton-Smith, P. (2006). Antero-postero differences in cortical thickness and cortical porosity of T12 to L5 vertebral bodies. *Joint Bone Spine*, 73(3), 293-297.
- Ferguson, S. J., & Steffen, T. (2003). Biomechanics of the aging spine. *Eur Spine J*, 12 Suppl 2, S97-S103.
- Frisen, M., Magi, M., Sonnerup, I., & Viidik, A. (1969a). Rheological analysis of soft collagenous tissue. Part I: theoretical considerations. *J Biomech*, 2(1), 13-20.
- Frisen, M., Magi, M., Sonnerup, L., & Viidik, A. (1969b). Rheological analysis of soft collagenous tissue. Part II: experimental evaluations and verifications. *J Biomech*, 2(1), 21-28.
- Fung, Y. C. (1972). *Stress-Strain-history relations of soft tissues in simple elongation*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall inc.
- Galbusera, F., Schmidt, H., Neidlinger-Wilke, C., Gottschalk, A., & Wilke, H. J. (2011). The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models. *Eur Spine J*, 20(4), 563-571.

- Galli, R., Spalte, D. W., & Simon, R. R. (1989). *Emergency Orthopedics of the Spine*. Connecticut: Appleton & Lange.
- Garro, A. (2010). *Modélisation du corps vertébral en chargement dynamique : intégration de l'effet de l'âge*. Ph.D. thesis, École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Garro, A., Arnoux, P. J., & Aubin, C. E. (2009). Estimation of bone material properties using an inverse finite element method. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 12(Suppl. 1), 121-122.
- Garro, A., Arnoux, P. J., Wagnac, E., & Aubin, C. E. (2011). Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. *Med Biol Eng Comput*, In press.
- Goel, V. K., Kong, W., Han, J. S., Weinstein, J. N., & Gilbertson, L. G. (1993). A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*, 18(11), 1531-1541.
- Goel, V. K., Monroe, B. T., Gilbertson, L. G., & Brinckmann, P. (1995). Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads. *Spine*, 20(6), 689-698.
- Goel, V. K., Winterbottom, J. M., Weinstein, J. N., & Kim, Y. E. (1987). Load sharing among spinal elements of a motion segment in extension and lateral bending. *J Biomech Eng*, 109(4), 291-297.
- Gordon, S. J., Yang, K. H., Mayer, P. J., Mace, A. H., Jr., Kish, V. L., & Radin, E. L. (1991). Mechanism of disc rupture. A preliminary report. *Spine*, 16(4), 450-456.
- Gosch, H. H., Gooding, E., & Schneider, R. C. (1972). An experimental study of cervical spine and cord injuries. *J Trauma*, 12(7), 570-576.
- Grey, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Groves, C. J., Cassar-Pullicino, V. N., Tins, B. J., Tyrrell, P. N., & McCall, I. W. (2005). Chance-type flexion-distraction injuries in the thoracolumbar spine: MR imaging characteristics. *Radiology*, 236(2), 601-608.
- Gumley, G., Taylor, T. K., & Ryan, M. D. (1982). Distraction fractures of the lumbar spine. *J Bone Joint Surg Br*, 64(5), 520-525.
- Hakim, N. S., & King, A. I. (1976). Static and dynamic articular facet loads. *Proceedings of Stapp Car Crash Conference*, 609-639.
- Hansen, L., de Zee, M., Rasmussen, J., Andersen, T. B., Wong, C., & Simonsen, E. B. (2006). Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling. *Spine*, 31(17), 1888-1899.
- Hansen, U., Zioupos, P., Simpson, R., Currey, J. D., & Hynd, D. (2008). The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone. *J Biomech Eng*, 130(1), 011011.
- Hansson, T., Roos, B., & Nachemson, A. (1980). The bone mineral content and ultimate compressive strength of lumbar vertebrae. *Spine (Phila Pa 1976)*, 5(1), 46-55.

- Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., & Troyanovich, S. J. (1999). Sitting biomechanics part I: review of the literature. *J Manipulative Physiol Ther*, 22(9), 594-609.
- Haug, E., Choi, H. Y., Robin, S., & Beaugonin, M. (2004). *Human models for crash and impacts simulation. Special volume of Handbook of numerical analysis*. (Vol. XII). North Holland: Elsevier B.V.
- Haut, R. C. (1983). Age-dependent influence of strain rate on the tensile failure of rat-tail tendon. *J Biomech Eng*, 105(3), 296-299.
- Heggeness, M. H., & Doherty, B. J. (1997). The trabecular anatomy of thoracolumbar vertebrae: implications for burst fractures. *J Anat*, 191 (Pt 2), 309-312.
- Holdsworth, F. (1970). Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. *J Bone Joint Surg Am*, 52(8), 1534-1551.
- Holmes, J. F., Miller, P. Q., Panacek, E. A., Lin, S., Horne, N. S., & Mower, W. R. (2001). Epidemiology of thoracolumbar spine injury in blunt trauma. *Acad Emerg Med*, 8(9), 866-872.
- Hongo, M. et al. (2008). Effect of multiple freeze-thaw cycles on intervertebral dynamic motion characteristics in the porcine lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 41(4), 916-920.
- Hsu, J. M., Joseph, T., & Ellis, A. M. (2003). Thoracolumbar fracture in blunt trauma patients: guidelines for diagnosis and imaging. *Injury*, 34(6), 426-433.
- Hu, R., Mustard, C. A., & Burns, C. (1996). Epidemiology of incident spinal fracture in a complete population. *Spine*, 21(4), 492-499.
- Huang, Y., King, A. I., & Cavanaugh, J. M. (1994, Oct 31-Nov 4 1994). *Finite element modeling of gross motion of human cadavers in side impact*. Paper presented at the Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference, Fort Lauderdale, FL.
- Huelke, D. F., Mackay, G. M., & Morris, A. (1995). Vertebral column injuries and lap-shoulder belts. *J Trauma*, 38(4), 547-556.
- Hulme, P. A., Boyd, S. K., & Ferguson, S. J. (2007). Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength. *Bone*, 41(6), 946-957.
- Hutton, W. C., & Adams, M. A. (1982). Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting? *Spine*, 7(6), 586-590.
- Iatridis, J. C., Setton, L. A., Weidenbaum, M., & Mow, V. C. (1997). The viscoelastic behavior of the non-degenerate human lumbar nucleus pulposus in shear. *J Biomech*, 30(10), 1005-1013.
- Iatridis, J. C., Weidenbaum, M., Setton, L. A., & Mow, V. C. (1996). Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc. *Spine*, 21(10), 1174-1184.
- ICIS. Rapport du Registre national des traumatismes (données 1998-1999) sur les hospitalisations à la suite de blessures

