

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE
Ph. D.

PAR
Dominic BOISCLAIR

ÉTUDE DES FRACTURES VERTÉBRALES TRAUMATIQUES
SUR UN MODÈLE PORCIN

MONTRÉAL, LE 5 JUILLET 2012



Dominic Boisclair, 2012



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

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

M. Stefan Parent, codirecteur de thèse
Département de Chirurgie à l'Université de Montréal

M. Jean-Marc Mac-Thiong, codirecteur de thèse
Département de Chirurgie à l'Université de Montréal

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

Mme Françoise Marchand, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Heidi-Lynn Ploeg, examinateur externe
Département de génie mécanique à l'University of Wisconsin-Madison

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

LE 18 JUIN 2012

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier dans un premier temps mon directeur Yvan Petit, et mes codirecteurs Stefan Parent et Jean-Marc Mac-Thiong. Yvan a toujours su m'aider dans les moments les plus précaires. Sa force tranquille, son écoute et ses conseils en font un directeur hors pair. Stefan, par ses questions éclairées et ses connaissances précieuses, a été d'une aide inestimable et sans sa collaboration ce projet n'aurait pas eu lieu. Jean-Marc a systématiquement réussi à me relancer et à revoir mes objectifs (pour le mieux) par son enthousiasme et sa curiosité scientifique. Merci beaucoup à vous trois.

J'aimerais aussi remercier mes collègues du Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie. Particulièrement Annie Levasseur pour sa collaboration et son aide technique continue. Aussi, sans elle je n'aurais jamais connu une des plus belles choses au monde; l'Ultimate Frisbee. J'aimerais aussi souligner la participation de Jérémie Ménard, Jaëlle Tremblay et les autres membres du laboratoire sans qui mon passage aux cycles supérieurs aurait été beaucoup plus terne. Je remercie aussi pour ses interventions ponctuelles Nicola Hagemeister que j'admire beaucoup.

Finalement, je remercie sincèrement Stéphanie Bergeron, mon amour, pour son soutien, sa patience et ses pâtés chinois.

ÉTUDE DES FRACTURES VERTÉBRALES TRAUMATIQUES SUR UN MODÈLE PORCIN

Dominic BOISCLAIR

RÉSUMÉ

La fracture vertébrale de type burst est un traumatisme grave aux répercussions importantes pour le patient et son entourage. La définition du traitement optimal est complexe et sujette à de multiples débats au sein de la communauté médicale. Les modèles expérimentaux se sont multipliés récemment pour mieux comprendre cette fracture. Or, les modèles actuels sont limités puisqu'ils ne permettent pas d'étudier en parallèle les deux aspects fondamentaux de la fracture vertébrale : la biomécanique et les fonctions neurologiques.

Ce projet vise à poser les pierres d'assises pour la création d'un modèle expérimental vivant avec une fracture vertébrale instable de type burst accompagné d'atteintes neurologiques. L'objectif de cette thèse est d'étudier la fracture vertébrale et de développer une méthode pour produire une fracture vertébrale instable in situ sur un miniporc mature complet. Trois sous-objectifs ont été définis, soit : d'étudier les mécanismes lésionnels menant à la fracture voulue, d'étudier la biomécanique des vertèbres fracturées et de concevoir l'appareil pour produire la fracture in situ.

La réalisation du premier objectif a permis d'identifier les paramètres de chargement favorisant l'apparition d'une fracture vertébrale comminutive instable avec une obstruction significative du canal vertébral. Un article a été publié au mois de septembre 2011 dans le *Journal of Biomechanical Engineering* pour présenter les résultats obtenus (Chapitre 3). Nous avons démontré que le chargement dynamique d'un segment de colonne sans flexion favorise l'apparition de la fracture désirée. Ces caractéristiques ont été récupérées pour la conception de la méthode applicable in situ.

VIII

Le second objectif visait à évaluer comment l'application d'une charge physiologique à un spécimen fracturé influence l'obstruction du canal vertébral. Les résultats obtenus ont été publiés dans le *Journal of Spinal Disorders and Techniques* au mois de février 2012 (Chapitre 4). Nous avons observé que l'application de charges physiologiques peut augmenter l'obstruction du canal vertébral. Cette information est importante puisque les charges intervertébrales chez les quadrupèdes sont supérieures aux charges humaines. Il faut donc considérer que l'obstruction mesurée sur les spécimens vivants sera potentiellement supérieure à ce que l'on mesure sur les spécimens cadavériques.

La conception du montage permettant de produire une fracture vertébrale in situ sur un miniporc complet a ensuite été entreprise à partir des résultats obtenus au cours des étapes précédentes. L'appareil a été fabriqué et les premières fractures obtenues sont décrites dans un article soumis à *The Spine Journal* au mois de mai 2012 (Chapitre 5). Des fractures comminutives instables avec une obstruction significative du canal vertébral ont été produites in situ sur des spécimens complets. La méthode développée n'a pas causé de fractures additionnelles aux structures adjacentes.

La méthode et l'appareil développés dans le cadre de cette thèse sont sans précédent. Cette méthode produit des fractures d'intérêts pour la communauté scientifique et localise le traumatisme au rachis. Avec quelques modifications à l'équipement, un modèle expérimental vivant avec une fracture instable de type burst et des atteintes neurologiques potentielles pourra être réalisé. Ce modèle pourra être utilisé dans le cadre de plusieurs études exploratoires et précliniques.

TRAUMATIC VERTEBRAL FRACTURE STUDY ON PORCIN MODEL

Dominic BOISCLAIR

ABSTRACT

Vertebral burst fracture is a severe trauma with major consequences for the patient and their relatives. The optimal intervention is often complex to define and subject to many debates in the medical community. The number of experimental models has multiplied recently in order to better understand this fracture. Alas, current models are limited as the evaluation of two fundamentals aspects of this fracture cannot be studied together: the biomechanics and neurological functions.

This project is the cornerstone toward the creation of a living experimental model with an unstable vertebral fracture with associated to neurologic deficits. The objective of this thesis is to study the vertebral fracture and to develop a method to create in situ unstable vertebral fractures on whole mature minipigs. Three sub-objectives have been established in order to: study the vertebral fracture mechanisms leading to the desired fracture, study the biomechanics of the fractured spine segment and conceive the apparatus capable of creating a vertebral fracture in situ.

The loading parameters leading to the creation of vertebral unstable burst fracture with a significant canal encroachment have been identified with the completion of the first objective. A scientific paper has been published in the September 2011 issue of the *Journal of Biomechanical Engineering* to expose the results obtained (Chapter 3). We have demonstrated that the dynamic loading of a spinal segment without flexion are conditions easing the creation of the desired fracture. These loading characteristics have been used in the conception of the in situ method.

The second objective aimed to assess the influence of physiological loadings on the spinal canal encroachment of fractured specimens. The conclusion of this study has resulted in the publication of a paper in the *Journal of Spinal Disorders and Techniques* (Chapter 4) in February 2012. We have noted that the application of physiological loads may increase the spinal canal encroachment. This knowledge is important especially since the intervertebral loads are higher in the quadruped's spine than the human's spine. We may expect the spinal canal encroachment measured on live specimens to be greater than the encroachment measured on cadaveric specimens.

The conception of an apparatus capable of creating vertebral fractures in situ on whole minipigs has been instigated based on the knowledge acquired in the previous steps. The developed apparatus and the first results have been exposed in a paper submitted to *The Spine Journal* (Chapter 5) in April 2012. Comminuted unstable fractures with significant canal encroachment have been produced in situ on whole specimens. The method conceived did not cause any additional fracture to the adjacent structures.

The method and apparatus developed is without precedent. This method produces vertebral fractures of great interest for the scientific community and localises the trauma to the spine alone. With some modifications, a living experimental model with an unstable vertebral burst fracture and potential neurologic deficits could be created. This model could be used in the context of exploratory and preclinical studies.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES	3
1.1 Le rachis humain.....	3
1.1.1 Anatomie fonctionnelle du rachis.....	3
1.1.2 Anatomie vertébrale.....	5
1.1.3 Disques intervertébraux et ligaments.....	6
1.1.4 Qualité osseuse des vertèbres.....	9
1.2 Le rachis porcin.....	10
1.2.1 Anatomie fonctionnelle du rachis porcin.....	10
1.2.2 Posture de l'animal	13
1.2.3 Utilisation en recherche des spécimens porcins.....	14
1.3 La fracture vertébrale de type burst	15
1.3.1 Pathophysiologie de la fracture.....	15
1.3.2 Prévalence et rapports cliniques.....	17
1.3.3 Mécanismes de fracture	19
1.4 Études et modèles précédents	22
1.4.1 Études et modèles biomécaniques	22
1.4.2 Études et modèles neurologiques.....	27
CHAPITRE 2 HYPOTHÈSES, OBJECTIFS SPÉCIFIQUES ET APPROCHE MÉTHODOLOGIQUE	29
2.1 Hypothèses et objectifs spécifiques	30
2.2 Approche méthodologique.....	31
CHAPITRE 3 ARTICLE 1: EFFECT OF SPINAL LEVEL AND LOADING CONDITIONS ON THE PRODUCTION OF VERTEBRAL BURST FRACTURES IN A PORCINE MODEL.....	35
3.1 Abstract.....	36
3.2 Introduction.....	37
3.3 Material and Method.....	38
3.4 Results.....	42
3.5 Discussion.....	45
3.6 Conclusion	46
3.7 Acknowledgement	47
CHAPITRE 4 ARTICLE 2: COMPRESSIVE LOADING OF THE SPINE AFFECT THE SPINAL CANAL ENCROACHMENT OF BURST FRACTURE.....	49
4.1 Abstract.....	50
4.2 Introduction.....	51
4.3 Material and Method.....	52

4.4	Results.....	55	
4.5	Discussion.....	59	
4.6	Conclusion.....	60	
4.7	Sources of support.....	60	
CHAPITRE 5 ARTICLE 3: SIMULATION OF HIGH ENERGY VERTEBRAL FRACTURES WITH SPINAL CANAL ENCROACHMENT: A BIOMECHANICAL STUDY ON COMPLETE PORCINE SPECIMENS....			61
5.1	Abstract.....	62	
5.2	Introduction.....	63	
5.3	Material and Method.....	64	
5.4	Results.....	68	
5.5	Discussion.....	71	
5.6	Conclusion.....	73	
DISCUSSION.....		75	
CONCLUSION.....		83	
ANNEXE I CAHIER DES CHARGES.....		85	
ANNEXE II GÉNÉRATION ET SÉLECTION DE LA SOLUTION.....		95	
ANNEXE III DESSIN D'ASSEMBLAGE.....		101	
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		107	

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1	Significance levels for the effect of the loading rate, the flexion angle, the spinal level and their interaction on the load to failure, LCS and SCE. Significant results are followed by an asterisk (*). 43
Tableau 3.2	Average load to failure, LCS and SCE for each variable modality for significant effects only 44
Tableau 5.3	Collected data per specimen. The number of intervening vertebrae is the number of vertebrae between the fracture level and the last vertebra fixed with screws in the thoracic spine 69
Tableau-A I-4	Attributs recherchés 86
Tableau-A I-5	Barème d'évaluation 93
Tableau-A II-6	Évaluation de la solution 1: Impact à l'aide de masses 96
Tableau-A II-7	Évaluation de la solution 2: Chargement hydraulique 97
Tableau-A II-8	Évaluation de la solution 3: Approche invasive 98
Tableau-A II-9	Matrice de décision 99
Tableau-A III-10	Liste des images et dessins 101

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Régions anatomiques du rachis.....	4
Figure 1.2	Anatomie des vertèbres thoracolombaires.....	6
Figure 1.3	Comportement d'un disque intervertébral sous une force de compression..	7
Figure 1.4	Position des principaux ligaments du rachis.....	9
Figure 1.5	Schématisation des courbures du rachis porcin	11
Figure 1.6	Aspect d'une vertèbre lombaire porcine (a) et humaine (b).....	12
Figure 1.7	Méthode pour imposer un angle de flexion à un segment de colonne.....	25
Figure 1.8	Exemple d'utilisation d'un pivot lors du chargement d'un segment de colonne.....	26
Figure 2.9	Approche méthodologique et structure de la thèse.....	32
Figure 3.10	FSU position and loading direction. Aluminum frames (A), polyester resin (B) and wedge-shaped aluminum pieces (C) are identified. Soft tissues are not illustrated for clarity.....	40
Figure 3.11	Typical experimental compression fracture on the left image and burst fracture on the right.....	45
Figure 4.12	Custom made vise with axial load cell. The specimen is schematized without fracture or soft tissues for clarity.....	54
Figure 4.13	Individual SCE for all three loading cases.....	56
Figure 4.14	Individual Δ SCE750-0, Δ SCE1500-0 and Δ SCE1500-750.....	57
Figure 4.15	CT images of fractured vertebrae while fully compressed. The large bony fragments of specimens 1, 2, 3 and 7 are delimited by white dashed curves	58
Figure 5.16	Porcine specimen with the spine exposed from T2 to L4. Paraspinal muscles were retracted but care was taken to preserve the posterior ligamentous complex	65

Figure 5.17	Schema of the trauma apparatus and specimen positioning. Pivotal plank (a), drop mass (b), vertical bars (c) and angles brackets fixed to the plank (d) are identified.....	66
Figure 5.18	Dorsal and lateral views of the specimen fixed in the apparatus. Vertical bars with the screws inserted in the thoracic vertebrae (a) and angle brackets with the screws inserted in the coxal bones (b) are identified.....	67
Figure 5.19	Sagittal CT reconstructions of specimen 2 to 5	70
Figure 5.20	Axial CT view of the fracture of specimen 1	71
Figure 6.21	Proposition pour la position des ceintures maintenant le bassin du spécimen	78
Figure 6.22	Proposition pour le positionnement des ceintures maintenant le thorax du spécimen sans la ceinture horizontale au bas de la cage thoracique pour simplifier le schéma (a) et un concept alternatif (b)	79
Figure-A I-23	Maison de la qualité	91
Figure-A I-24	Graphique de Pareto.....	92

INTRODUCTION

La fracture vertébrale est complexe à traiter puisqu'elle affecte la stabilité biomécanique du rachis et potentiellement les fonctions neurologiques de la moelle épinière. La prévalence notable et le caractère incapacitant de ce traumatisme font de la fracture vertébrale un sujet d'étude privilégié pour la communauté scientifique. Plusieurs projets de recherche sont régulièrement entrepris pour prévenir la fracture vertébrale et pour améliorer les pronostics en optimisant les stratégies d'interventions cliniques. La complexité inhérente de ce traumatisme se transpose toutefois aux projets de recherche et aux modèles expérimentaux utilisés.

Or, il est actuellement impossible d'étudier en parallèle la biomécanique de la fracture vertébrale et les atteintes neurologiques associées parce qu'il n'y a pas de modèle le permettant. Ces deux aspects fondamentaux sont explorés de façon indépendante : les caractéristiques biomécaniques sont évaluées sur des spécimens in vitro et les fonctions neurologiques sont étudiées sur des sujets vivants avec un traumatisme isolé à moelle épinière sans fracture vertébrale. Les études portant sur l'efficacité des traitements opératoires à court et moyen terme dans un contexte préclinique et exploratoire sont ainsi irréalisables avec ces modèles. Une meilleure compréhension des mécanismes lésionnels et une meilleure compréhension de la biomécanique de la fracture vertébrale sont toutefois nécessaires pour développer un modèle permettant d'entreprendre ce genre d'études.

L'objectif de cette thèse est d'étudier la fracture vertébrale et de développer une méthode pour reproduire de façon contrôlée une fracture vertébrale avec une obstruction significative du canal vertébral sur un miniporc complet. La méthode et les équipements développés viseront à produire une fracture vertébrale de type burst puisque c'est une fracture instable communément rencontrée en pratique clinique. Le processus de conception de la méthode sera fait en considérant que les équipements seront potentiellement utilisés sur des sujets vivants subséquentement.