www.icis.ca, Site web consulté le 15 juin 2007

- Iencean, S. M. (2003). Classification of spinal injuries based on the essential traumatic spinal mechanisms. *Spinal Cord*, 41(7), 385-396.
- Imai, K., Ohnishi, I., Bessho, M., & Nakamura, K. (2006). Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(16), 1789-1794.
- Ivancic, P. C. et al. (2007). Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *Spine J*, 7(6), 659-665.
- Iwamoto, M., Kinasuki, Y., Watanabe, I., Furusu, K., Miki, K., & Hasegawa, J. (2002). *Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction*. Paper presented at the Proceedings of the 2002 International Research Council on the Biomechanics of Impact (IRCOBI), Munich.
- Jepsen, K. J., Davy, D. T., & Akkus, O. (2001). Observations of damage in bone *In : Bone Mechanics Handbook*, Cowin S.C. (pp. 1-18). Boca Raton, Florida: CRC Press LLC.
- Jones, A. C., & Wilcox, R. K. (2008). Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Med Eng Phys*, 30(10), 1287-1304.
- Kapanji, I. A. (1996). *Physiologie articulaire, tome 3 : Tronc et Rachis, 5e éd.* Paris: Librairie Maloine S.A. Éditeur.
- Kastelic, J., Palley, I., & Baer, E. (1980). A structural mechanical model for tendon crimping. *J Biomech*, 13(10), 887-893.
- Kazarian, L., & Graves, G. A. (1977). Compressive strength characteristics of the human vertebral centrum. *Spine*, 2(1), 1-14.
- Kazarian, L. E., Beers, K., & Hernandez, J. (1979). Spinal injuries in the F/FB-111 crew escape system. *Aviat Space Environ Med*, 50(9), 948-957.
- Keaveny, T. M., Pinilla, T. P., Crawford, R. P., Kopperdahl, D. L., & Lou, A. (1997). Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(1), 101-110.
- Keller, T. S. (1994). Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*, 27(9), 1159-1168.
- Keller, T. S., Hansson, T. H., Abram, A. C., Spengler, D. M., & Panjabi, M. M. (1989). Regional variations in the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae. Effects of disc degeneration. *Spine (Phila Pa 1976)*, 14(9), 1012-1019.
- Kelly, R. P., & Whitesides, T. E. (1968). Treatment of lumbodorsal fracture-dislocations. *Ann Surg*, 167, 705.
- Kemper, A. R., McNally, C., & Duma, S. M. (2007). The influence of strain rate on the compressive stiffness properties of human lumbar intervertebral discs. *Biomed Sci Instrum*, 43, 176-181.
- Kifune, M., Panjabi, M. M., Arand, M., & Liu, W. (1995). Fracture pattern and instability of thoracolumbar injuries. *Eur Spine J*, 4(2), 98-103.
- Kifune, M., Panjabi, M. M., Liu, W., Arand, M., Vasavada, A., & Oxland, T. (1997). Functional morphology of the spinal canal after endplate, wedge, and burst fractures. *J Spinal Disord*, 10(6), 457-466.

- Kimpara, H. et al. (2006). Effect of assumed stiffness and mass density on the impact response of the human chest using a three-dimensional FE model of the human body. *J Biomech Eng*, 128(5), 772-776.
- Kimura, S., Steinbach, G. C., Watenpaugh, D. E., & Hargens, A. R. (2001). Lumbar spine disc height and curvature responses to an axial load generated by a compression device compatible with magnetic resonance imaging. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(23), 2596-2600.
- King, A. I. (2002). *Injury to the thoracolumbar spine and pelvis. Accidental Injury: biomechanics and prevention. Second ed.*
 . New York: Springer-Verlag.
- Klaassen, Z., Tubbs, R. S., Apaydin, N., Hage, R., Jordan, R., & Loukas, M. (2011). Vertebral spinal osteophytes. *Anat Sci Int*, 86(1), 1-9.
- Kopperdahl, D. L., & Keaveny, T. M. (1998). Yield strain behavior of trabecular bone. *J Biomech*, 31(7), 601-608.
- Kosmopoulos, V., & Keller, T. S. (2003). Finite element modeling of trabecular bone damage. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6(3), 209-216.
- Langrana, N. A., Harten, R. R., Lin, D. C., Reiter, M. F., & Lee, C. K. (2002). Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms. *Spine*, 27(5), 498-508.
- Lanir, Y. (1983). Constitutive equations for fibrous connective tissues. *J Biomech*, 16(1), 1-12.
- Lavender, S. A., Li, Y. C., Andersson, G. B., & Natarajan, R. N. (1999). The effects of lifting speed on the peak external forward bending, lateral bending, and twisting spine moments. *Ergonomics*, 42(1), 111-125.
- Lee, C. K., Kim, Y. E., Lee, C. S., Hong, Y. M., Jung, J. M., & Goel, V. K. (2000). Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model. *Spine*, 25(19), 2431-2439.
- Lee, M., & Hyman, W. (2002). Modeling of failure mode in knee ligaments depending on the strain rate. *BMC Musculoskelet Disord*, 3, 3.
- Lemaître, J., & Desmorat, R. (2005). *Engineering damage mechanics : ductile, creep, fatigue and brittle failures*. Berlin: Springer.
- Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40(2), 166-172.
- Lewis, M. E. (2006). Survivability and injuries from use of rocket-assisted ejection seats: analysis of 232 cases. *Aviat Space Environ Med*, 77(9), 936-943.
- Li, S. (1994). *Response of human intervertebral disk to prolonged axial loading and low-frequency vibration*. Ph.D., University of Illinois at Chicago, Chicago IL.
- Li, Z., Alonso, J. E., Kim, J. E., Davidson, J. S., Etheridge, B. S., & Eberhardt, A. W. (2006). Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissues. *Ann Biomed Eng*, 34(9), 1452-1462.
- Liao, H., & Belkoff, S. M. (1999). A failure model for ligaments. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 183-188.

- Limbert, G., Taylor, M., & Middleton, J. (2004). Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL. *J Biomech*, 37(11), 1723-1731.
- Lindahl, O. (1976). Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthop Scand*, 47(1), 11-19.
- Linde, F., & Sorensen, H. C. (1993). The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 26(10), 1249-1252.
- Little, J. P. (2004). *Response of human intervertebral disc to prolonged axial loading and low-frequency vibration*. Ph.D., Queensland University of Technology, Brisbane, Australia.
- Little, J. P., Adam, C. J., Evans, J. H., Pettet, G. J., & Pearcy, M. J. (2007). Nonlinear finite element analysis of anular lesions in the L4/5 intervertebral disc. *J Biomech*, 40(12), 2744-2751.
- Liu, L., Pei, F., Song, Y., Zou, L., Zhang, C., & Zhou, Z. (2002). The influence of the intervertebral disc on stress distribution of the thoracolumbar vertebrae under destructive load. *Chin J Traumatol*, 5(5), 279-283.
- Lizee, E. et al. (1998). *Development of a 3D finite element model of the human body*. Paper presented at the 42nd Annual Stapp Car Crash Conference, Tempe, Arizona, USA.
- Lopez-Valdes, F. J. et al. (2010). Analysis of spinal motion and loads during frontal impacts. Comparison between PMHS and ATD. *Ann Adv Automot Med*, 54, 61-78.
- Lorensen, W. E., & Cline, H. E. (1987). Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics*, 21(4).
- Lucas, S. R., Bass, C. R., Crandall, J. R., Kent, R. W., Shen, F. H., & Salzar, R. S. (2009). Viscoelastic and failure properties of spine ligament collagen fascicles. *Biomech Model Mechanobiol*, 8(6), 487-498.
- Lucas, S. R. et al. (2007). Viscoelastic properties of the cervical spinal ligaments under fast strain-rate deformations. *Acta Biomater*.
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*, 3(4), 184-201.
- Malberg, M. I. (2001). A new system of classification for spinal injuries. *Spine J*, 1(1), 18-25; discussion 125.
- Malvern, L. E. (1969). *Introduction to: The mechanics of a Continuous Medium*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Marchand, F., & Ahmed, A. M. (1990). Investigation of the laminate structure of lumbar disc anulus fibrosus. *Spine*, 15(5), 402-410.
- Marras, W. S. et al. (1995). Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*, 38(2), 377-410.
- Martin, R. B., & Burr, D. B. (1982). A hypothetical mechanism for the stimulation of osteonal remodelling by fatigue damage. *Journal of Biomechanics*, 15(3), 137-139.

- McAfee, P. C., Yuan, H. A., Fredrickson, B. E., & Lubicky, J. P. (1983). The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. An analysis of one hundred consecutive cases and a new classification. *J Bone Joint Surg Am*, 65(4), 461-473.
- McBroom, R. J., Hayes, W. C., Edwards, W. T., Goldberg, R. P., & White, A. A., 3rd. (1985). Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am*, 67(8), 1206-1214.
- McCormack, T., Karaikovic, E., & Gaines, R. W. (1994). The load sharing classification of spine fractures. *Spine*, 19(15), 1741-1744.
- McElhaney, J. H. (1966). Dynamic response of bone and muscle tissue. *J Appl Physiol*, 21(4), 1231-1236.
- Mohan, D., & Melvin, J. W. (1982). Failure properties of passive human aortic tissue. I--uniaxial tension tests. *J Biomech*, 15(11), 887-902.
- Mooney, M. (1940). A theory of large elastic deformation. *J Appl Phys*, 11, 582-592.
- Morgan, E. F., Bayraktar, H. H., & Keaveny, T. M. (2003). Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 36(7), 897-904.
- Morgan, E. F., & Keaveny, T. M. (2001). Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 34(5), 569-577.
- Mosekilde, L., Bentzen, S. M., Ortoft, G., & Jorgensen, J. (1989). The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density. *Bone*, 10(6), 465-470.
- Myers, B. S., Arbogast, K. B., Lobaugh, B., Harper, K. D., Richardson, W. J., & Drezner, M. K. (1994). Improved assessment of lumbar vertebral body strength using supine lateral dual-energy x-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res*, 9(5), 687-693.
- Myklebust, J. et al. (1983). *Experimental spinal trauma studies in the human and monkey cadaver*. Paper presented at the 27th Stapp Car Crash Conference Proceedings with International Research Committee on Biokinetics of Impacts (IRCOBI). San Diego, CA.
- Myklebust, J. B. et al. (1988). Tensile strength of spinal ligaments. *Spine*, 13(5), 526-531.
- Nachemson, A. (1966). The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin Orthop Relat Res*, 45, 107-122.
- Natarajan, R. N., & Andersson, G. B. (1999). The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine*, 24(18), 1873-1881.
- Nathan, H. (1962). Osteophytes of the vertebral column: an anatomical study of their development according to age, race and sex with considerations as to their etiology and significance. *J Bone Joint Surg Am*, 44, 243-268.
- Neumann, P., Nordwall, A., & Osvalder, A. L. (1995). Traumatic instability of the lumbar spine. A dynamic in vitro study of flexion-distraction injury. *Spine*, 20(10), 1111-1121.
- Neumann, P., Osvalder, A. L., Hansson, T. H., & Nordwall, A. (1996). Flexion-distraction injury of the lumbar spine: influence of load, loading rate, and vertebral mineral content. *J Spinal Disord*, 9(2), 89-102.

- Nguyen, A. M. et al. (2008). Noninvasive quantification of human nucleus pulposus pressure with use of T1rho-weighted magnetic resonance imaging. *J Bone Joint Surg Am*, 90(4), 796-802.
- Nicoll, E. A. (1949). Fractures of the dorso-lumbar spine. *J Bone Joint Surg Br*, 31, 376.
- O'Connor, P. (2002). Injury to the spinal cord in motor vehicle traffic crashes. *Accid Anal Prev*, 34(4), 477-485.
- Ochia, R. S., Tencer, A. F., & Ching, R. P. (2003). Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae. *J Biomech*, 36(12), 1875-1881.
- Oloyede, A., & Broom, N. D. (1993). A physical model for the time-dependent deformation of articular cartilage. *Connect Tissue Res*, 29(4), 251-261.
- Osvalder, A. L., Neumann, P., Lovsund, P., & Nordwall, A. (1993). A method for studying the biomechanical load response of the (in vitro) lumbar spine under dynamic flexion-shear loads. *J Biomech*, 26(10), 1227-1236.
- Oxland, T. R., Panjabi, M. M., & Lin, R. M. (1994). Axes of motion of thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord*, 7(2), 130-138.
- Panjabi, M. M., Kifune, M., Liu, W., Arand, M., Vasavada, A., & Oxland, T. R. (1998). Graded thoracolumbar spinal injuries: development of multidirectional instability. *Eur Spine J*, 7(4), 332-339.
- Panjabi, M. M., Krag, M., Summers, D., & Videman, T. (1985). Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthopaed Res*, 3(3), 292-300.
- Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Kifune, M., Arand, M., Wen, L., & Chen, A. (1995). Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. A biomechanic investigation. *Spine*, 20(10), 1122-1127.
- Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Lin, R. M., & McGowen, T. W. (1994). Thoracolumbar burst fracture. A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. *Spine*, 19(5), 578-585.
- Patel, A. A., & Vaccaro, A. R. (2010). Thoracolumbar spine trauma classification. *J Am Acad Orthop Surg*, 18(2), 63-71.
- Patel, A. A. et al. (2007). The adoption of a new classification system: time-dependent variation in interobserver reliability of the thoracolumbar injury severity score classification system. *Spine*, 32(3), E105-110.
- Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B., & Dunlap, B. (1999). A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine*, 24(10), 1003-1009.
- Pearsall, D. J., Reid, J. G., & Livingston, L. A. (1996). Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Annals of Biomedical Engineering*, 24(2), 198-210.
- Pena, E., Pena, J. A., & Doblare, M. (2008). On modelling nonlinear viscoelastic effects in ligaments. *J Biomech*, 41(12), 2659-2666.