Cette thèse est divisée en sept sections. Le chapitre 1 présente une revue des connaissances pour situer le sujet de la thèse dans son contexte. Cette revue s'attarde en particulier sur les notions de base de l'anatomie humaine, l'anatomie porcine et l'utilisation de spécimens porcins en recherche. La pathophysiologie, la prévalence et les mécanismes de fracture propre à la fracture de type burst sont aussi abordés. Les études précédentes pertinentes sont décrites à la fin de cette section. Les hypothèses avancées pour ce projet doctoral, les objectifs spécifiques ainsi que l'approche méthodologique sont exposés au chapitre 2. Les trois chapitres suivants présentent les articles rédigés dans le cadre de cette thèse. Le premier article publié dans le *Journal of Biomechanical Engineering* porte sur l'influence qu'ont les paramètres de chargement sur la production d'une fracture vertébrale (chapitre 3). Le second article publié dans le *Journal of Spinal Disorders and Techniques* présente le lien entre le chargement axial et l'obstruction du canal vertébral d'un segment de colonne ayant une fracture vertébrale de type burst (chapitre 4). Le dernier article soumis à *The Spine Journal* présente la méthode et les équipements développés pour produire une fracture vertébrale in situ sur un miniporc complet (chapitre 5). Cette thèse se termine par une discussion générale (chapitre 6) et une conclusion.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Le rachis humain

1.1.1 Anatomie fonctionnelle du rachis

Le rachis est composé de vertèbres qui ont pour fonctions de protéger la moelle épinière tout en supportant des charges physiologiques complexes et en assurant une certaine mobilité au tronc. Le rachis est divisé en cinq régions anatomiques : les régions cervicale, thoracique et lombaire sont composées de vertèbres articulées, tandis que les régions sacrale et coccygienne sont composées de vertèbres fusionnées.

La répartition des régions anatomiques du rachis est illustrée sur la Figure 1.1. La région cervicale compose la partie supérieure du rachis et est constituée de sept vertèbres. La courbure de la région cervicale dans le plan médian est de type lordosique. La région thoracique est d'aspect cyphotique (courbure dans le plan médian) et elle est composée de douze vertèbres. Les cinq dernières vertèbres mobiles du rachis composent la région lombaire d'aspect lordosique. Les vertèbres fusionnées forment la partie inférieure du rachis d'aspect cyphotique : cinq pour le sacrum et quatre pour le coccyx. Les régions thoracique et lombaire sont les régions anatomiques d'intérêt parce que l'objectif de cette thèse est de produire une fracture thoracolombaire.

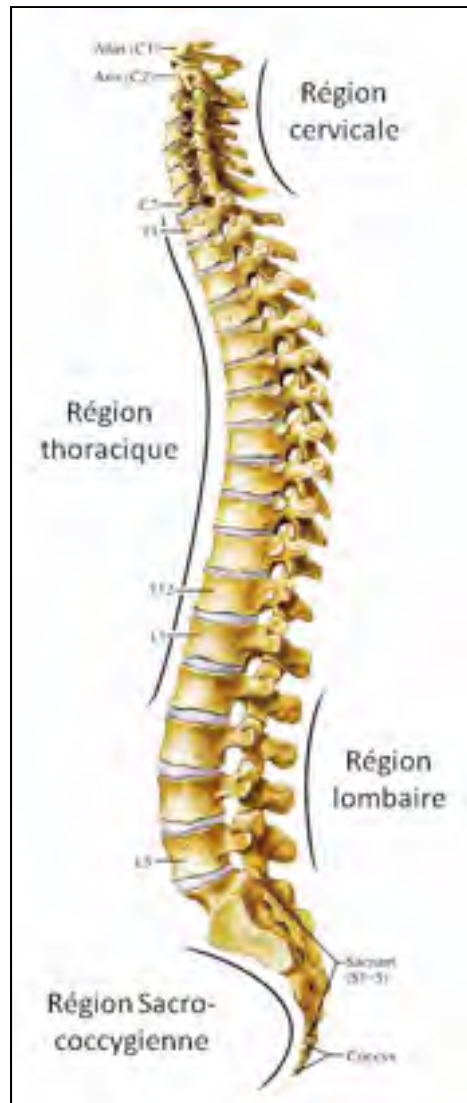


Figure 1.1 Régions anatomiques du rachis
Adaptée de Netter (2004)

Les courbures anatomiques ont des fonctions biomécaniques spécifiques : elles absorbent une partie des forces supéroinférieures et elles augmentent la flexibilité du rachis tout en diminuant les contraintes intervertébrales. Les transitions entre les régions anatomiques sont identifiées comme des zones d'intérêts puisqu'elles sont plus susceptibles aux blessures. La plus forte prévalence de blessure aux transitions serait expliquée par des changements brusques de raideur et des changements dans les mécanismes de transfert de charge. L'absence relative de courbure anatomique aux transitions et le passage d'une région relié à

la cage thoracique à une région non reliée sont considérés comme des éléments déterminants pour la biomécanique du rachis dans ces zones.

1.1.2 Anatomie vertébrale

La Figure 1.2 illustre l'anatomie typique des vertèbres thoracolombaires. Les vertèbres sont divisées en deux parties : le corps vertébral constitue l'aspect antérieur des vertèbres et l'arc vertébral l'aspect postérieur. Le corps vertébral est de forme discoïde ou cylindrique. Les plateaux vertébraux situés aux extrémités inférieures et supérieures du corps vertébral ont un aspect légèrement concave. L'arc vertébral est composé de deux pédicules et de deux lames. L'arc vertébral et le mur postérieur du corps vertébral forment le foramen vertébral. L'ensemble des foramens vertébraux compose le canal vertébral dans lequel s'insère la moelle épinière. Les nerfs spinaux émergent du canal vertébral par les foramens intervertébraux délimités par les pédicules des vertèbres adjacentes. Sept processus sont associés à l'arc vertébral : deux processus transverses, quatre processus articulaires et un processus épineux. Les processus épineux et transverses servent principalement d'attache aux ligaments et tendons musculaires. Dans la région thoracique, les processus transverses se terminent par une fosse costale transversaire sur lesquelles s'articulent les côtes.

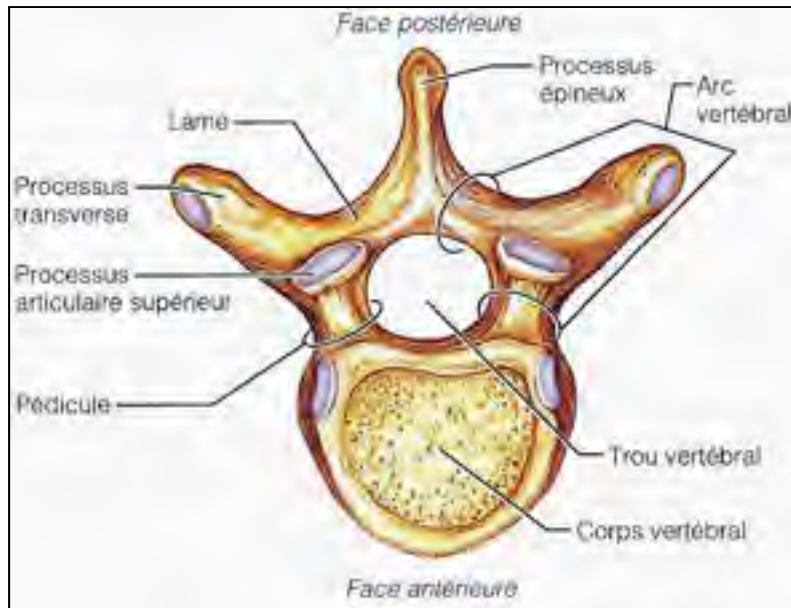


Figure 1.2 Anatomie des vertèbres thoracolombaires
Adaptée de Marieb (2005)

Les facettes articulaires supérieures et inférieures ont une influence importante sur la biomécanique du rachis. En particulier, l'orientation des facettes articulaires détermine en partie l'amplitude de mouvement et les mécanismes de transfert de charges intervertébrales. La prise en charge des efforts supéroinférieurs par les éléments postérieurs est plus importante dans la région thoracique que dans la région lombaire en raison de l'orientation des facettes. La transition entre deux régions (la transition thoracolombaire par exemple) est généralement caractérisée par un changement brusque dans l'orientation des facettes articulaires se faisant souvent que sur un seul niveau (T12 ou L1). Ce changement soudain est un élément supplémentaire accentuant l'importance des transitions de régions anatomiques d'un point de vue biomécanique.

1.1.3 Disques intervertébraux et ligaments

Les disques intervertébraux séparent les vertèbres non fusionnées et ont pour fonctions principales d'amortir les chocs et de moduler les mouvements entre les vertèbres. Ces disques sont composés d'un noyau pulpeux, d'anneaux fibreux et de plateaux cartilagineux

fixés aux vertèbres. Le noyau d'aspect gélatineux occupe la partie centrale du disque. L'anneau fibreux est composé de fibres cartilagineuses disposées en bandes concentriques autour du noyau.

Le noyau pulpeux est non compressible, mais déformable : sa géométrie et sa position changent en fonction des charges physiologiques et de la position du rachis. Ce comportement biomécanique particulier entraîne une répartition complexe des efforts internes au niveau des plateaux vertébraux. Par exemple, une force compressive supéroinférieure appliquée sur le rachis entraîne une augmentation de la pression interne du noyau pulpeux et une mise en tension des fibres des anneaux périphériques telles qu'illustrées à la Figure 1.3. Les forces normales aux plateaux vertébraux varient brusquement ce qui favorise l'apparition d'une rupture des plateaux vertébraux (White et Panjabi, 1990).

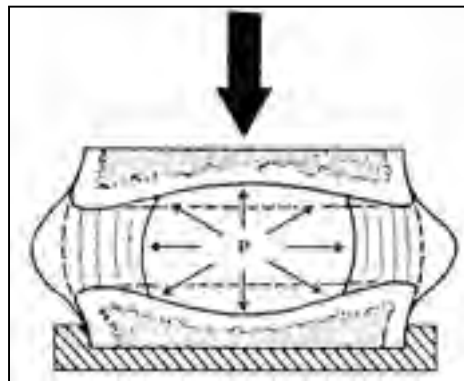


Figure 1.3 Comportement d'un disque intervertébral sous une force de compression
Adaptée de White et al. (1990)

Les disques intervertébraux ont un comportement viscoélastique : la résistance des disques à la déformation augmente avec une augmentation du taux de déformation. Les études portant sur cet aspect sont nombreuses ce qui démontre l'intérêt de la communauté pour cette caractéristique singulière (Cheung, Zhang et Chow, 2003; Costi et al., 2008; Iatridis et al., 1996; Kemper, McNally et Duma, 2007; Lu, Hutton et Gharpuray, 1998; Masuoka et al., 2007; Race, Broom et Robertson, 2000; Riches et al., 2002; Veres, Robertson et Broom, 2010). En particulier, on note que la viscoélasticité des disques influence les mécanismes

lésionnels : les plateaux vertébraux sont plus susceptibles aux fractures lorsque la vitesse de chargement augmente (Veres, Robertson et Broom, 2010). De plus, une étude souligne qu'une augmentation supplémentaire du taux de déformation au-delà d'un certain seuil n'augmentera pas davantage la résistance à la déformation du disque intervertébral (Race, Broom et Robertson, 2000). Cette étude s'est faite sur des spécimens bovins et elle a fixé ce seuil à environ 1 MPa/seconde.

La dégénérescence des disques intervertébraux est un phénomène naturel qui altère de façon significative la biomécanique du rachis (An et al., 2004; Kurutz, 2006; Miller, 2008; Mow et Huijskes, 2005). La teneur en eau du noyau pulpeux et la hauteur des disques intervertébraux diminuent tandis que la mobilité intervertébrale augmente (Miller, Schmatz et Schultz, 1988; Tsantrizos et al., 2005; White et Panjabi, 1990). La dégénérescence des disques apparaît rapidement : 97 % des disques lombaires étudiés par l'équipe de Miller étaient dégénérés à partir de cinquante ans (Miller, Schmatz et Schultz, 1988). De plus, il a été démontré qu'avec la dégénérescence des disques les efforts maximums enregistrés sur les plateaux vertébraux migrent en périphérie sous l'anneau fibreux (Niosi et Oxland, 2004).

Plusieurs ligaments relient les vertèbres thoracolombaires entre elles pour restreindre les mouvements du rachis; principalement les mouvements de flexion et d'extension. Attachés aux corps vertébraux se trouvent le ligament longitudinal antérieur et le ligament longitudinal postérieur. Les principaux ligaments reliant les éléments postérieurs sont : les ligaments jaunes qui forment une partie du mur postérieur du canal vertébral, les ligaments interépineux et le ligament supraépineux. La position de ces ligaments est illustrée à la Figure 1.4.

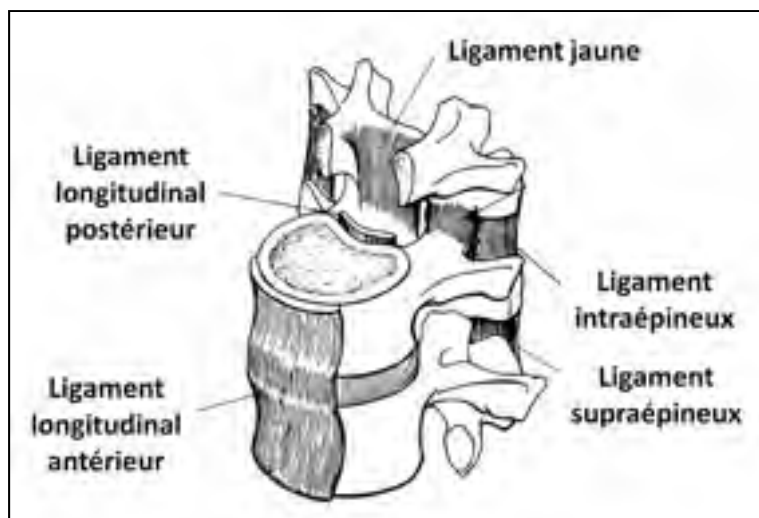


Figure 1.4 Position des principaux ligaments du rachis
Adaptée de White et al. (1990)

1.1.4 Qualité osseuse des vertèbres

La partie osseuse des vertèbres est composée de deux tissus quasi distincts : l'os cortical en périphérie et l'os trabéculaire au centre des corps osseux. La distinction entre l'os trabéculaire et l'os cortical est basée sur un ratio de densité calculé en divisant la densité du spécimen par la densité d'un spécimen complètement composé d'os cortical de densité estimé à 1800 mg/cm^3 . L'os trabéculaire a un ratio de densité variant entre 0,05 et 0,7 tandis que l'os cortical a un ratio variant entre 0,7 et 0,95 (Mow et Huiskes, 2005).

La densité osseuse moyenne de l'os trabéculaire vertébrale se situe autour de 180 mg/cm^3 et elle varie entre 100 mg/cm^3 et 350 mg/cm^3 chez les sujets sains (Aerssens et al., 1998; Dai et al., 2006). La qualité osseuse n'est pas uniformément distribuée dans les corps vertébraux : l'os trabéculaire est de meilleure qualité dans l'aspect postérieur des corps vertébraux comparativement à l'aspect antérieur et de meilleure qualité dans l'aspect inférieure comparativement à l'aspect supérieure (Banse et al., 2001; Dai et al., 2006; Hulme, Boyd et Ferguson, 2007; Zhao et al., 2009). Cette meilleure qualité osseuse dans l'aspect inférieure et postérieur des corps vertébraux se traduit par de l'os trabéculaire plus dense, une plus grande

connectivité intertrabéculaire, une résistance mécanique supérieure et des propriétés quasi isotropiques (Hulme, Boyd et Ferguson, 2007). L'os trabéculaire de moins bonne qualité se trouve au centre de l'aspect supérieur des vertèbres directement sous le noyau du disque intervertébral. Cette caractéristique physiologique expliquerait en partie la plus forte prévalence de fracture vertébrale affectant l'aspect supérieur des vertèbres.

L'épaisseur de l'os cortical varie en fonction du site mesuré : elle est de 0,3 mm à 1,4 mm pour le corps vertébral (Zhao et al., 2009) et peut atteindre 6,5 mm d'épaisseur dans les pédicules (Thiele et al., 2007). L'os cortical des plateaux vertébraux inférieurs est plus épais que l'os cortical des plateaux supérieurs. Cette différence de 10 % à 15 % constituerait une explication supplémentaire pour l'apparition plus fréquente de fractures de l'aspect supérieur des vertèbres (Hulme, Boyd et Ferguson, 2007; Zhao et al., 2009).

1.2 Le rachis porcin

1.2.1 Anatomie fonctionnelle du rachis porcin

Le rachis porcin est divisé en cinq régions anatomiques comme l'homme : soit la région cervicale, thoracique, lombaire, sacrale et caudale. Par contre, le nombre de vertèbres dans chaque région et les courbures diffèrent légèrement (Figure 1.5). Le porc a sept vertèbres cervicales, quatorze à quinze vertèbres thoraciques et six à sept vertèbres lombaires. La région cervicale est fortement rectiligne et les régions thoracique et lombaire ont une courbure cyphotique continue. L'apex de cette courbure se situe entre la dixième vertèbre thoracique et la transition thoracolombaire (Sack, 1982).