- Perey, O. (1957). Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine; an experimental biochemical investigation. *Acta Orthop Scand Suppl*, 25, 1-101.
- Petitjean, A., Baudrit, P., & Trosseille, X. (2003). *Thoracic injury criterion for frontal crash applicable to all restraint systems*. Paper presented at the 47th Stapp Car Crash Conference, San Diego, California, USA.
- Pickett, G. E., Campos-Benitez, M., Keller, J. L., & Duggal, N. (2006). Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada. *Spine*, 31(7), 799-805.
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances, A., Jr. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech*, 25(11), 1351-1356.
- Pioletti, D. P., Rakotomanana, L. R., Benvenuti, J. F., & Leyvraz, P. F. (1998). Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons. *Journal of Biomechanics*, 31(8), 753-757.
- Pithioux, M., Subit, D., & Chabrand, P. (2004). Comparison of compact bone failure under two different loading rates: experimental and modelling approaches. *Med Eng Phys*, 26(8), 647-653.
- Plank, G. R., Kleinberger, M., & Eppinger, R. H. (1998, 1998). *Analytical investigation of driver thoracic response to out of position airbag deployment*. Paper presented at the Proceedings of the 42th Stapp Car Crash Conference, Temple, Arizona.
- Pollintine, P., Dolan, P., Tobias, J. H., & Adams, M. A. (2004). Intervertebral disc degeneration can lead to "stress-shielding" of the anterior vertebral body: a cause of osteoporotic vertebral fracture? *Spine*, 29(7), 774-782.
- Provenzano, P., Lakes, R., Keenan, T., & Vanderby, R., Jr. (2001). Nonlinear ligament viscoelasticity. *Ann Biomed Eng*, 29(10), 908-914.
- Pye, S. R., Reid, D. M., Lunt, M., Adams, J. E., Silman, A. J., & O'Neill, T. W. (2007). Lumbar disc degeneration: association between osteophytes, end-plate sclerosis and disc space narrowing. *Ann Rheum Dis*, 66(3), 330-333.
- Qiu, T.-X., Tan, K.-W., Lee, V.-S., & Teo, E.-C. (2006). Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method. *Med Eng Phys*, 28(7), 656-664.
- Race, A., Broom, N. D., & Robertson, P. (2000). Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc. *Spine*, 25(6), 662-669.
- Rivlin, R. S. (1984). *Forty years of non-linear continuum mechanics*. Paper presented at the IX International Congress on Rheology, Acapulco, Mexico.
- Roberts, S., McCall, I. W., Menage, J., Haddaway, M. J., & Eisenstein, S. M. (1997). Does the thickness of the vertebral subchondral bone reflect the composition of the intervertebral disc? *Eur Spine J*, 6(6), 385-389.
- Robertson, A., Branfoot, T., Barlow, I. F., & Giannoudis, P. V. (2002). Spinal injury patterns resulting from car and motorcycle accidents. *Spine*, 27(24), 2825-2830.
- Robin, S. (2001). *HUMOS : human model for safety - A joint effort towards the development of refined human-like car occupant models*. Paper presented at the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Amsterdam.

- Robinson, P. S., Lin, T. W., Reynolds, P. R., Derwin, K. A., Iozzo, R. V., & Soslowsky, L. J. (2004). Strain-rate sensitive mechanical properties of tendon fascicles from mice with genetically engineered alterations in collagen and decorin. *J Biomech Eng*, 126(2), 252-257.
- Rockoff, S. D., Sweet, E., & Bleustein, J. (1969). The relative contribution of trabecular and cortical bone to the strength of human lumbar vertebrae. *Calcif Tissue Res*, 3(2), 163-175.
- Roohi, S. A., Naicker, A. S., Shukur, M. H., & Mohammad, A. R. (2006). Spinal injuries in a level-one trauma centre: a demographic study. *Med J Malaysia*, 61 Suppl A, 30-35.
- Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., & Dimnet, J. (2005). Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine*, 30(3), 346-353.
- Ruan, J., El-Jawahri, R., Chai, L., Barbat, S., & Prasad, P. (2003). Prediction and analysis of human thoracic impact responses and injuries in cadaver impacts using a full human body finite element model. *Stapp Car Crash Journal*, 47, 299-321.
- Sances, A. J., Myklebust, J. B., Maiman, D. J., Larson, S. J., Cusick, J. F., & Jodat, R. W. (1984). The biomechanics of spinal injuries. *Crit Rev Biomed Eng*, 11(1), 1-76.
- Schmidt, H., Heuer, F., Drumm, J., Klezl, Z., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(4), 377-384.
- Schmidt, H. et al. (2006). Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(4), 337-344.
- Schmidt, H., Kettler, A., Heuer, F., Simon, U., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine*, 32(7), 748-755.
- Scullion, J. E., Heys, S. D., & Page, G. (1987). Pattern of injuries in survivors of a helicopter crash. *Injury*, 18(1), 13-14.
- Sedlin, E. D., & Hirsch, C. (1966). Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand*, 37(1), 29-48.
- Shah, C. S., Lee, J. B., Hardy, W. N., & Yang, K. H. (2004, Nov 13-19 2004). A partially validated finite element whole-body human model for organ level injury prediction. Paper presented at the 2004 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, IMECE 2004, Anaheim, CA, United States.
- Shah, C. S., Yang, K. H., Hardy, W., Wang, H. K., & King, A. I. (2001). Development of a computer model to predict aortic rupture due to impact loading. *Stapp Car Crash J*, 45, 161-182.
- Shim, V. P. W., Yang, L. M., Liu, J. F., & Lee, V. S. (2005). Characterisation of the dynamic compressive mechanical properties of cancellous bone from the human cervical spine. *International Journal of Impact Engineering*, 32, 525-540.