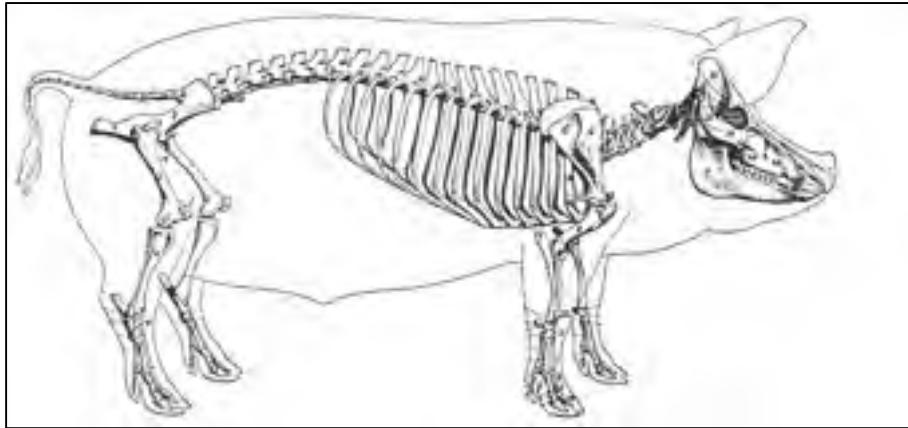


Figure 1.5 Schématisation des courbures du rachis porcine
Adaptée de Sack (1982)

L'aspect général des vertèbres thoracolombaires porcines diffère légèrement des vertèbres humaines telles qu'illustrées à la Figure 1.6. Les corps vertébraux sont plus grands selon l'axe craniocaudal et moins profonds selon l'axe antéropostérieur leur donnant un profil plus élancé. Les pédicules et les lames sont plus larges (selon l'axe craniocaudal) ce qui fait que le canal vertébral est plus fermé chez le porc comparativement à l'homme. Au lieu d'un seul foramen intervertébral large, les nerfs spinaux émergent du canal vertébral par plusieurs foramens passant par les pédicules et les lames (non illustrés).

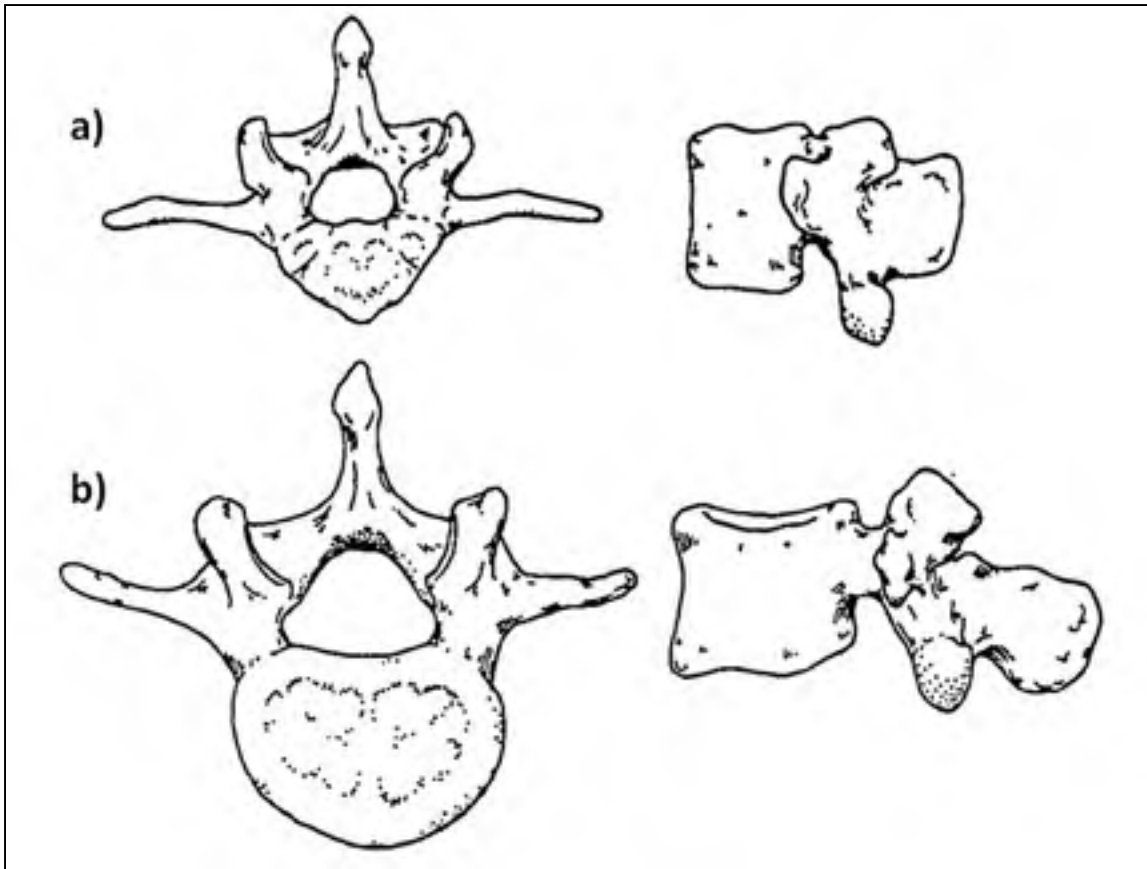


Figure 1.6 Aspect d'une vertèbre lombaire porcine (a) et humaine (b)
Adaptée de McLain et al. (2002)

Des études comparatives portant sur les dimensions anatomiques des vertèbres porcines et humaines permettent de quantifier ces différences (Dath et al., 2007; McLain, Yerby et Moseley, 2002). Pour un niveau vertébral équivalent, l'aire des plateaux vertébraux est environ 30 % plus petite pour les spécimens porcins et les corps vertébraux sont environ 40 % plus grands (axe craniocaudal). Le canal vertébral des vertèbres à la transition thoracolombaire est plus petit : 50 % moins large et 73 % moins profond selon l'axe antéropostérieur. Finalement, l'angle d'insertion médiolatéral des pédicules dans le corps vertébral est plus prononcé pour les vertèbres porcines ($\approx 9^\circ$) que pour l'homme ($\approx 4^\circ$).

L'os vertébral porcine est beaucoup plus compact que l'os humain : l'os trabéculaire vertébral porcine est deux fois plus dense ($\approx 370 \text{ mg/cm}^3$) que l'os trabéculaire vertébral humain

($\approx 200 \text{ mg/cm}^3$) (Aerssens et al., 1998). Cette différence entraîne une résistance à la compression de l'os porcin deux fois plus grande (Aerssens et al., 1998; Inui et al., 2004). La qualité de l'os trabéculaire vertébral porcin n'est pas uniformément distribuée à l'instar des vertèbres humaines bien que la quantité d'informations disponibles sur le sujet soit plus rare. La région postérieure du corps vertébral a une résistance à la compression et une densité osseuse légèrement plus élevée que la région antérieure des vertèbres (Lin, Tsai et Chang, 1997).

1.2.2 Posture de l'animal

L'utilisation de quadrupèdes pour des études biomécaniques sur le rachis soulève certaines questions concernant les charges intervertébrales. Or les charges internes estimées dans le rachis des quadrupèdes sont principalement orientées de façon craniocaudale semblable au rachis humain bien que cela semble peu intuitif. Cette affirmation s'appuie sur des observations macroscopiques de la structure osseuse et des calculs biomécaniques.

Selon la loi de Wolff les trabécules osseuses s'orientent selon l'axe principal de chargement à l'intérieur des corps osseux (Mow et Huiskes, 2005). Il a été observé que les trabécules osseuses de l'os vertébral porcin ont une orientation fortement craniocaudale semblable à celle observée sur des spécimens humains suggérant un chargement semblable (Lin, Tsai et Chang, 1997).

Des observations faites à l'aide de diagrammes de corps libre indiquent que le rachis porcin serait chargé de manière axiale, et ce, de façon deux fois plus importante que dans le rachis humain (Smit, 2002). Des forces compressives sont appliquées aux vertèbres par l'action des muscles dorsaux et ventraux pour contrer les moments de flexion provenant de la masse du tronc de l'animal. Cette stratégie est semblable à celle utilisée dans la construction d'arches pour les ponts et cathédrales.

1.2.3 Utilisation en recherche des spécimens porcins

Le rachis porcine est régulièrement utilisé dans le cadre d'études portant sur la fracture vertébrale. Ci-dessous se trouvent quelques exemples d'études biomécaniques réalisées à l'aide de spécimens porcins.

- Les équipes de Baranto et de Lundin ont étudié les mécanismes lésionnels de la fracture de compression sur des modèles porcins matures et immatures (Baranto et al., 2005; Lundin et al., 2000). Ces deux études arrivent à la conclusion que les plaques de croissance rencontrées sur les spécimens immatures sont des régions faibles et propices à l'apparition de fractures.
- L'étude publiée par Dickey compare l'amplitude de mouvement et la raideur de différentes longueurs de segment de rachis (Dickey et Kerr, 2003). L'auteur souligne que l'amplitude de mouvement intervertébral est influencée par la longueur du segment testé et que cette différence est attribuable à la résection des ligaments longitudinaux et supraépineux. Ainsi, l'interprétation des résultats d'études biomécaniques faites sur des segments courts doit se faire prudemment lorsqu'il est impossible de réaliser les essais sur des segments longs.
- L'équipe d'Atlas a étudié à l'aide de segments de rachis porcins l'influence qu'a la méthode pour produire une fracture vertébrale sur l'instabilité biomécanique résultante (Atlas, Dodds et Panjabi, 2003). Les auteurs affirment que les méthodes testées (impact simple ou incrémental) n'influencent pas le résultat final et que les deux méthodes s'équivalent.
- Yingling a étudié les mécanismes lésionnels associés à un impact postérieur sur le rachis porcine (Yingling et McGill, 1999) et l'influence de la vitesse de chargement pour reproduire une fracture de compression (Yingling, Callaghan et McGill, 1997). La première étude conclut qu'un impact postérieur produit principalement des fractures d'avulsions au niveau des plateaux vertébraux. Les résultats obtenus pour la seconde étude démontrent que le type de fracture est fortement influencé par la vitesse de chargement : à basse vitesse on obtient principalement des fractures au niveau des

plateaux vertébraux tandis qu'à vitesse plus élevée les corps vertébraux sont plus communément fracturés.

- L'étude présentée par Brown a démontré qu'une augmentation la pression dans le disque intervertébral (sans chargement axial) entraîne une avulsion de l'aspect postérieur du plateau vertébral semblable à ce qui est diagnostiqué chez certains jeunes athlètes (Brown, Gregory et McGill, 2008).
- Russell a développé une méthode in vitro reproductible pour produire une fracture vertébrale (Russell et al., 1992). Cette étude est une des premières à présenter une méthode utilisant un impacteur pour produire la fracture.
- Beckstein a comparé les propriétés mécaniques et la composition des disques intervertébraux de plusieurs mammifères, dont les disques porcins (Beckstein et al., 2008). Il arrive à la conclusion que les disques intervertébraux porcins ont des propriétés mécaniques similaires aux disques humains une fois normalisées aux paramètres géométriques.

Ces quelques exemples trouvés dans la littérature témoignent de l'importance du modèle porcine pour la recherche sur la biomécanique du rachis et sur la fracture vertébrale. Toutefois, certaines limites inhérentes au rachis porcine sont régulièrement soulignées, en particulier : les charges in vivo supérieures menant à une qualité osseuse et une résistance mécanique supérieure et une amplitude de mouvement légèrement inférieure à l'homme particulièrement en flexion-extension.

1.3 La fracture vertébrale de type burst

1.3.1 Pathophysiologie de la fracture

La fracture vertébrale peut avoir plusieurs formes : l'aspect général et la biomécanique de la fracture sont fonction des conditions de chargement lors du traumatisme et de la condition physique du sujet. Les méthodes utilisées pour classier et caractériser les fractures sont nombreuses. Parmi les classifications couramment utilisées, on compte celle développée par

Denis (Denis, 1983), celle présentée par Magerl (Magerl et al., 1994) et la méthode développée par l'équipe de Vaccaro (Vaccaro et al., 2005). Ces méthodes se basent soit sur l'apparence de la fracture, sur les mécanismes supposés de blessure ou une combinaison des deux. Dans le cadre de cette thèse, les descriptions portant sur la physiologie des fractures obtenues seront le plus exhaustive possible avec des références aux classifications établies au besoin considérant que ce projet utilise des spécimens porcins.

La fracture de type burst est une fracture de compression produite sous des charges axiales importantes, généralement rencontrées lors de traumatismes à haute énergie. Les caractéristiques radiographiques fondamentales d'une fracture de type burst sont: une fracture comminutive partielle ou complète du corps vertébral, une fracture du mur postérieur du corps vertébral avec rétropropulsion de fragment osseux à l'intérieur du canal vertébral et une perte de hauteur de l'aspect antérieur et postérieur du corps vertébral. C'est généralement l'aspect supérieur du corps vertébral qui est fracturé lorsqu'une fracture comminutive partielle du corps vertébral est diagnostiquée. Dans certains cas, une perte de hauteur plus importante de l'aspect antérieur du corps vertébral peut être observée ce qui donne un caractère cyphotique à la fracture. Dans les cas les plus graves, le complexe ligamentaire postérieur peut être rompu ce qui résulte en une fracture fortement instable. La rétropropulsion des fragments osseux à l'intérieur du canal vertébral entraîne une obstruction plus ou moins importante du canal vertébral lors de l'évaluation diagnostique. Cette obstruction est faiblement reliée à l'ampleur des atteintes neurologiques. Un fragment osseux de forme trapézoïdale provenant de l'aspect supéropostérieur du corps vertébral avec une orientation centrifuge se logeant dans le canal vertébral est une particularité notée régulièrement. Une augmentation de la distance interpédiculaire du foramen vertébral peut être observée avec ou sans fracture verticale passant par une lame ou le processus épineux.

Une fracture vertébrale de type burst peut être considérée comme instable. L'instabilité peut être définie ainsi :

« Clinical instability [is] the inability of the spine under physiologic loads to maintain relationships between vertebrae so that there is neither initial nor subsequent neurologic deficit, no major deformity, and no severe pain. » (Panjabi et al., 1995).

L'instabilité biomécanique est en lien direct avec l'intégrité physique des vertèbres (James et al., 1994; Kifune et al., 1995; Langrana et al., 2002; Panjabi et al., 1998; Panjabi et al., 1995; Tsou et al., 2006; Wang et al., 2007b). Cette instabilité peut être responsable d'atteintes neurologiques supplémentaires puisque l'affaissement ou le déplacement des fragments osseux peuvent coincer les racines des nerfs spinaux ou la moelle épinière. Cet élément est difficile à évaluer sans compromettre l'état de santé du patient en pratique clinique. Ainsi, l'évaluation in vivo de la stabilité d'un segment est généralement faite à partir d'indices radiographiques et de connaissances a priori de la biomécanique de la fracture. Dans le cas d'une fracture de type burst, la perte de hauteur du corps vertébral, l'angle cyphotique, l'obstruction du canal vertébral et l'intégrité du complexe ligamentaire postérieur seront considérés pour poser un diagnostic sur la stabilité de la fracture. Les seuils à partir desquels la fracture sera supposée instable varient en fonction de l'équipe traitante. Une fracture vertébrale accompagnée d'une rupture du complexe ligamentaire postérieur sera définie comme instable de façon quasi systématique (Vaccaro et al., 2006).