- Shirado, O., Kaneda, K., Tadano, S., Ishikawa, H., McAfee, P. C., & Warden, K. E. (1992). Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fractures. *Spine*, 17(3), 286-292.
- Shirazi-Adl, A. (1994). Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine*, 19(21), 2407-2414.
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M., & Shrivastava, S. C. (1986). A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech*, 19(4), 331-350.
- Shirazi-Adl, A., El-Rich, M., Pop, D. G., & Parnianpour, M. (2005). Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads--application of kinematics-based algorithm. *Eur Spine J*, 14(4), 381-392.
- Silva, M. J., Wang, C., Keaveny, T. M., & Hayes, W. C. (1994). Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate. *Bone*, 15(4), 409-414.
- Simpson, E. K., Parkinson, I. H., Manthey, B., & Fazzalari, N. L. (2001). Intervertebral disc disorganization is related to trabecular bone architecture in the lumbar spine. *J Bone Miner Res*, 16(4), 681-687.
- Singer, K., Edmondston, S., Day, R., Breidahl, P., & Price, R. (1995). Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: correlations with bone mineral density and vertebral region. *Bone*, 17(2), 167-174.
- Smeathers, J. E., & Joanes, D. N. (1988). Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens. *J Biomech*, 21(5), 425-433.
- Soechting, J. F., & Paslay, P. R. (1973). A model for the human spine during impact including musculature influence. *J Biomech*, 6(2), 195-203.
- Stanley, S. K. et al. (2004). Flexion-extension response of the thoracolumbar spine under compressive follower preload. *Spine*, 29(22), E510-514.
- Stouffer, D. C., Butler, D. L., & Hosny, D. (1985). The relationship between crimp pattern and mechanical response of human patellar tendon-bone units. *J Biomech Eng*, 107(2), 158-165.
- Sundarajan, S. et al. (2005). Characteristics of PMHS lumbar motion segments in lateral shear. *Stapp Car Crash Journal*, 49, 367-379.
- Sundgren, P. C., Philipp, M., & Maly, P. V. (2007). Spinal trauma. *Neuroimaging Clin N Am*, 17(1), 73-85.
- Terk, M. R., Hume-Neal, M., Fraipont, M., Ahmadi, J., & Colletti, P. M. (1997). Injury of the posterior ligament complex in patients with acute spinal trauma: evaluation by MR imaging. *AJR Am J Roentgenol*, 168(6), 1481-1486.
- Thompson, J. P., Pearce, R. H., Schechter, M. T., Adams, M. E., Tsang, I. K., & Bishop, P. B. (1990). Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15(5), 411-415.

- Tran, N. T., Watson, N. A., Tencer, A. F., Ching, R. P., & Anderson, P. A. (1995). Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate. *Spine*, 20(18), 1984-1988.
- Trochu, F. (2001). *Krigeage en CAO et FAO : Notes de cours.*: École Polytechnique de Montréal.
- Tschirhart, C. E., Finkelstein, J. A., & Whyne, C. M. (2006). Metastatic burst fracture risk assessment based on complex loading of the thoracic spine. *Ann Biomed Eng*, 34(3), 494-505.
- Tsou, P. M., Wang, J., Khoo, L., Shamie, A. N., & Holly, L. (2006). A thoracic and lumbar spine injury severity classification based on neurologic function grade, spinal canal deformity, and spinal biomechanical stability. *Spine J*, 6(6), 636-647.
- Twomey, L. T., & Taylor, J. R. (1987). Age changes in lumbar vertebrae and intervertebral discs. *Clin Orthop Relat Res*(224), 97-104.
- Vaccaro, A. R. et al. (2004). Diagnosis and management of thoracolumbar spine fractures. *Instr Course Lect*, 53, 359-373.
- Vaccaro, A. R. et al. (2005). A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine*, 30(20), 2325-2333.
- Vaccaro, A. R. et al. (2009). Injury of the posterior ligamentous complex of the thoracolumbar spine: a prospective evaluation of the diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging. *Spine*, 34(23), E841-847.
- Virgin, W. J. (1951). Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Br*, 33-B(4), 607-611.
- Wagnac, E., Arnoux, P. J., Garo, A., & Aubin, C. E. (2009). Determination of the hyperelastic material properties of the intervertebral disk under dynamic compressive loads. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 12(Suppl. 1), 253-254.
- Wagnac, E., Aubin, C. E., El-Rich, M., & Arnoux, P. J. (2011). Finite element modeling of the lumbar spine ligaments for virtual trauma simulations. *Med Eng Phys*, MEP-D-11-00430. Submitted september 00439.
- Wagnac, E., Aubin, C. E., Garo, A., El-Rich, M., & Arnoux, P. J. (2011). Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads. *Journal of Biomechanical Engineering*, In press.
- Wagnac, E., Michardiere, D., Garo, A., Arnoux, P. J., Mac-Thiong, J. M., & Aubin, C. E. (2010). Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study. *Stud Health Technol Inform*, 158, 167-171.
- Wang, J. L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., & Engin, A. E. (1998). The dynamic response of L(2)/L(3) motion segment in cyclic axial compressive loading. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(1 Suppl 1), S16-S25.
- Wang, J. L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., & Engin, A. E. (2000). Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate. *Spine*, 25(3), 310-318.

- Wang, J. L., Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (2005). Search for critical loading condition of the spine--a meta analysis of a nonlinear viscoelastic finite element model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 8(5), 323-330.
- Wang, Z. L. et al. (2005). Computational biomechanical modelling of the lumbar spine using marching-cubes surface smoothened finite element voxel meshing. *Comput Methods Programs Biomed*, 80(1), 25-35.
- Watson-Jones, R. (1943). *Fractures and Joint Injuries*. 3rd ed. Edinburgh, Scotland: ES Livingston.
- Weaver, J. K., & Chalmers, J. (1966). Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *J Bone Joint Surg Am*, 48(2), 289-298.
- Weiss, J. A., Gardiner, J. C., Ellis, B. J., Lujan, T. J., & Phatak, N. S. (2005). Three-dimensional finite element modeling of ligaments: technical aspects. *Med Eng Phys*, 27(10), 845-861.
- Weiss, J. A., & Maakestad, B. J. (2006). Permeability of human medial collateral ligament in compression transverse to the collagen fiber direction. *J Biomech*, 39(2), 276-283.
- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine* (2nd ed.). Philadelphia: J.B. Lippincott.
- Whyne, C. M., Hu, S. S., & Lotz, J. C. (2003). Burst fracture in the metastatically involved spine: development, validation, and parametric analysis of a three-dimensional poroelastic finite-element model. *Spine*, 28(7), 652-660.
- Wilcox, R. K. (2007). The influence of material property and morphological parameters on specimen-specific finite element models of porcine vertebral bodies. *J Biomech*, 40(3), 669-673.
- Wilcox, R. K., Allen, D. J., Hall, R. M., Limb, D., Barton, D. C., & Dickson, R. A. (2004). A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach. *Eur Spine J*, 13(6), 481-488.
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755-762.
- Wolf, A., Shoham, M., Michael, S., & Moshe, R. (2001). Morphometric study of the human lumbar spine for operation-workspace specifications. *Spine*, 26(22), 2472-2477.
- Wood, K. B., Khanna, G., Vaccaro, A. R., Arnold, P. M., Harris, M. B., & Mehbod, A. A. (2005). Assessment of two thoracolumbar fracture classification systems as used by multiple surgeons. *J Bone Joint Surg Am*, 87(7), 1423-1429.
- Yahia, H., Drouin, G., Maurais, G., Garzon, S., & Rivard, C. H. (1989). Degeneration of the human lumbar spine ligaments. An ultrastructural study. *Pathol Res Pract*, 184(4), 369-375.
- Yahia, H., Drouin, G., & Newman, N. (1990). Structure-function relationship of human spinal ligaments. *Z Mikrosk Anat Forsch*, 104(1), 33-45.
- Yahia, L. H., Audet, J., & Drouin, G. (1991). Rheological properties of the human lumbar spine ligaments. *J Biomed Eng*, 13(5), 399-406.