1.3.2 Prévalence et rapports cliniques

Les traumatismes rachidiens sont essentiellement diagnostiqués sur des sujets masculins (60 % des cas) âgés de 20 à 40 ans (Leucht et al., 2009; Singh et al., 2004). Ces traumatismes sont principalement causés par des accidents routiers, des chutes en hauteur ou la pratique d'activités physiques dynamiques. À eux seuls, les fractures de type burst représentent près de 15 % de toutes les blessures rachidiennes confondues et 55 % de toutes les fractures du rachis (Bensch et al., 2006; Leucht et al., 2009; Sundgren, Philipp et Maly, 2007). Trois aspects se démarquent dans la littérature :

a) L'importance de la transition thoracolombaire pour les bursts : La transition thoracolombaire est la zone la plus sujette aux traumatismes (Singh et al., 2004). Près de 50 % des fractures de type burst sont rencontrées à la transition thoracolombaire (Bensch et al., 2006). Inversement, entre 64 % et 81 % des fractures diagnostiquées à la transition thoracolombaire sont des fractures de type burst (Sundgren, Philipp et Maly, 2007). Cela fait de la fracture de type burst la fracture instable la plus commune dans cette zone (Bensch et al., 2006).

b) Les causes menant à un burst : Les fractures de type burst sont principalement causées par des chutes en hauteur, suivi par les accidents routiers. Près de 50 % des chutes en hauteur résultant en une fracture vertébrale produiront une fracture de type burst (Sundgren, Philipp et Maly, 2007) et dans 60 % des cas elle sera diagnostiquée à la transition thoracolombaire (Leucht et al., 2009). La hauteur moyenne des chutes causant ce type de fracture est de 4,4 m avec une hauteur variant entre 1 et 12 m (Bensch et al., 2006). Les fractures de type burst associées aux chutes sont principalement diagnostiquées à la transition thoracolombaire, tandis que celles causées par les accidents routiers sont principalement diagnostiquées aux niveaux lombaire et lombosacré (Bouxsein et al., 2006; Leucht et al., 2009).

c) Les atteintes neurologiques et les fractures de type burst : Un peu plus de 10 % des fractures de type burst rencontrées aux niveaux thoracolombaire et lombaire sont accompagnées d'atteintes neurologiques significatives et persistantes. Cela fait des zones thoracolombaires et lombaires les zones les moins propices à l'apparition d'atteintes neurologiques associées à ce type de fracture (Bensch et al., 2006; Leucht et al., 2009).

1.3.3 Mécanismes de fracture

Il n'existe actuellement aucun consensus en ce qui concerne les mécanismes exacts entraînant une fracture de type burst. Toutefois, trois aspects sont régulièrement abordés dans la littérature pour leurs possibles implications dans l'apparition de ce type de fracture.

a) Les concentrateurs de contraintes au niveau des corps vertébraux : Plusieurs études ont relevé des zones de concentration de contraintes sur le corps vertébral liées à l'anatomie des vertèbres, à la qualité osseuse ou aux forces transmises. Ces zones sont importantes puisqu'elles diminuent l'énergie nécessaire pour l'apparition d'une fracture.

Trois zones sont identifiées sur l'os cortical : à la base des pédicules au centre du mur postérieur du corps vertébral, au centre du mur antérieur du corps vertébral et au centre du plateau vertébral supérieur. L'os trabéculaire à la base des pédicules est plus mince au centre du mur postérieur (Adams et Dolan, 2011; Dai et al., 2006; Heggeness et Doherty, 1997; Langrana et al., 2002) et les contraintes sont plus élevées à cet endroit lorsque les vertèbres sont chargées en compression (Dai et al., 2006; Hongo et al., 1999; Shirado et al., 1992). Les contraintes sont elles aussi plus élevées au centre du mur antérieur sans qu'une diminution de l'épaisseur de l'os cortical soit notée (Shirado et al., 1992). Pour le plateau vertébral supérieur, l'os cortical est plus mince au centre pour favoriser les échanges de nutriments avec le noyau pulpeux (Zhao et al., 2009) bien que les sollicitations mécaniques provenant de ce noyau soient plus élevées (Adams et Dolan, 2011).

Au niveau de l'os trabéculaire, l'aspect supérieur des corps vertébraux est moins dense que l'aspect inférieur (Adams et Dolan, 2011), particulièrement sous le noyau pulpeux. Les contraintes sont elles aussi plus importantes sur l'aspect supérieur des corps vertébraux (Hongo et al., 1999) et particulièrement sous le noyau pulpeux (Dai et al., 2006).

b) L'âge des patients et les facteurs connexes : Les patients ayant une fracture de type burst ont en moyenne de 20 à 40 ans (Leucht et al., 2009; Singh et al., 2004). Deux facteurs

physiologiques associés à ce groupe d'âge sont considérés par certains comme étant quasi essentiels pour l'apparition de ce type de fracture vertébrale : des disques intervertébraux globalement non dégénérés et une qualité osseuse non diminuée. L'équipe de Shirado en particulier a présenté une étude *in vitro* démontrant qu'ils n'ont pu obtenir une fracture de type burst sur les segments dont les disques intervertébraux étaient dégénérés (Shirado et al., 1992). Or plusieurs articles ont rapporté des cas peu communs où des patients âgés et ostéoporotiques ont subi une fracture de type burst sans traumatismes évidents (Fam et Rubenstein, 1998; Kaplan, Orton et Asleson, 1987; Korovessis et al., 1994). L'âge du patient et la condition physique du rachis sont donc probablement des facteurs contributeurs, mais non indispensables à l'apparition de fractures de type burst.

c) Le type de chargement lors du traumatisme : Le mode de chargement largement accepté menant à une fracture vertébrale de type burst est un impact axial occasionnellement accompagné d'un moment de flexion (Langrana et al., 2002). Une décélération rapide des corps se traduirait par un transfert important d'énergie aux fragments osseux ce qui favoriserait l'obstruction du canal vertébral tel que démontré par une étude *in vitro* (Tran et al., 1995). Ici encore, le chargement hautement dynamique ne peut être considéré comme une condition *sine qua non* à l'obtention d'une fracture de type burst puisque des cas non traumatiques ont été rapportés. Il est toutefois probable que seul un chargement dynamique peut transférer suffisamment d'énergie pour produire un burst sur des vertèbres non ostéoporotiques.

Un autre aspect notable en ce qui concerne le type de chargement est qu'il semble exister une forme de progression entre les différents traumatismes. À l'aide d'un protocole de chargement incrémental, des fractures de type burst ont pu être obtenues *in vitro* sur des spécimens déjà fracturés (Kifune et al., 1995). Une fracture d'un plateau vertébral s'est transformée en une fracture cunéiforme (*wedge*) pour finir en fracture de type burst en impactant de nouveau le spécimen. Ainsi, les conditions nécessaires à l'apparition d'une fracture de type burst seraient préservées sur les vertèbres facturées bien que cela ne soit pas la conclusion explicite des auteurs.

d) La chaîne d'événement à l'intérieur des vertèbres : Deux théories sont avancées pour expliquer les mécanismes de fracture menant à un burst : 1) l'intrusion rapide du noyau pulpeux à l'intérieur du corps vertébral entraîne l'éclatement de la vertèbre ou 2) la fracture est initiée par la rupture de l'os cortical du corps vertébral causé par des déformations excessives en flambage.

La chaîne d'événement supposée par la première théorie est la suivante : un chargement rapide augmente radicalement la raideur du noyau pulpeux (dû à son comportement viscoélastique), ce noyau maintenant rigide fracture un plateau vertébral et s'introduit rapidement dans le corps vertébral, l'augmentation de la pression à l'intérieur du corps entraîne la fracture des murs de la vertèbre (tension de paroi au-delà de la limite élastique) et l'éclatement général du corps vertébral. Cette théorie est supportée par les observations de l'équipe de Shirado qui a été incapable de produire un burst sur des spécimens aux disques intervertébraux dégénérés (Shirado et al., 1992) et par une analyse des contraintes par éléments finis (Qiu et al., 2006).

La chaîne d'événement est pratiquement inversée pour la seconde théorie : le chargement axial du rachis entraîne une augmentation quasi uniforme de la pression sur les plateaux vertébraux, les murs du corps vertébral soumis à un flambage excessif se fracturent, l'os trabéculaire qui n'est plus suffisamment contenu se fracture à son tour et se disperse latéralement pour que finalement le noyau pulpeux s'introduise dans ce qui reste du corps vertébral. Selon les observations expérimentales de l'équipe de Wilcox, les disques intervertébraux se déforment principalement dans le plan transverse et non de façon supéroinférieure, ce qui contredit la première théorie et supporte la seconde (Wilcox et al., 2003). De plus, une augmentation de la vitesse de chargement diminue la pression à l'intérieur des corps vertébraux tout en augmentant la prévalence de fracture de type burst selon des observations expérimentales (Ochia et Ching, 2002; Ochia, Tencer et Ching, 2003), ce qui supporte aussi la seconde théorie.

Connaitre exactement quelle est la chaîne d'événement menant aux fractures de type burst est important puisque cela permet de déterminer l'importance qu'ont les disques intervertébraux dans les mécanismes de fracture. Les disques porcins sont deux fois moins hauts et deux fois plus petits dans le plan transverse que les disques humains (Beckstein et al., 2008). Cette différence peut influencer les mécanismes de transfert de force entre les disques et les corps vertébraux, mais cela reste à étudier.

Cela dit, il est probable que les deux théories soient valides et que les deux chaînes d'événements mènent à une fracture de type burst. Certains auteurs semblent proposer que la première chaîne d'événement soit celle rencontrée chez les sujets jeunes et qu'avec la détérioration des disques et de la qualité osseuse la seconde chaîne d'événement puisse expliquer les fractures de type burst observées cliniquement (Langrana et al., 2002; Ochia, Tencer et Ching, 2003; Tran et al., 1995).

1.4 Études et modèles précédents

1.4.1 Études et modèles biomécaniques

Les études biomécaniques utilisent des segments de colonnes extraits sur lesquels une fracture vertébrale est produite pour explorer différents aspects de ce traumatisme. Ces études portent généralement sur les mécanismes de fractures (Hongo et al., 1999; Ochia, Tencer et Ching, 2003; Zhu et al., 2008), l'obstruction du canal vertébral (Panjabi et al., 2001; Wilcox et al., 2002), la performance des instruments chirurgicaux (Fredrickson et al., 1992; Mahar et al., 2007; Turker et al., 2005) ou la stabilité post-fracture (Panjabi et al., 2000b; Tsai, Chang et Lin, 1997; Wang et al., 2007a). Les spécimens utilisés pour ces études sont humains, porcins ou bovins (veau).

La première méthode expérimentale développée pour produire une fracture vertébrale de type burst a été présentée par Cotterill (Cotterill et al., 1987) et depuis, plusieurs variantes ont été présentées. La technique de base consiste à prélever un segment de rachis de quelques

vertèbres (généralement 3) et à le charger de façon axiale pour produire la fracture. Le mode de chargement et la technique utilisée pour positionner le spécimen lors du traumatisme varient grandement entre les études. Les variations sur ces deux aspects sont détaillées ci-après.

Mode de chargement

Il existe deux méthodes pour charger les spécimens *in vitro*, soit en appliquant un chargement continu ou un impact. La première méthode consiste à appliquer sur le spécimen un chargement continu à l'aide d'un appareil de test servohydraulique pour produire la fracture. Ce chargement peut être appliqué en contrôlant la vitesse ou la force. Les valeurs utilisées lors de ces essais varient grandement entre les études consultées : variant entre 100 N/s et 16 000 N/s pour les protocoles contrôlant la force (Baranto et al., 2005; Lundin et al., 2000; Yingling, Callaghan et McGill, 1997) et allant de 0,04 mm/s à 500 mm/s pour les essais à vitesse contrôlé (Russell et al., 1992; Turker et al., 2005; Zhu et al., 2008). Les travaux de l'équipe de Yingling (Yingling, Callaghan et McGill, 1997) indiquent que le type de fracture produit est fortement lié à la vitesse du chargement. Selon eux, un chargement rapide favorise l'apparition de fractures du corps vertébral tandis qu'un chargement lent est associé à des fractures du plateau vertébral.

Le second mode de chargement consiste à appliquer un seul impact (approche simple) ou plusieurs impacts (approche incrémentale) au spécimen pour produire la fracture vertébrale. L'approche incrémentale implique le relâchement successif de masses jusqu'à ce que la fracture voulue soit produite alors que l'approche simple n'utilise qu'un seul impact. Les deux approches donneraient les mêmes résultats (Panjabi et al., 2000a; Wang et al., 2007b) bien que l'approche incrémentale permette un meilleur contrôle sur le résultat final. L'énergie déployée pour produire la fracture varie entre les études consultées, allant de 40 J à 487 J (Cotterill et al., 1987; Panjabi et al., 2000a; Panjabi et al., 1998; Wang et al., 2007a; Wilcox et al., 2003; Wilcox et al., 2002). Le seuil nécessaire pour produire une fracture vertébrale se situerait entre 60 J et 84 J (Panjabi et al., 1998; Wilcox et al., 2003). Pour mettre ces chiffres en perspective, cette énergie représente une chute d'environ 10 cm pour un homme de 70 kg. Ces valeurs illustrent bien la différence entre les modèles expérimentaux et ce qui se produit *in vivo*.

Positionnement du spécimen

Le positionnement du spécimen réfère à la mise en flexion ou non du segment et aux restrictions imposées aux vertèbres. La méthode la plus simple consiste à imposer un parallélisme entre les plateaux vertébraux aux extrémités du segment. Bien que cette méthode a été utilisée à plusieurs reprises (Russell et al., 1992; Turker et al., 2005; Wilcox et al., 2004; Wilcox et al., 2003; Wilcox et al., 2002), aucune des études consultées n'a justifié sa démarche outre que pour des raisons pratiques. La seconde méthode est la plus utilisée et consiste à imposer un angle de flexion allant de 8° à 15° entre les plateaux vertébraux (Figure 1.7) (Cotterill et al., 1987; Panjabi et al., 2000a; Wang et al., 2007a; Wilcox et al., 2002). Il n'y a pas de comparaison entre ces deux méthodes (parallélisme c. flexion forcé) en ce qui concerne la fracture vertébrale résultante.

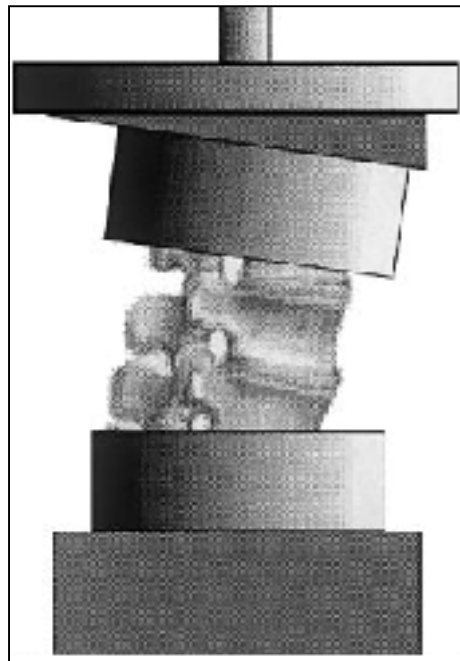


Figure 1.7 Méthode pour imposer un angle de flexion à un segment de colonne
Adaptée de Panjabi et coll. (2000)

La dernière méthode utilise un ou deux pivots reliés aux extrémités du segment pour permettre une flexion dynamique lors du chargement (Figure 1.8). L'objectif avoué de cette méthode est d'éviter l'imposition de restrictions jugées artificielles aux segments (Baranto et

al., 2005) ou pour évaluer l'effet qu'ont ces restrictions sur le type de fracture produit (Zhu et al., 2008).

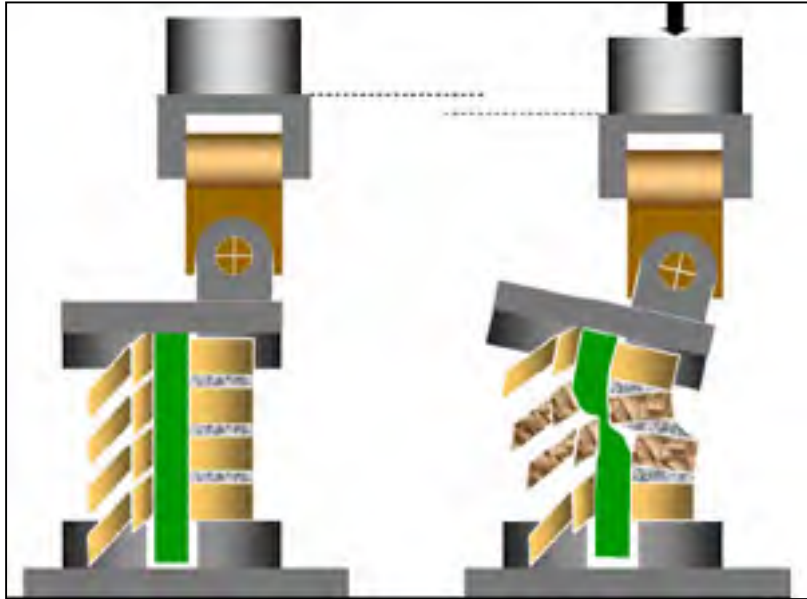


Figure 1.8 Exemple d'utilisation d'un pivot lors du chargement d'un segment de colonne
Adaptée de Zhu et coll. (2008)

Pour conclure cette revue des études biomécaniques, il est facile de constater que les méthodes pour produire une fracture vertébrale sur un segment de colonne sont multiples. Cette multitude de méthodes implique des mécanismes de fracture différents et malgré ces différences, toutes les études consultées qui visaient à produire explicitement une fracture de type burst y sont arrivées (selon leurs auteurs). Or, en regardant les résultats individuellement, il est possible d'arriver au même constat que Langrana (2002) :

«Although there is little dispute that the mechanism of injury is axial impact occasionally coupled with a flexion moment, levels of canal compromise and posterior column disruption in experimental models vary widely and infrequently match the severity seen in clinical cases. »

Cela implique probablement que les mécanismes de fracture ne sont pas bien compris ou encore que les techniques utilisées, tel que l'isolement d'un segment de colonne pour produire la fracture, ne sont pas appropriées.

1.4.2 Études et modèles neurologiques

Les études neurologiques utilisent des sujets vivants pour explorer les mécanismes lésionnels de la moelle épinière ou pour évaluer l'efficacité des traitements pharmaceutiques. La méthode généralement utilisée pour développer un modèle vivant avec une atteinte neurologique rachidienne consiste à exposer la moelle épinière par laminectomie et à impacter ou comprimer mécaniquement cette dernière. L'impaction se fait généralement à l'aide d'une masse relâchée sur la moelle épinière (Gruner, 1992) ou à l'aide d'un impacteur électromagnétique (Stokes, 1992). Cette méthode est principalement utilisée sur le rat (Deo et al., 2006; Young, 2002) bien que la méthode a été adaptée récemment pour un miniporc (Jones, Kwon et Cripton, 2012; Navarro et al., 2011). La seconde technique consiste à comprimer la moelle épinière exposée à l'aide d'une bande constrictive ou d'une pince. Cette technique a été utilisée pour développer un modèle canin afin d'étudier les effets de certains médicaments anti-inflammatoires (Delamarter et Coyle, 1999) et a été utilisée par l'équipe de Zurita pour évaluer son effet sur un miniporc (Zurita et al., 2012).

Il est à noter que ces techniques impliquent plusieurs manipulations chirurgicales délicates. De plus, les mécanismes lésionnels rencontrés *in vivo* sont probablement plus complexes que ce qui est recréé expérimentalement (changement dans l'apport sanguin, relâchement excessif de neurotransmetteurs, invasion du système immunitaire causé par une rupture de la barrière hémato-encéphalique, inflammation de la moelle épinière dans l'espace restreint du canal vertébral, etc.). Finalement, les interactions entre la moelle épinière et la fracture vertébrale (déplacements des fragments osseux dans le canal lors du traumatisme et après le traumatisme, perte de hauteur du corps vertébral, coincement des nerfs spinaux, etc.) sont absentes.

CHAPITRE 2

HYPOTHÈSES, OBJECTIFS SPÉCIFIQUES ET APPROCHE MÉTHODOLOGIQUE

Notre revue des connaissances nous permet de constater l'intérêt porté par la communauté scientifique pour la fracture vertébrale en raison de sa prévalence et sa complexité notable ainsi que pour les difficultés actuelles à définir un traitement optimal. Cette revue nous permet aussi de constater qu'il est impossible d'étudier en parallèle la biomécanique de la fracture et les atteintes neurologiques avec les modèles actuels bien que ce soient deux aspects fondamentaux de la fracture vertébrale. D'une part, l'état neurologique ne peut être évalué sur les modèles cadavériques sur lesquels on produit expérimentalement une fracture. D'autre part, les modèles sur lesquels on produit une atteinte neurologique n'ont pas de fracture vertébrale ce qui fait que l'on ne peut étudier les interactions entre la fracture vertébrale et les phénomènes de récupération des fonctions neurologiques sur ces modèles. Le développement d'un modèle expérimental vivant avec une fracture vertébrale et des atteintes neurologiques potentielles permettra d'entreprendre des études innovatrices sur la fracture vertébrale et son traitement.

Nous constatons aussi que les mécanismes lésionnels menant à une fracture vertébrale de type burst sont peu compris. Ce manque de connaissance est encore plus marqué pour les spécimens animaux sur lesquels la fracture vertébrale est régulièrement explorée et sur lesquels nous désirons développer notre modèle expérimental. Les conditions de chargement optimales pour l'apparition d'une fracture vertébrale doivent être identifiées pour faciliter la production du traumatisme voulu.

La revue des connaissances révèle également que l'interaction entre l'obstruction du canal vertébral et le chargement axial d'un segment de colonne fracturé n'est pas étudiée. Considérant que les charges craniocaudales intervertébrales sont plus élevées chez les

quadrupèdes, nous devons comprendre comment cette caractéristique influencera le modèle expérimental que nous voulons développer.

2.1 Hypothèses et objectifs spécifiques

L'objectif de cette thèse est d'étudier la fracture vertébrale et de développer une méthode pour reproduire de façon contrôlée une fracture vertébrale avec une obstruction significative du canal vertébral sur un miniporc complet. Afin d'atteindre l'objectif ciblé, les mécanismes lésionnels doivent être étudiés dans un premier temps pour orienter la conception de la méthode et des équipements nécessaires pour produire une fracture vertébrale sur un miniporc complet. En particulier, les mécanismes lésionnels favorisant l'apparition d'une fracture instable comminutive avec une obstruction significative du canal vertébral sur un miniporc doivent être analysés. De plus, l'influence qu'a le chargement craniocaudal intervertébral en présence d'une fracture comminutive sur l'obstruction du canal vertébral doit être examinée. Cela permettra d'évaluer comment les résultats obtenus sur les spécimens cadavériques dépourvus de charges physiologiques reflèteront l'obstruction du canal vertébral qui sera observée sur les spécimens vivants. Ces connaissances acquises sur des modèles in vitro seront récupérées pour la conception d'un banc d'essais pour produire une fracture vertébrale avec une obstruction significative du canal vertébral sur un miniporc complet. La méthode développée sera évaluée sur des spécimens cadavériques pour déterminer le type de fracture produit et la variabilité entre les essais.

Les hypothèses suivantes ont été identifiées pour orienter ce projet doctoral :

- H1. Le chargement dynamique d'un segment de colonne porcine thoracolombaire en flexion est le chargement optimal pour obtenir une fracture vertébrale de type burst avec une obstruction significative du canal vertébral.
- H2. Un chargement physiologique appliqué à un segment de colonne fracturé augmente l'obstruction du canal vertébral.
- H3. Il est possible de créer une fracture vertébrale instable de type burst avec un potentiel d'atteinte neurologique sur un miniporc complet.

Les hypothèses avancées sont vérifiées par la réalisation des objectifs spécifiques suivants :

- O1. Étudier sur des segments de colonnes porcines matures l'influence qu'ont les conditions de chargement sur le type de fracture vertébrale, l'obstruction du canal vertébral et la perte de raideur résultante.
- O2. Étudier l'interaction entre le chargement axial d'un segment de colonne ayant une fracture de type burst et l'obstruction du canal vertébral.
- O3. Développer et tester un banc d'essai permettant de produire une fracture vertébrale de type burst avec une obstruction du canal vertébral sur un miniporc complet.

2.2 Approche méthodologique

Cette thèse a donc pour finalité de développer une méthode pour produire de façon contrôlée une fracture vertébrale avec une obstruction significative du canal vertébral sur un miniporc complet. Cette thèse est aussi une constituante d'un projet plus large qui est de développer un nouveau modèle expérimental vivant avec une fracture vertébrale instable accompagnée d'atteintes neurologiques potentielles. La Figure 2.9 illustre comment les hypothèses et objectifs définis précédemment s'articulent les uns par rapport aux autres.

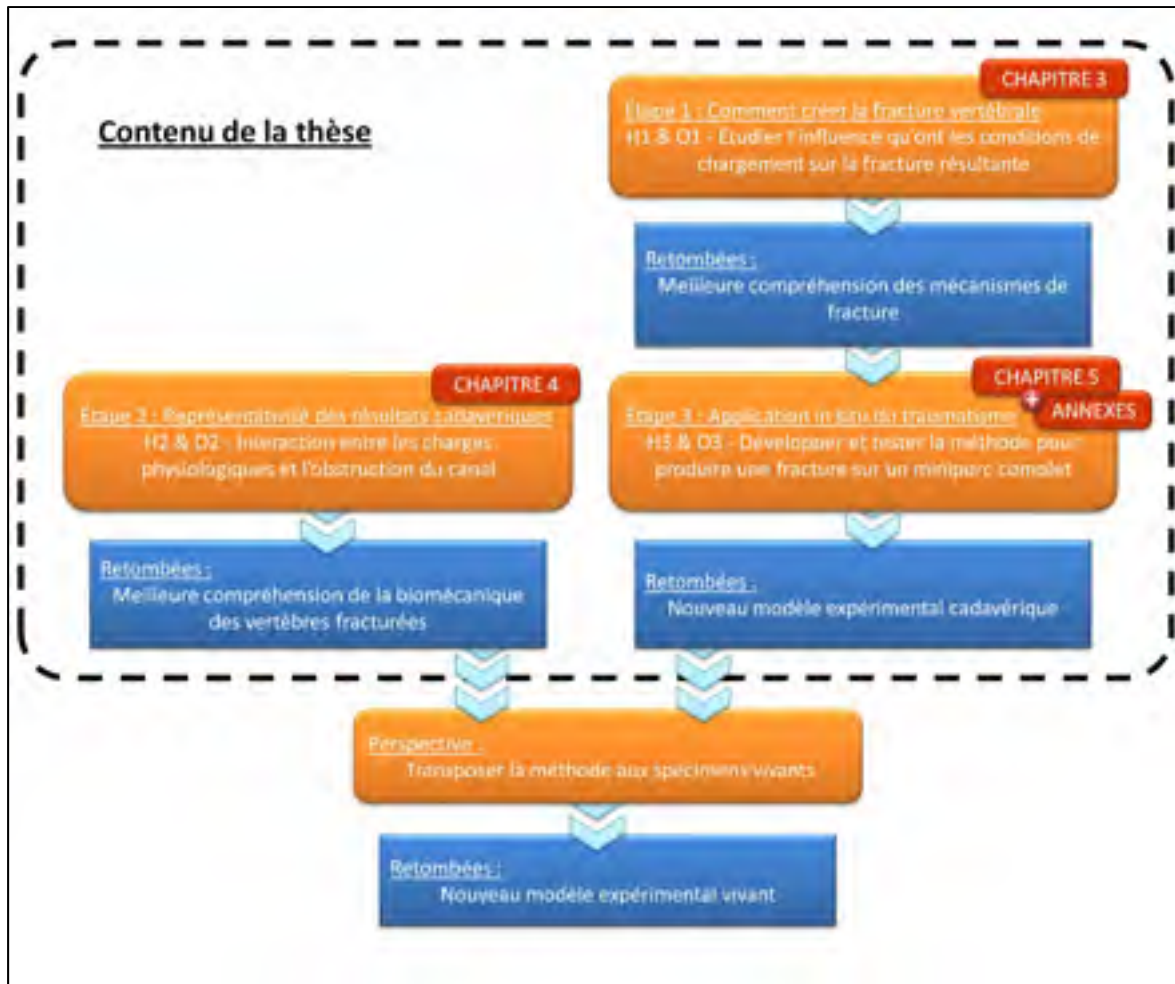


Figure 2.9 Approche méthodologique et structure de la thèse

En résumé, les trois premières étapes correspondent aux hypothèses et objectifs définis dans cette thèse. La première étape nous permettra de mieux comprendre les mécanismes de fracture et nous permettra d'identifier les paramètres de chargement à utiliser pour produire la fracture vertébrale voulue. Le chapitre 3 présente l'étude réalisée pour cette première étape. En parallèle, l'étape 2 nous informera sur la biomécanique des vertèbres fracturées. Les informations recueillies par la réalisation du deuxième objectif nous permettront de mieux anticiper les résultats à venir sur les spécimens vivants. Cette étude est présentée au chapitre 4. Finalement, les paramètres de chargement identifiés à l'étape 1 seront récupérés pour concevoir et développer une méthode pour produire une fracture vertébrale sur un miniporc complet (étape 3). Le chapitre 5 présente le concept développé ainsi que les

résultats obtenus. À noter que le processus de conception du montage développé pour produire la fracture vertébrale in situ est présenté dans les annexes (I à III) pour simplifier la lecture de cette thèse et parce que cette partie est plutôt technique. À la conclusion de la troisième étape, nous aurons un nouveau modèle expérimental cadavérique nous permettant d'étudier la fracture vertébrale sans recourir à l'extraction d'un segment de colonne. En perspective, l'étape suivante serait de passer aux spécimens vivants pour produire un nouveau modèle expérimental permettant d'étudier l'interaction entre la fracture vertébrale et les fonctions neurologiques. La discussion se trouvant à la fin de cette thèse propose plusieurs pistes pour réaliser cette dernière étape et soulève les difficultés à anticiper.

CHAPITRE 3

ARTICLE 1: EFFECT OF SPINAL LEVEL AND LOADING CONDITIONS ON THE PRODUCTION OF VERTEBRAL BURST FRACTURES IN A PORCINE MODEL

L'article publié dans le *Journal of Biomechanical Engineering* au mois de septembre 2011 présente l'étude effectuée pour réaliser le premier objectif de cette thèse : étudier sur des segments de colonnes porcines matures l'influence qu'ont les conditions de chargement sur le type de fracture vertébrale, l'obstruction du canal vertébral et la perte de raideur résultante. Nous avons utilisé deux vitesses de chargement et deux angles de flexion pour comprimer mécaniquement des segments de trois vertèbres pour produire des fractures vertébrales. Nous avons aussi profité de l'occasion pour évaluer l'influence du niveau vertébral sur les résultats. Le type de fracture produit, l'obstruction du canal vertébral et la perte de raideur axiale du segment ont été utilisés pour caractériser la fracture produite. Nous avons aussi évalué la charge maximale à la fracture pour estimer le caractère viscoélastique des segments de colonnes.

Cette étude nous a permis d'identifier les paramètres favorisant l'apparition d'une fracture comminutive instable avec une obstruction significative du canal vertébral. Ces paramètres ont été récupérés pour la conception des équipements pour produire une fracture sur un miniporc complet (chapitre 5). La contribution du premier auteur est évaluée à 85 %.

EFFECT OF SPINAL LEVEL AND LOADING CONDITIONS ON THE PRODUCTION
OF VERTEBRAL BURST FRACTURES IN A PORCINE MODEL

Dominic Boisclair^{1,2}; Jean-Marc Mac-Thiong^{1,3}; Stefan Parent^{1,3} et Yvan Petit^{1,2}

¹ Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
5400 Blv. Gouin Ouest, Montréal, Québec, Canada, H4J 1C5

² École de technologie supérieure, Département de génie mécanique
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

³ Université de Montréal, Département de Chirurgie
2900 Blv. Édouard-Montpetit, Montréal, Québec, Canada, H3T 1J5

Published in Journal of Biomechanical Engineering, 2011, vol. 133, n. 9, p. 094503.

3.1 Abstract

Background. Vertebral burst fractures are commonly studied with experimental animal models. There is however a lack of consensus as to what parameters are important to create an unstable burst fracture with a significant canal encroachment on such model. This study aims to assess the effect of the loading rate, flexion angle, spinal level and their interactions on the production of a vertebral thoracolumbar burst fracture on a porcine model.

Method of Approach. Sixteen functional spinal units composed of three vertebrae were harvested from mature Yucatan minipigs. Two loading rates (0.01 mm/s and 500 mm/s), two flexion angles (0° and 15°) and two spinal levels (T11-T13 and T14-L2) were studied, following a full factorial experimental plan with one repetition. Compression was applied to each functional unit to create a vertebral fracture. The load-to-failure, loss of compressive stiffness, final canal encroachment and fracture type were used as criteria to evaluate the resulting fracture.

Results. All specimens compressed without flexion resulted in burst fractures. Half of the specimens compressed with the 15° flexion angle resulted in compression fractures. Specimens positioned without flexion lost more of their compressive stiffness and had more significant canal encroachment. Fractured units compressed with a higher loading rate resulted in a greater loss of compressive stiffness. The spinal level had no significant effect on the resulting fractures.

Conclusions. The main parameters which affect the resulting fracture are the loading rate and the flexion angle. A higher loading rate and the absence of flexion favor the production of burst fractures with a greater canal encroachment.

Keywords. Biomechanics - Vertebral fracture – In vitro - Porcine model

3.2 Introduction

While vertebral burst fractures have been widely studied, their treatments remain difficult because of their potential unstable nature and associated neurologic deficit (Vaccaro et al., 2003; van der Roer et al., 2005). Many experimental models of vertebral burst fractures have been developed to better understand biomechanical aspect that cannot be assessed in a clinical context.