- Yang, K. H., Hu, J., White, N. A., King, A. I., Chou, C. C., & Prasad, P. (2006). Development of numerical models for injury biomechanics research: a review of 50 years of publications in the Stapp Car Crash Conference. *Stapp Car Crash J*, 50, 429-490.
- Yingling, V. R., Callaghan, J. P., & McGill, S. M. (1997). Dynamic loading affects the mechanical properties and failure site of porcine spines. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(5), 301-305.
- Yingling, V. R., & McGill, S. M. (1999). Anterior shear of spinal motion segments. Kinematics, kinetics, and resultant injuries observed in a porcine model. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(18), 1882-1889.
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., & Pintar, F. A. (2000). Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J Biomech Eng*, 122(6), 623-629.
- Yoganandan, N., Pintar, F., Butler, J., Reinartz, J., Sances, A., Jr., & Larson, S. J. (1989). Dynamic response of human cervical spine ligaments. *Spine*, 14(10), 1102-1110.
- Yoganandan, N., Ray, G., Pintar, F. A., Myklebust, J. B., & Sances, A., Jr. (1989). Stiffness and strain energy criteria to evaluate the threshold of injury to an intervertebral joint. *J Biomech*, 22(2), 135-142.
- Yu, C. Y., Tsai, K. H., Hu, W. P., Lin, R. M., Song, H. W., & Chang, G. L. (2003). Geometric and morphological changes of the intervertebral disc under fatigue testing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(6), S3-9.
- Zhao, F. D., Pollintine, P., Hole, B. D., Adams, M. A., & Dolan, P. (2009). Vertebral fractures usually affect the cranial endplate because it is thinner and supported by less-dense trabecular bone. *Bone*, 44(2), 372-379.
- Zhu, Q. et al. (2008). Translational constraint influences dynamic spinal canal occlusion of the thoracic spine: an in vitro experimental study. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 171-179.

ANNEXE A – Description détaillée des types de blessures

La description des types de blessures est principalement basée sur la classification AO de Magerl et al. (1994). À des fins de concision, la description s'étend aux groupes (ex. A1.1), mais non aux sous-groupes (ex. A1.1.1).

▪ Lésions en compression (type A)

Ces blessures sont le résultat d'une compression axiale, avec ou sans flexion, et affecte presque exclusivement le corps vertébral. La hauteur du corps vertébral est réduite, et le complexe ligamentaire postérieur est intact. Les **fractures de tassement** (A1) sont des fractures de compression sans fragmentation du corps vertébral et sans rétrécissement du canal vertébral. Ces fractures sont stables et s'accompagnent rarement d'un déficit neurologique. Elles se divisent en fractures des plateaux vertébraux (A1.1), fractures du corps vertébral avec cunéiformisation (A1.2) et fractures par affaissement du corps vertébral (A1.3). Les **fractures avec fissuration** (A2) présentent une fissuration verticale du corps vertébral dans les plans sagittal ou coronal, avec différents degrés de dislocation des fragments (Roy-Camille et al., 1979). En présence d'une dislocation sévère des fragments, le disque intervertébral pénètre dans le corps. Ces fractures sont généralement stables (sauf celles de type A2.3) et s'accompagnent rarement d'un déficit neurologique. Les **fractures comminutives** (A3) sont des fractures instables caractérisées par l'éclatement partiel ou complet du corps vertébral avec migration centrifuge des fragments. La fréquence élevée d'atteinte neurologique observable sur ce type de fracture est le résultat de la rétropulsion des fragments du mur postérieur dans le canal rachidien. Selon Roaf (1960) et Tran et al. (1995), la pénétration rapide du matériel nucléaire à travers le plateau vertébral causerait une pressurisation et un éclatement du corps vertébral, expulsant ainsi le gras et la moelle osseuse à l'extérieur du cortex vertébral. Cette hypothèse est toutefois contredite par Wilcox et al. (2004) qui, à partir d'une approche combinant simulations numériques et essais expérimentaux, observent plutôt que la fracture se produit dans l'ordre inverse, le corps vertébral se fracturant avant le plateau. L'expulsion subséquente d'os et de fluide dans le canal rachidien réduirait alors le support offert au plateau vertébral, qui céderait sous l'effet continu de la compression. L'interaction avec les facettes articulaires serait alors responsable de la rupture du mur postérieur,

en imposant une tension via les pédicules et en produisant des concentrations de contraintes dans la région postérieure du corps vertébral (Langrana et al., 2002; Wilcox et al., 2004).

▪ Lésions par distraction (type B)

Le critère distinctif principal de ce type de lésion est la distraction transverse de la colonne antérieure ou postérieure¹. Les **fractures par distraction postérieure à prédominance ligamentaire (B1)** présentent une distraction du complexe ligamentaire postérieur avec une luxation bilatérale, une dislocation ou une fracture des facettes articulaires. Elles sont le résultat d'une flexion-distraction et peuvent s'accompagner d'une distraction transverse du disque ou d'une lésion du corps vertébral de type A. La présence élevée de déficits neurologiques est attribuable aux mouvements relatifs de translation des segments vertébraux et/ou à la rétropulsion de fragments dans le canal rachidien. Les **fractures par distraction postérieure à prédominance osseuse (B2)** présentent une distraction de la colonne postérieure à travers les lames et les pédicules ou à travers l'isthme vertébral. Comme les fractures de type B1, elles sont le résultat d'une flexion-distraction et peuvent s'accompagner d'une distraction transverse du disque ou d'une lésion du corps vertébral de type A. Le degré d'instabilité et l'incidence de déficits neurologiques sont légèrement plus élevé que dans le cas des fractures de type B1, sauf dans le cas de fractures transverses complètes (B2.1). Les **fractures par distraction antérieure (B3)** s'initient dans la colonne antérieure et peuvent progresser dans la colonne postérieure. Elles sont le résultat d'une hyperextension avec ou sans cisaillement antéro-postérieur. La présence d'une dislocation postérieure est souvent accompagnée d'une paraplégie complète. Ce type de blessure représente donc l'une des plus sévères au niveau du rachis lombaire.