Several studies have been published to experimentally simulate vertebral fractures using compressive loading with notable discrepancy between methods; especially in regards to the flexion angle applied to the specimens and the loading rate used to create the fracture. Some studies have used flexion angle ranging between 8° and 15° (Atlas, Dodds et Panjabi, 2003; Cotterill et al., 1987; Kifune et al., 1995; Panjabi et al., 2000a) while others have specifically removed all flexion from their specimens (Lundin et al., 2000; Russell et al., 1992; Turker et al., 2005; Wilcox et al., 2004). Also, even though the burst fracture is a high speed event, many studies have used continuous loading rates ranging from 0.04 mm/s (Russell et al., 1992) to 500 mm/s (Zhu et al., 2008) with several intermediate rates (Baranto et al., 2005;

Lundin et al., 2000; Turker et al., 2005). The impact of such variation in the flexion angle and the loading rate on the resulting fracture is unclear.

Along with the loading conditions, the effect of the spinal level on the resulting fracture has not been studied in animal models. The higher prevalence of vertebral fracture observed at the thoracolumbar junction in human has led some experimental studies to use vertebrae harvested from this region exclusively (Kifune et al., 1995; Panjabi et al., 2001). This practice requires a large number of specimens as only one spinal level may be harvested per sacrifice. To circumvent such limitation, it is tempting to use adjacent vertebral segments because of their similar morphology. It is however unknown whether using different spinal levels in an experimental context affects the resulting fracture.

The objective of this study was to determine which, among the loading rate, the flexion angle, the spinal level and their interactions, has a significant effect on the resulting vertebral fracture. The load to failure, loss of compressive stiffness (LCS), spinal canal encroachment (SCE) and fracture type were used as characteristics of the resulting fracture. The specimen's vertebral body bone density was measured to assess the inter-specimens variability. Porcine spines were used for this study because they have been identified as a good model for spinal research (Aeressens et al., 1998; Dath et al., 2007; Inui et al., 2004; McLain, Yerby et Moseley, 2002) and they are more readily available than human cadaveric specimens.

3.3 Material and Method

A Box, Hunter and Hunter (Box, Hunter et Hunter, 1978) full factorial design of experiment with two-levels and one repetition was done to assess the effect of the loading rate, flexion angle, spinal level and their interactions on the resulting fracture.

Sixteen functional spinal units (FSU) were harvested from eight mature minipigs (Yucatan, 41.2 ± 1.5 week old). Collected FSU were constituted of T11 to T13 vertebrae and T14 to L2 vertebrae with intervertebral discs and ligaments.

Two loading rates were studied: 0.01 mm/s and 500 mm/s. Previous study on the viscoelasticity of intervertebral discs (Race, Broom et Robertson, 2000) has shown that above a threshold loading rate (approximately 0.16 mm/s) the disc behaves in a manner representative to its response to a higher loading rate. Loading rates used in this study have been selected in order to be well above or below this transitional value. The low loading rate was selected to simulate a quasi-static loading while the highest loading rate achievable by the servo-hydraulic mechanical testing apparatus used (858 Mini Bionix® II, MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN) was selected to simulate a high speed loading.

Flexion angles of 0° and 15° were applied to the specimens in the sagittal plane between the FSU cranial vertebra's superior endplate and the caudal vertebra's inferior endplate. The high flexion angle (15°) is close the maximum flexion achievable on a porcine FSU and it has been used in previous human and animal studies (McLain, Yerby et Moseley, 2002; Russell et al., 1992; Turker et al., 2005). The low flexion angle was set to 0° in order to assess the effect of a pure compression as compared to a flexed compression.

Specimens were imaged along with density calibration phantoms using a Lightspeed VCT (GE Medical System, Milwaukee, Wi) CT scanner and confirmed to have no fracture or pathologic bone. A linear relationship between the Hounsfield unit and the calibration phantom's density was obtained using a regression analysis in order to estimate the apparent bone density of a region of interest (ROI) on the FSU middle vertebrae. This ROI was the vertebral body trabecular bone identified on each CT image individually segmented by semi-automated software (SliceOmatic, Tomovision Inc, Montreal, Canada). ROI bone density was used as an indication of the inter-specimens variability in biomechanical properties.

FSU's middle vertebra body height was measured at three distinct points using a linear caliper and was used to determine the magnitude of compression to be applied to each specimen.

FSU's end vertebrae were embedded in aluminum frames using polyester resin. Segments endplates were fitted to the aluminum frames for specimens tested without flexion or to wedge-shaped aluminum pieces of 7.5° for specimens tested in flexion as illustrated in Figure 3.10. Only axial displacement of the superior vertebrae was allowed, all other displacements of the inferior and superior vertebrae were constrained.

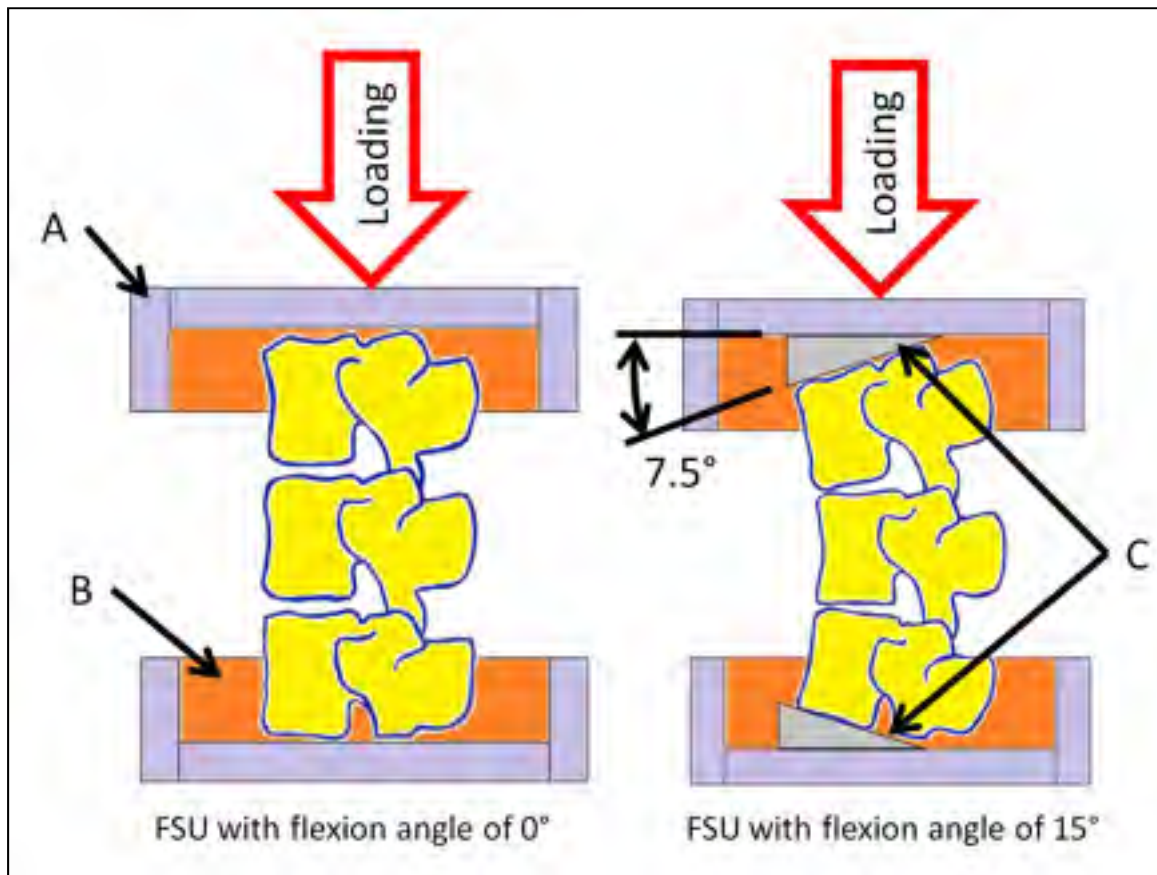


Figure 3.10 FSU position and loading direction. Aluminum frames (A), polyester resin (B) and wedge-shaped aluminum pieces (C) are identified. Soft tissues are not illustrated for clarity

Specimens were mounted on the testing apparatus with a preload of 200 N in order to systematically settle the specimens, which is a small load in comparison to the expected load to failure ($\geq 3000\text{N}$).

FSU's compressive stiffness (CS) was measured before and after the traumatic compression by applying a 3 mm displacement at a rate of 1mm/s while the force and displacement were monitored. CS was defined as the slope of the force-displacement curves and the difference between both CS was used as an indication of the instability resulting from the fracture. The linear regression coefficients of determination (r^2) of the force-displacement curves were used to identify unintended fractures caused to the FSU before the traumatic loading. Specimens were returned to their preloaded position after the measurement of the pre-fracture CS.

Traumatic loading was applied to the specimen at a constant rate with a displacement equal to 80% of the FSU middle vertebra original body height immediately after the CS test. This displacement was used as a systematic criterion to produce comparable fracture mechanism within specimens. Axial force, displacement and time data were monitored throughout the compression and checked to ensure that all tests respected the assigned loading rates. Final position was maintained on the specimen for one second before being decompressed at a constant rate of 1mm/s for 5 mm to return the specimen near to the preloaded condition. Post-fracture CS was measured from this point using the previously described protocol. Specimens were imaged again by CT scan.

Four dependant variables were evaluated to characterize the resulting fracture: load to failure, LCS, SCE and the fracture type. Load to failure was defined as the load measured at the first transition from a positive slope to a null or negative slope on the force-displacement curves. Pre-fracture CS (CS_{Pre}) and post-fracture CS (CS_{Post}) were used to calculate the LCS from Eq. (2.1):

$$LCS (\%) = (1 - CS_{Post} / CS_{Pre}) * 100 \quad (2.1)$$

SCE was measured on the CT images using the method described by Keene et al. (Keene et al., 1989). Using Eq. (2.2), SCE was calculated as a percentage ratio between the minimal

vertebral canal transversal area at the level of the fracture (A2) and the average between the transversal canal areas of the FSU cranial (A1) and caudal (A3) vertebrae.

$$\text{SCE (\%)} = (2 * A2) / (A1 + A3) * 100 \quad (2.2)$$

Two independent observers analyzed the fracture type from the CT images in order to determine whether a compression or burst fracture occurred. Compression fractures involve failure of the anterior column without injury to the middle column, while burst fractures involve failure of both anterior and middle columns, according to the concept proposed by Denis (Denis, 1983).

All parameters evaluated to describe the resulting fracture (load to failure, LCS, SCE and fracture type) were used to assess the effect of the three independent variables (loading rate, flexion angle and spinal level) and their interactions using multiple factorial analysis of variance (ANOVA) with significance levels fixed at $p=0.05$. The effect of the vertebral body trabecular bone apparent density was assessed using linear regression analysis.

3.4 Results

All fractures occurred at the FSU's middle vertebrae with no apparent rupture of the intervertebral discs annulus. An average load to failure of 5980 N (± 1910 N) was found with a LCS of 64% ($\pm 31\%$) and SCE of 19% ($\pm 17\%$). Significance levels for the effect of the loading rate, the flexion angle, the spinal level and their interaction on the load to failure, LCS and SCE are presented in Tableau 3.1.

Tableau 3.1

Significance levels for the effect of the loading rate, the flexion angle, the spinal level and their interaction on the load to failure, LCS and SCE. Significant results are followed by an asterisk (*)

Dependent variables	Independent variables and Interactions	P-values
Load to failure	Loading rate [1]	0.001*
	Flexion angle [2]	0.705
	Spinal level [3]	0.877
	[1]*[2]	0.959
	[1]*[3]	0.077
	[2]*[3]	0.750
	[1]*[2]*[3]	0.114
Loss of compressive stiffness (LCS)	Loading rate [1]	0.000*
	Flexion angle [2]	0.000*
	Spinal level [3]	0.201
	[1]*[2]	0.035*
	[1]*[3]	0.399
	[2]*[3]	0.824
	[1]*[2]*[3]	0.768
Spinal canal encroachment (SCE)	Loading rate [1]	0.535
	Flexion angle [2]	0.002*
	Spinal level [3]	0.326
	[1]*[2]	0.402
	[1]*[3]	0.922
	[2]*[3]	0.861
	[1]*[2]*[3]	0.623

Tableau 3.2 shows the average load to failure, LCS and SCE per variable for significant effects only. Increasing the loading rate significantly increased the average load to failure by 2881 N and increased the LCS by 38 %. Applying flexion to the specimens significantly reduced the average LCS by 36% and reduced the average SCE by 27%. The only significant interaction induces a LCS difference of 34% between both loading rates at high flexion angle.

Tableau 3.2

Average load to failure, LCS and SCE for each variable modality for significant effects only

Dependent variables	Independent Variables	Modalities	Average (SD)
Load to failure (N)	Loading rate	0.01 mm/s	4544 (1280)
		500 mm/s	7425 (1205)
Loss of compressive stiffness (%)	Loading rate	0.01 mm/s	45 (31)
		500 mm/s	83 (16)
	Flexion angle	0°	82 (15)
		15°	46 (33)
	Loading rate * Flexion Angle	0.01 mm/s * 0°	71 (13)
		0.01 mm/s * 15°	18 (13)
		500 mm/s * 0°	93 (4)
		500 mm/s * 15°	74 (18)
Canal encroachment (%)	Flexion angle	0°	32 (14)
		15°	5 (4)

Burst fractures were obtained for 12 specimens and compression fractures for 4. Figure 3.11 shows typical compression and a typical burst fractures. Only the flexion angle had a significant effect on the fracture type ($p=0.022$). Specimens compressed without flexion resulted in burst fractures and all compression fractures occurred with specimens compressed with a flexion angle of 15°.

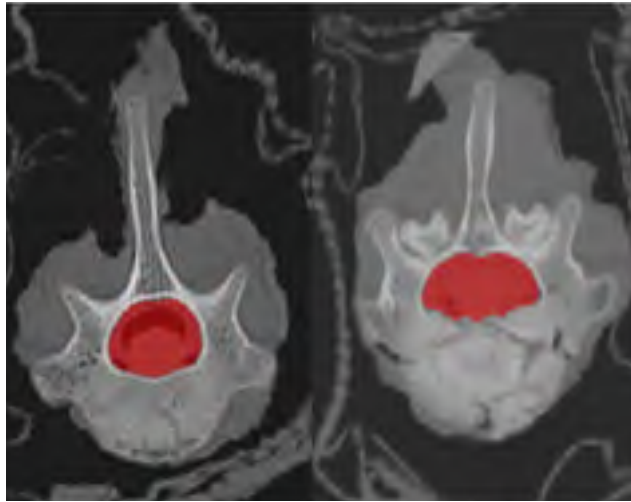


Figure 3.11 Typical experimental compression fracture on the left image and burst fracture on the right

The average apparent trabecular bone density was $350 \text{ g/cm}^3 (\pm 27 \text{ g/cm}^3)$ and was normally distributed according to the Kolmogorov-Smirnov statistical test. The apparent trabecular bone density had no significant relationship with the load to failure ($p=0.347$), LCS ($p=0.656$), SCE ($p=0.185$) or fracture type ($p=0.643$).

Linear regressions carried out on the force-displacement curves of the pre-fracture CS curves had coefficients of determination (r^2) ranging between 0.9905 and 0.9996. The highly linear aspect of the curves suggests that no unintended fracture has occurred on the specimens before the traumatic loading.

3.5 Discussion

This study is the first to identify which among the loading rate, flexion angle, spinal level and their interactions have an important effect on the load to failure, LCS, SCE and fracture type when a traumatic compression is applied to a porcine FSU. This study primarily shows that an experimental burst fracture in minipigs is best produced by using a higher loading rate without flexion.

All specimens tested without flexion resulted in burst fractures, regardless of other covariables. Half of the specimens tested with flexion resulted in compression fracture which may explain the increased axial stability and smaller SCE associated with the high flexion angle in this study. These results suggest that no flexion should be applied to the porcine spinal segments in order to create unstable burst fractures with a significant SCE in an experimental context. Increasing the loading rate significantly increased the load to failure and LCS. Of the two loading rates tested, the highest is suggested to create more unstable fractures. The spinal level had no significant effect on the load to failure, the LCS, the SCE and the fracture type. This suggests that experimental porcine vertebral models may use either T11-T13 or T14-L2 segments with similar results in regards to the parameters evaluated in this study. The vertebral bone density had no effect on the parameters evaluated in this study. This suggests that the effects found in this study are more likely related to the loading conditions than to the bone quality of the specimens.