▪ Lésions par rotation axiale (type C)

Ces lésions touchent généralement les colonnes antérieures et postérieures. Elles présentent une rotation segmentaire, un fort potentiel de translation dans toutes les directions, une distraction des ligaments longitudinaux et des disques, une fracture des facettes articulaires (souvent unilatérale), une fracture des apophyses transverses, des dislocations ou fractures des côtes près de la colonne vertébrale, une fracture des plateaux par avulsion latérale, des fractures irrégulières de l'arc

¹ Dans la classification AO, la colonne centrale telle que décrite par Denis (1983) fait partie de la colonne antérieure.

neural et des fractures asymétriques du corps vertébral. Une fracture des apophyses transverses demeurent toutefois le principal indicateur d'une blessure avec rotation. Dans les **fractures de type A avec rotation (C1)**, un des murs latéraux du corps vertébral demeure intact. Les **fractures de type B avec rotation (C2)** présentent généralement une flexion-subluxation. Les dislocations unilatérales des facettes sont donc moins fréquentes. Les **fractures avec rotation et cisaillement (C3)** présentent une déchirure complète du segment osséo-disco-ligamentaire oblique ou horizontale, et représentent les fractures les plus instables des blessures de la colonne vertébrale (Holdsworth, 1970).

ANNEXE B – Propriétés mécaniques de la colonne vertébrale et de ses composantes

Tableau B.1 : Propriétés mécaniques de l'os cortical et spongieux soumis à des sollicitations quasi-statiques en tension et en compression, toutes densités confondues

Tension	Site	ρ_{app} (kg/m ³)	E (GPa)	σ_y (MPa)	ε_y (%)	σ_{ult} (MPa)	ε_{ult} (%)
Cortical	Fémur	n/a	14-18 ^a	100	0.63	111	1.69
	Vertèbre	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Spongieux	Fémur	0.38	7.1	33	0.6	n/a	n/a
	Vertèbre	0.20	0.35	1.7	0.7	3.4	0.78
Compression	Site	ρ_{app} (kg/m ³)	E (GPa)	σ_y (MPa)	ε_y (%)	σ_{ult} (MPa)	ε_{ult} (%)
Cortical	Fémur	n/a	15-19 ^b	169	1	179	1.75
	Vertèbre	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Spongieux	Fémur	0.38	5.375	52	0.86	65	n/a
	Vertèbre	0.09-0.28 ^c	0.08–0.37 ^c	1.4-4.0	6.0-6.7	1.6-4.6	7.4-9.5

a- Yamada (1970), b- Sedlin et al. (1965), c- Keaveny et al. (1997) ; 1.9-13 Lotz et al. (1991)

Tableau B.2 : Tolérance mécanique d'une vertèbre ou d'un corps vertébral isolé en compression

Auteur	Nombre de sujets (spécimens)	Niveau vertébral ^a	Sollicitation	Principaux résultats
Virgin (1951)	51	T, L	Compression	F_{rupt} moy. = 4450N
Bartelink (1957b)	(10)	L	Compression	$F_{écoul}$ moy = 3160 N (1557-6228N)
Adams & Hutton (1982)	33 (61)	L	Compression jusqu'à 8000 N avec UF en pré-flexion (6 à 18°)	F_{rupt} moy. = 5344 N (2060-12968 N)
Yoganandan et al. (1989)	6 (9)	TL	Compression à 2.54 mm/s	<i>UF Normal :</i> $F_{écoul} = 9020 \pm 1080N$ $F_{rupt} = 11030 \pm 1420N$ <i>UF dégénérée :</i> $F_{écoul} = 4380 \pm 360 N$ $F_{rupt} = 5300 \pm 290 N$
Zhao et al. (2009)	35 (62)	T8-T9 à L4-L5	Compression avec UF en pré-flexion (2 à 6°)	$F_{rupt} = 3121 \pm 1274 N$

a. C = cervical ; T = thoracique ; L = lombaire ; TL = jonction thoracolombaire

b. F_{rupt} = force à la rupture, $F_{écoul}$ = force à l'écoulement

Tableau B.3 : Relations entre la densité osseuse apparente, la densité d'os frais ou la densité de cendres de l'os spongieux d'une vertèbre et ses propriétés mécaniques mesurées en compression quasi-statique

Étude	ρ_{app} , ρ_{frais} ou ρ_{ash} (g/cm ³)	E ou σ_{ult} (GPa)	$\dot{\epsilon}$	n	R ²
Keller et al. (1989)	0.086-0.195	$E = 2.85 \rho_{app}^{1.91}$	0.009	12	0.83
	"	$\sigma_{ult} = 0.00185 \rho_{app}^{2.21}$	"	"	0.86
Keller (1994)	0.028-0.182	$E = 1.89 \rho_{ash}^{1.92}$	0.010	199	0.70
Keaveny et al. (1997)	0.09-0.28	$E = 1.54 \rho_{app} - 0.058$	0.005	9	0.64
Kopperdahl et Keaveny (1998)	0.11-0.27	$E = 2.1 \rho_{app} - 0.08$	0.005	44	0.61
Morgan et al. (2003)	0.11-0.35	$E = 4.73 \rho_{app}^{1.56}$	0.005	61	0.73
Shim et al. (2005)	0.45-1.35	$E = 0.242 \rho_{frais}^{1.95}$	0.001	23	n/d
	"	$\sigma_{ult} = 0.00509 \rho_{frais}^{2.35}$	"	"	"

Tableau B.4 : Sommaire des principales études sur la relation entre la densité minérale osseuse et la résistance mécanique d'une vertèbre ou d'une UFV (légende : VI = vertèbre isolées ; UFV = unité fonctionnelle vertébrale ; UFV-3 = unité fonctionnelle vertébrale de 3 vertèbres) (adaptée de Singer et al., 1995)

Auteurs	N/Sexe/ Âge (ans)	Type de DMO	Spécimens	Taux de chargement	Corrélation
Hansson et al. (1980)	15M: 31-79 21F: 34-74	DXA	VI : L1 à L4	0.08 mm/s	r = 0.86
McBroom et al. (1985)	8(M+F):63-99	QCT	UFV-3 : L1-L3	0.1 mm/s	r = 0.69
Brinckmann et al., (1989)	31M: 19-77 22F: 20-79	QCT	UFV-3 : T10 à L5	1 kN/s	r = 0.62, r = 0.81 ^a
Eriksson et al. (1989)	10F: 67-89 9M: 59-94	DPA ^g QCT	VI : L1 à L4	0.08 mm/s	r = 0.80 r = 0.30
Mosekilde et al. (1989)	13F: 65-95 17M: 43-95	QCT	VI : L2, L3	0.075 mm/s	r = 0.72, r = 0.55 ^b
Cody et al. (1991)	12M: 23-92 10F: 57-83	QCT	UFV : T11 à L3	0.25 mm/s	r = 0.78 ^c r = 0.45 ^d r = 0.41 ^e
Edmonston et al. (1994)	8F: 51-90 4M: 66-79	QCT	UFV : T1 à L2	0.25 mm/s	r = 0.37 r = 0.33 ^a
Singer et al., (1995)	10M :29-88 8F :63-89	DXA QCT DPA	VI : T1 à L5	0.25 mm/s	r = 0.77 r = 0.28, r=0.83 ^f r = 0.71 ^b r = 0.86
Resch et al., (1995)					

a- densité x aire du plateau vertébral

b- contraintes à la rupture

c- densité du tiers supérieur du corps vertébral

d- densité du tiers central du corps vertébral

e- densité du tiers inférieur du corps vertébral

f- densité x aire section centrale

g- absorptiométrie duale à photon

ANNEXE C – Classification des modèles par éléments finis de la colonne vertébrale

Les MÉF de la colonne vertébrale peuvent être classés comme étant «personnalisés» ou «génériques». Les modèles «personnalisés» décrivent la géométrie et les propriétés physiques d'un sujet donné. Ces modèles sont généralement dédiés à la médecine virtuelle et plus spécifiquement à l'orthopédie, comme par exemple dans le cas où un chirurgien orthopédiste voudrait identifier la chirurgie optimale pour son patient ou lui prescrire le meilleur corset possible (Clin et al., 2010). La génération de tels modèles requiert des techniques d'acquisition et de reconstruction géométrique rapides tels que les rayons-X ou la topographie de surface. La personnalisation des propriétés mécaniques de ces modèles demeure toutefois complexe et fait l'objet d'intenses recherches à l'heure actuelle. Les modèles «génériques» décrivent la géométrie et les propriétés physiques moyennes d'une classe donnée de la population. Statistiquement, cette classe est généralement exprimée par un percentile. Ainsi, le 50^{ième} percentile en taille d'une population donnée (ex. Américains, Européens, etc.) est la taille sous laquelle 50% de la population se trouve. Par conséquent, ces modèles requièrent une quantité importante de données anthropométriques et biomécaniques, généralement obtenus via des études cliniques sur de larges populations ou des essais expérimentaux sur des spécimens cadavériques. Dans la majorité des cas, ils présentent des géométries idéalisées des composants rachidiens et sont facilement paramétrables. Ils sont généralement employés pour la conception d'objets s'adressant à l'ensemble de la population et sont particulièrement bien adaptés au domaine de l'accidentologie, qui ne vise pas la réduction des blessures pour un seul sujet, mais pour la majorité de la population. Ils sont également utilisés lors d'études fondamentales visant à acquérir des connaissances plus générales et fondamentales sur le fonctionnement de la colonne vertébrale.

Les MÉF de la colonne vertébrale peuvent ensuite se subdiviser selon leur niveau de complexité : simplifiés, détaillés ou hybrides. L'approche simplifiée vise une modélisation représentative, mais non exhaustive de la colonne vertébrale. Chaque unité fonctionnelle est généralement composée de quelques éléments, ce qui rend l'analyse rapide et économique. Ces modèles peuvent également inclure les tissus mous (ligaments, cartilages, etc.) ainsi que la cage thoracique, le bassin et de l'instrumentation chirurgicale. Les modèles simplifiés visent

généralement l'étude du comportement global du rachis sous chargement. Le nombre restreint d'éléments permet la modélisation de segments rachidiens complets lombaires ou bien thoracique et lombaire. Par contre, ces modèles présentent quelques limites qui contraignent leur utilisation en accidentologie, soient l'impossibilité d'obtenir les contraintes et déformations des composants rachidiens individuels, d'évaluer leur contribution au processus lésionnel, et de fournir une simulation précise pour des chargements omni-directionnels.

L'approche détaillée vise une modélisation individuelle des composants du rachis (ligaments, disques, facettes articulaires, etc.), ce qui permet d'évaluer la contribution biomécanique de chacun. La mise en œuvre des MEF détaillés est donc plus fastidieuse, dû à la représentation fine du comportement et des interactions complexes des composants de la colonne vertébrale. Ces modèles intègrent également des lois de comportement plus avancées, pouvant par exemple simuler la fracture osseuse (via des lois de comportement élasto-plastiques intégrant des modèles de rupture) et les échanges fluidiques (lois poroélastiques). Les propriétés mécaniques des matériaux sont directement obtenues d'études expérimentales publiées ou assignées arbitrairement de manière à reproduire de façon réaliste le comportement *in vitro* ou *in vivo* du rachis soumis à un chargement imposé et des conditions aux frontières.

Les modèles hybrides couplent une modélisation détaillée, appliquée aux composants rachidiens offrant un intérêt marqué, à une modélisation simplifiée, appliquée aux composants pour lesquels seul le comportement cinématique global demeure important. Ces modèles offrent donc une excellente alternative aux modèles simplifiés et détaillés en tirant avantage de chacun des types de modélisation, tout en surpassant les limites propres à chacun. Le tableau C.1 présente une classification des principaux modèles de la colonne vertébrale tirés de la littérature.

Tableau C.1: Classification des principaux MÉF de la colonne vertébrale

Types	Études fondamentales	Études cliniques/orthopédiques	Études en accidentologie
Simplifiés	<ul style="list-style-type: none"> - Équipe du Dr. Shirazi-Adl - Équipe du Dr. Aubin 	<ul style="list-style-type: none"> - Stokes et Laible, 1990 - Wynarsky et Schultz, 1991 - Viviani et al., 1986 - Clin et al., 	<ul style="list-style-type: none"> - Roberts et Chen, 1970
Détaillés	<ul style="list-style-type: none"> - Équipe du Dr. Shirazi-Adl - Goel et al., 1993, 1995 - Lavaste et al., 1992 - Skalli et al., 1995 - Robin et al., 1994 - Wang et al., 2000 - Cheung et al., 2003 - Schmidt et al., 2006, 2007 - Rohlmann et al., 2006 	<ul style="list-style-type: none"> - Goto et al., 2003 - Sylvestre et al., - Lalonde et al., - Whyne et al., 	<p>Rachis seul :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Crawford et al., 2003 - Wilcox et al., 2004 - Imai et al., 2006 - Qiu et al., 2006 - El-Rich et al., 2009 <p>Modèle du tronc :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Huang et al., 1994 - Plank et al., 1998 - Deng et al., 1999 - Chang, 2001 - Ruan et al., 2003, 2005 <p>MÉF humain complet:</p> <ul style="list-style-type: none"> - HUMOS, THUMS, WSU, LAB
Hybrides	<ul style="list-style-type: none"> - Kong et Goel, 2003 	<ul style="list-style-type: none"> - Goel et Gilbertson, 1995 - Gharbi et al., 2007 	