There are some limitations to the experiment presented, including the limited number of specimens used for this study. Nonetheless, a full factorial design of experiment with one repetition allowed the observation of significant effects providing good indications of the relationships between the loading conditions and the vertebral fractures characteristics. Also, the ROI used to assess the apparent bone density excluded the cortical bone in order to avoid inaccuracies inherent to the identification of the peripheral bone on CT images. While this method was sufficient to assess the inter-specimen variability, it could be inadequate to fully assess the resistance to compression of vertebrae. Finally, this study used FSU of 3 vertebrae which is common practice for experimental investigation. Any comparison with experiments made with more vertebrae per FSU should be carefully weighted.

3.6 Conclusion

This experimental study is the first to quantify the effects of the flexion angle, the loading rate, the spinal level and their interactions on the characteristics of experimental vertebral fractures. The results exposed in this paper should be useful for the development of porcine

models with vertebral burst fractures. Specifically, a higher loading rate and the absence of flexion are two key elements to facilitate the simulation of unstable burst fractures with significant SCE.

3.7 Acknowledgement

This research was independently funded in part by the Canada Foundation for Innovation (CFI), the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC) and the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). The authors would like to thank Michel Assad and AccelLAB Inc. for their generous donation of porcine specimens.

CHAPITRE 4

ARTICLE 2: COMPRESSIVE LOADING OF THE SPINE AFFECT THE SPINAL CANAL ENCROACHMENT OF BURST FRACTURE

Le second objectif de cette thèse était d'étudier l'interaction entre le chargement axial d'un segment de colonne ayant une fracture de type burst et l'obstruction du canal vertébral. La réalisation de cet objectif a mené à la publication d'un article dans *Journal of Spinal Disorders and Techniques* au mois de février 2012. Les spécimens fracturés dans le cadre de la première étude ont été récupérés et comprimés avec différentes charges axiales dans un tomodensitomètre. Nous avons mesuré l'obstruction du canal vertébral pour chaque spécimen et pour chaque cas de chargement. Nous avons évalué dans un premier temps s'il y avait une différence systématique de l'obstruction du canal entre les cas de chargement. Nous avons ensuite évalué s'il y avait des différences individuelles entre les cas de chargement et nous avons cherché à relier ces différences à la physiologie des fractures.

Cette étude nous permet de mieux comprendre la biomécanique de la fracture vertébrale. Spécifiquement, elle nous permet d'évaluer à quel point les résultats obtenus sur des spécimens cadavériques sont représentatifs des essais in vivo à venir. Considérant que les charges intervertébrales sont plus importantes chez les quadrupèdes, nous devons être en mesure de comprendre comment cette caractéristique influencera nos résultats. De plus, les conclusions de cette étude ont aussi une certaine valeur pour les cliniciens qui désirent comprendre la biomécanique de la fracture vertébrale. C'est d'ailleurs avec cette perspective clinique en tête que l'article a été rédigé pour élargir le bassin de lecteur ciblé. La contribution du premier auteur est évaluée à 85 %.

COMPRESSIVE LOADING OF THE SPINE MAY AFFECT THE SPINAL CANAL
ENCROACHMENT OF BURST FRACTURES

Dominic Boisclair^{1,2}; Jean-Marc Mac-Thiong^{1,3}; Stefan Parent^{1,3} et Yvan Petit^{1,2}

¹ Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
5400 Blv. Gouin Ouest, Montréal, Québec, Canada, H4J 1C5

² École de technologie supérieure, Département de génie mécanique
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

³ Université de Montréal, Département de Chirurgie
2900 Blv. Édouard-Montpetit, Montréal, Québec, Canada, H3T 1J5

Accepted in Journal of Spinal Disorders and Techniques, 2012 (in press)

4.1 Abstract

Study design: Spinal canal encroachment of burst fractures under different compressive loading.

Objective: To assess if the application of different compressive loads affect the spinal canal encroachment of thoracolumbar burst fractures and to relate any significant encroachment differences to the fracture morphology.

Summary of Background data: The spinal canal encroachment is an important part of the evaluation process of thoracolumbar burst fractures. It is however not well understood how a variation in spinal internal loads resulting from a change in patient posture may affect the spinal canal encroachment after a burst fracture. The application of a compressive load on fractured vertebrae may displace bony fragments further into the canal and increase the encroachment.

Methods: 10 thoracolumbar functional spinal units harvested from mature minipigs and compressed to create burst fractures were imaged by computed tomography under three loading conditions: without compressive force and with two compressive forces analogous to the load expected in vivo. Spinal canal encroachments were measured for all loading cases and compared with each other to identify if it systematically changed between loading cases and to discriminate which specimens were affected by an increase in the loading.

Results: The application of a compressive loading did not systematically increase the spinal canal encroachment. However, specimens with a large bony fragment originating from the superior and posterior aspect of the vertebral body with a centrifugal orientation had a significant increase of spinal canal encroachment when loaded.

Conclusions: An increase in spinal internal loads resulting from a change in the patient posture may increase the spinal canal encroachment of burst fracture. Measurement of the spinal canal encroachment should take into account the bony fragment distribution of burst fracture.

Keywords: Spine Trauma, Vertebral burst fracture, Spinal canal encroachment

4.2 Introduction

Most spinal fractures occur in the thoracolumbar region of the spine and approximately one third of those injuries are associated with significant neurologic deficit (Singh et al., 2004). Burst fractures are the most common unstable thoracolumbar fractures (Bensch et al., 2006). The surgical management of thoracolumbar burst fracture is based on many factors, including the injury morphology, neurologic status and surgical team experience (Vaccaro et al., 2003; Vaccaro et al., 2006). The injury morphology includes the spinal canal encroachment (SCE) which is often assessed using computed tomography (CT) (Singh et al., 2004).

The SCE of burst fractures is commonly explored with experimental models. Such models have highlighted that the maximum SCE of burst fractures occurs upon failure of the spine (Wilcox et al., 2004; Wilcox et al., 2002) and that flexion and extension of the spine affect the SCE (Panjabi et al., 2001). Despite those findings, the effect of any variation in the spinal internal load resulting from a change in the patient posture (Ledet et al., 2005; Nachemson et Elfstrom, 1970; Wilke et al., 2003) on the SCE has yet to be studied. SCE measurements are performed while the patient is laying supine in a static position for CT investigation. The SCE found could significantly change with the patient posture. An increase of the spinal internal load could displace the bony fragments further into the canal and increase the SCE. There is however a lack of evidence to support this assumption.

The objectives of this study were: 1) to assess if the application of different compressive loads affects the SCE of thoracolumbar burst fractures and 2) to relate any significant SCE change to the fracture morphology.

4.3 Material and Method

Functional Spinal Units (FSU) were harvested from mature minipigs (Yucatan, 41.2 ± 1.5 week old) and fractured by compression in the context of a previous study (Boisclair et al., 2011). The FSU were constituted of T11 to T13 vertebrae and T14 to L2 vertebrae with their intervertebral discs and ligaments. Care was taken to preserve the integrity of bone, intervertebral discs and ligaments within the FSU upon collection and subsequent manipulations. Minipigs functional spinal unit (FSU) were used for this study as they are easily accessible; they are commonly used for studies on spinal fractures (Atlas, Dodds et Panjabi, 2003; Baranto et al., 2005; Lundin et al., 2000; Russell et al., 1992) and have been identified as adequate spinal model (Aerssens et al., 1998; Dath et al., 2007; McLain, Yerby et Moseley, 2002; Smit, 2002).

The previous study in which the specimens were fractured by compression aimed to assess the effect of the loading rate and flexion angle on the resulting fracture along with other

factors (Boisclair et al., 2011). Two continuous loading rates (0.01 mm/s and 500 mm/s) and two flexion angles (0° and 15° measured between the segment endplates) were studied in various combinations. Either compression fractures or burst fractures resulted from this protocol. Only specimens with burst fractures, involving failure of both anterior and middle column according to the classification established by Denis (Denis, 1983), were used in the context of the current study. A total of 10 specimens were studied with 6 being T11-T13 FSU and 4 being T14-L2.

Fractured specimens were individually mounted in a custom made apparatus acting as a vise and imaged using a Lightspeed VCT scanner (GE Medical System, Milwaukee, Wi). The end vertebrae of the specimen were embedded in polyester resin and inserted in both jaws of the vise allowing only axial craniocaudal compression (Figure 4.12). The compressive load was monitored throughout the imaging process using an axial load cell (model LC101-500, OmegaDyne, Stamford, CT). No metallic parts were used at the proximity of the specimen to prevent any image artefacts.

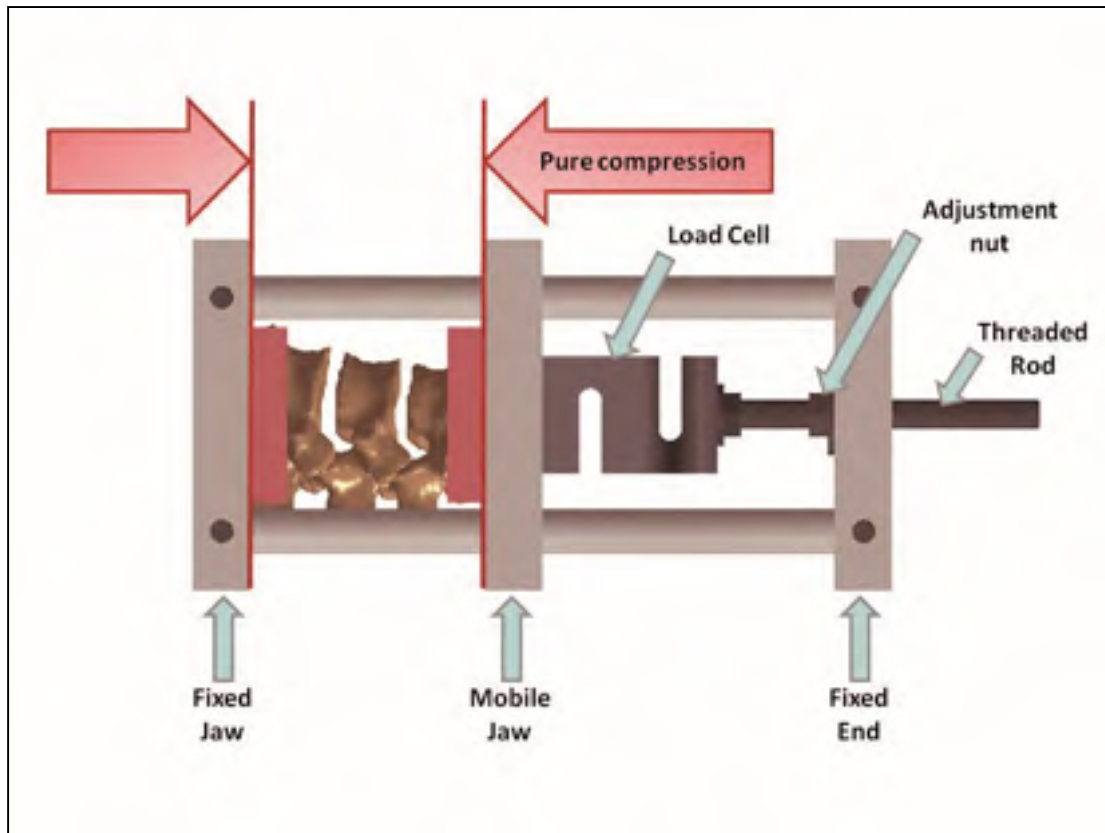


Figure 4.12 Custom made vise with axial load cell. The specimen is schematized without fracture or soft tissues for clarity

Once the specimen mounted in the apparatus, it was imaged consecutively three times: first without compression (0 N), then with 750 N of compression and finally with 1500 N of compression. The 750 N and 1500 N compression forces are approximately equivalent to 1.3 and 2.6 times the body weight of a minipig respectively. Since there is no direct measurement of the in vivo load in human thoracolumbar spines, several estimations of this load have been reported with most ranging between 0.25 and 6 times the body weight of the subject (Iyer et al., 2010; Ledet et al., 2005; Nachemson et Elfstrom, 1970; Schultz et al., 1982; Wilke et al., 2001). The compressive loads used in the current study are within these limits and have been selected to simulate different activity level: 0 N for a fully relaxed spine (e.g. patient under anaesthesia), 750 N for a mild activity level (e.g. laying supine) and the 1500 N for moderate solicitation (e.g. sitting flexed or standing flexed patient).

Spinal canal anteroposterior (AP) diameters were measured on the CT images with a semi-automated segmentation software (SliceOmatic, Tomovision Inc, Magog, Canada) to calculate the SCE using Eq. (3.3). In this equation, D_{mid} is the spinal canal AP diameter of the fractured vertebra while D_{cra} and D_{cau} are the AP diameters of the FSU's cranial and caudal vertebrae respectively. SCE were measured by five independent observers.

$$SCE (\%) = (2 * D_{mid}) / (D_{cra} + D_{cau}) * 100 \quad (3.3)$$

Non-parametric Wilcoxon matched pairs test was used to compare the SCE when no compression is applied (identified as SCE_{0N}) to the SCE when the intermediate compression is applied (SCE_{750N}) in order to determine if it systematically changed between both loading cases. The same test was repeated twice to compare the SCE_{0N} to the SCE when the final compression is applied (SCE_{1500N}) and the SCE_{750N} to SCE_{1500N} . Significance levels were fixed at $p=0.05$.

Individual SCE differences between loading cases were also calculated: between the 750 N loading case and the 0 N (identified as ΔSCE_{750-0}), between 1500 N and 0 N (ΔSCE_{1500-0}) and between 1500 N and 750 N ($\Delta SCE_{1500-750}$). Z-tests were conducted to discriminate which specimen had ΔSCE significantly different than zero. Non-parametric Mann-Whitney U tests were also conducted to assess if the spinal level (T11-T13 and T14-L2) and the parameters used to create the fracture (loading rate and flexion angle) had an effect on all ΔSCE .

4.4 Results

Individual SCE for all three loading cases are shown in Figure 4.13. An average SCE_{0N} of 27.3% ($\pm 12.3\%$) was found with an SCE_{750N} of 31.9% ($\pm 15.4\%$) and an SCE_{1500N} of 33.0% ($\pm 17.3\%$). No systematic statistically significant difference was found between SCE_{0N} and SCE_{750N} ($p=0.139$), between SCE_{0N} and SCE_{1500N} ($p=0.169$) and between SCE_{750N} and SCE_{1500N} ($p=0.314$) according to the non-parametric Wilcoxon matched pairs tests.

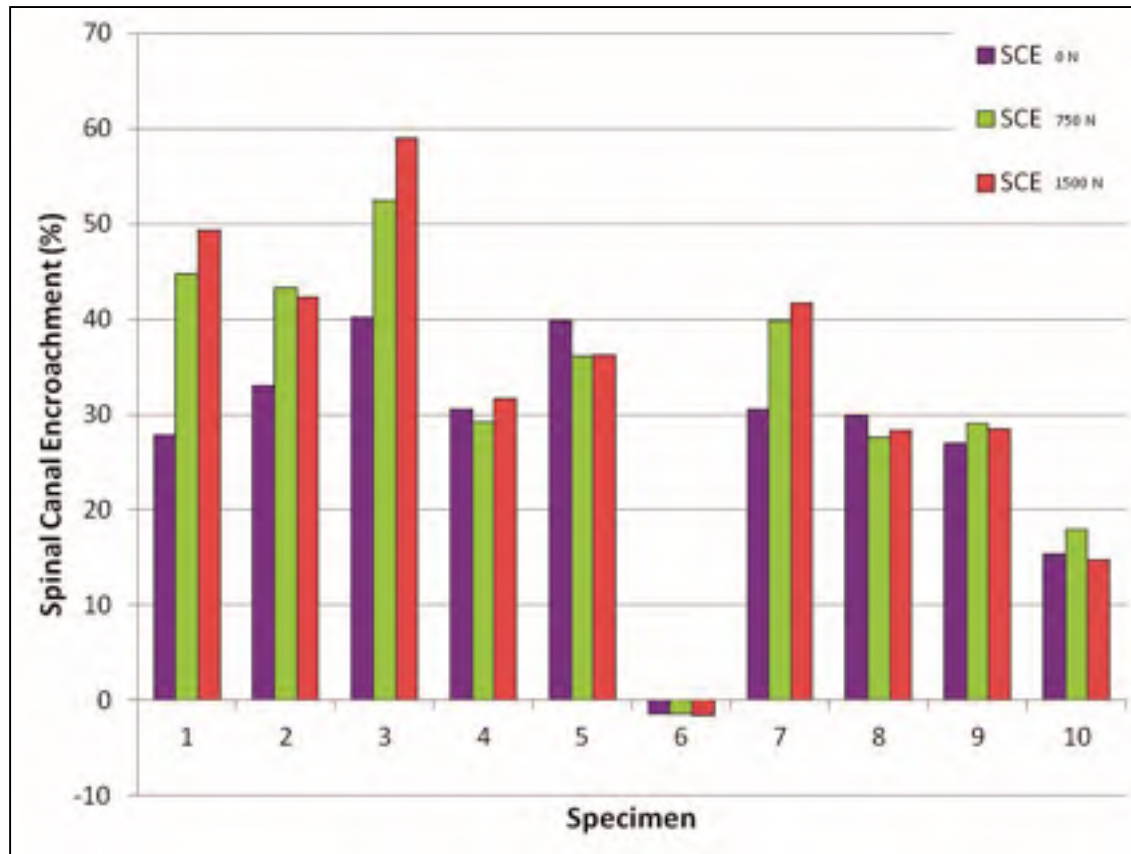


Figure 4.13 Individual SCE for all three loading cases

An average ΔSCE_{750-0} of 4.6 % (± 7.1 %) was found along with a ΔSCE_{1500-0} of 5.7 % (± 8.9 %) and a $\Delta SCE_{1500-750}$ of 1.1 % (± 2.9 %). All Individual ΔSCE values are shown in Figure 4.14. Specimens 1, 2, 3 and 7 had ΔSCE_{750-0} and ΔSCE_{1500-0} significantly different than zero according to the z-tests ($p \leq 0.008$). Specimen 3 also had a $\Delta SCE_{1500-750}$ significantly different than zero ($p=0.008$).

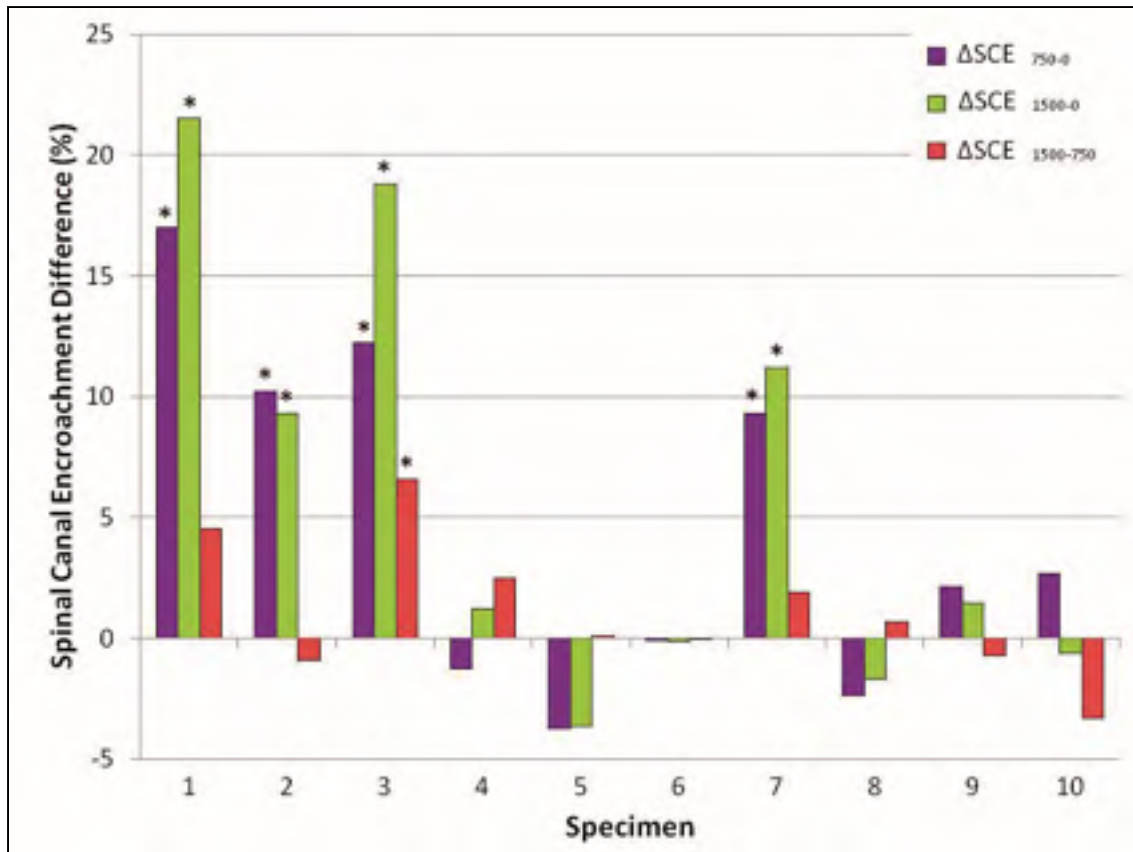


Figure 4.14 Individual ΔSCE_{750-0} , ΔSCE_{1500-0} and $\Delta SCE_{1500-750}$

No significant relationship was found between all ΔSCE and the spinal level ($p \geq 0.762$), loading rate ($p \geq 0.106$) and flexion angle ($p \geq 0.353$) according to the non-parametric Mann-Whitney U tests.

A descriptive analysis of the fracture patterns has been conducted to identify potential common features for the 4 specimens with significant ΔSCE . Specimens 1, 2, 3 and 7 were found to have a large bony fragment originating from the superior and posterior aspect of the vertebral body with a centrifugal orientation (Figure 4.15). Other specimens have either no fragment originating from this site (specimens 5, 6 and 9) or the fragment is relatively small (specimens 4 and 10). Specimen 8 does have a large bony fragment; however the fragments orientation is not centrifugal but is rather oriented towards the lateral side of the specimen.

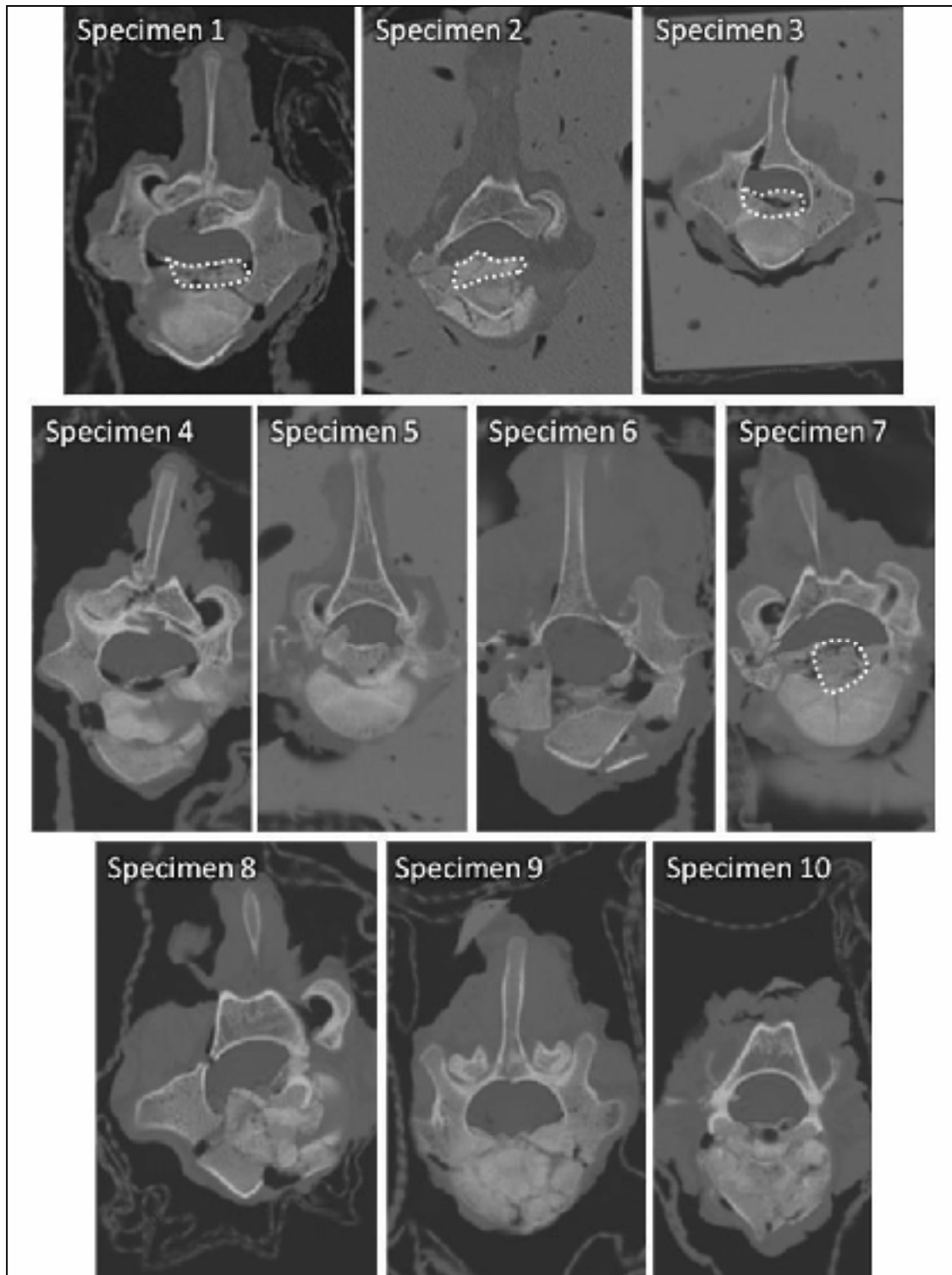


Figure 4.15 CT images of fractured vertebrae while fully compressed. The large bony fragments of specimens 1, 2, 3 and 7 are delimited by white dashed curves

4.5 Discussion

The objectives of this study were to assess if the application of compressive loads may affect the SCE of thoracolumbar burst fractures and if significant SCE differences could be associated to the fracture morphology. Compressive loading of the spine may affect the SCE of burst fractures: an SCE increase should be expected with an increase of the internal compressive load when the presence of a large bony fragment originating from the superior and posterior aspect of the vertebral body with a centrifugal orientation is noted.

SCE did not increase systematically when a compressive load was applied to the specimens according to the Wilcoxon matched pairs tests. Significant ΔSCE were found only for specimens with a particular fracture pattern: a large bony fragment in the superior and posterior aspect of the vertebral body with a centrifugal orientation. Only this fracture pattern could be associated to significant ΔSCE increase; no other factors could be associated with any significant ΔSCE in this study. When the specimens are loaded, the bony fragments spread in an outward arrangement according to their orientations. For the specimens which had significant SCE differences, it is the large superior posterior bony fragment that moves into the spinal canal.

The four specimens having ΔSCE_{750-0} significantly different than zero also had significant ΔSCE_{1500-0} . Only one specimen had a $\Delta SCE_{1500-750}$ significantly different than zero. Those results suggest that the SCE predominantly increases between the fully relaxed and mild compression cases. A future study should be undertaken to better understand the SCE variation between the uncompressed and intermediate compression in order to assess if there is a threshold value under which the SCE remains unchanged. Also, the current study did not assess the effect of a change in flexion and extension of the spine on the SCE as it has been explored in a previous study (Panjabi et al., 2001). In a future study, it would be of interest to investigate on possible interactions between the internal load and flexion and extension of the spine.

The number of specimens is a limitation of the current study and further investigation is needed to confirm these findings; having up to 4 different fragment patterns for 10 specimens is noteworthy. However, such diversity helped identifying a common physiological feature to the 4 specimens which had a clear increase in their ΔSCE . Furthermore, despite the small number of specimen, statistically significant ΔSCE_{750-0} and ΔSCE_{1500-0} were found. Another potential limitation comes from the compressive load values used in the current study. While it is not possible to state if both compressive loads used accurately simulate in vivo spinal forces, they are within the physiological range estimated by many investigators. Finally, since porcine spines have been used in the current study, transposition of the exposed results to the human spine should be carefully weighted.

4.6 Conclusion

Compressive loading of specimens having a large bony fragment originating from the superior and posterior aspect of the vertebra with a centrifugal orientation increased the SCE. However, compressive loading of the specimen did not systematically increase the SCE. Measurement of the SCE should take into account the bony fragment pattern of burst fracture since a change in posture may increase the SCE. A better understanding of the biomechanics of thoracolumbar burst fractures and associated SCE is an important step toward a better clinical management of spinal injuries.

4.7 Sources of support

This research was independently funded in part by the Canada Foundation for Innovation (CFI), the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC), the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) and the Fonds de recherche du Québec - Nature et Technologies (FQRNT).

CHAPITRE 5

ARTICLE 3: SIMULATION OF HIGH ENERGY VERTEBRAL FRACTURES WITH SPINAL CANAL ENCROACHMENT: A BIOMECHANICAL STUDY ON COMPLETE PORCINE SPECIMENS

Le troisième article porte sur la réalisation du dernier objectif qui est de développer et de tester un banc d'essai permettant de produire une fracture vertébrale de type burst avec une obstruction du canal vertébral sur un miniporc complet. L'article a été soumis à *The Spine Journal* au mois de mai 2012. Cet article présente la méthode développée pour produire une fracture vertébrale in situ sur un miniporc complet. Nous décrivons le montage conçu et le protocole expérimental utilisé. Les premières fractures produites sont aussi présentées. La contribution du premier auteur est évaluée à 85 %.

Le processus de conception n'est pas décrit en détail dans cet article pour des raisons de clarté. Le cahier des charges détaillant les lignes directrices qui ont régi la conception de la méthode est présenté à l'annexe I. Les solutions potentielles et le processus de sélection de la solution développée sont présentés à l'annexe II. Les dessins d'assemblages du montage se trouvent à l'annexe III.

SIMULATION OF HIGH ENERGY VERTEBRAL FRACTURES WITH SPINAL CANAL
ENCROACHMENT: A BIOMECHANICAL STUDY ON COMPLETE PORCINE
SPECIMENS.

Dominic Boisclair^{1,2}; Jean-Marc Mac-Thiong^{1,3}; Stefan Parent^{1,3} et Yvan Petit^{1,2}

¹ Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
5400 Blv. Gouin Ouest, Montréal, Québec, Canada, H4J 1C5

² École de technologie supérieure, Département de génie mécanique
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

³ Université de Montréal, Département de Chirurgie
2900 Blv. Édouard-Montpetit, Montréal, Québec, Canada, H3T 1J5

Submitted to *The Spine Journal*, 2012

5.1 Abstract

Background Context: Vertebral fractures are commonly studied experimentally on extracted short spinal segments. To our knowledge there is no method capable of creating high energy vertebral fractures on complete animal specimens. Such method could be used to create a valuable experimental model to study the mechanism or treatment of vertebral fractures.

Purpose: To develop a method to create high energy vertebral fractures on complete porcine specimens.

Study Design: Experimental study on complete porcine specimens with a trauma apparatus.

Methods: An apparatus was developed to hold a porcine specimen in an upright position and apply a caudal impact. Five mature minipigs were used for this study. Computed tomography

scans were used to assess the fracture type, fracture level, spinal canal encroachment and associated fractures of adjacent bony structures.

Results:

Lumbar fractures were produced on four specimens: three inferior endplate burst fractures (located at L2) and one superior endplate burst fracture (L5). One trial resulted in a hyperextension injury between L2 and L3 vertebrae. Spinal canal encroachment was important for three specimens. No fracture was created on the pelvis or hindlimbs of the specimens.

Conclusions:

The apparatus developed is capable of creating vertebral fractures on complete porcine specimens without inducing fractures to the pelvis or hindlimbs. Burst fractures have been produced with significant spinal canal encroachment. This model could be used to better assess the relationships between the trauma conditions and the vertebral fracture morphology or to evaluate surgical techniques. The method could be modified to obtain an in vivo model of unstable vertebral fracture with significant spinal canal encroachment.

5.2 Introduction

High energy trauma encountered in motor vehicle accidents and falls may result in serious injuries such as vertebral fractures associated with neurologic deficits (Bensch et al., 2006; Leucht et al., 2009; Sundgren, Philipp et Maly, 2007). Many experimental methods have been published to create vertebral fractures on isolated spinal segments to better understand different aspects of this type of injury. Those methods usually aim to create compression fractures, classified as impaction or type A fracture (Magerl et al., 1994), because it is the most common type of spinal fracture (Leucht et al., 2009). The method described by Cotterill (Cotterill et al., 1987) has been adapted and improved by several others (Atlas, Dodds et Panjabi, 2003; Boisclair et al., 2011; Jones et al., 2011; Russell et al., 1992; Zhu et al., 2008): a spinal segment embedded in a polymer with one or two free vertebrae is exposed to a

craniocaudal loading to create compression or burst fractures. This method has been used to study post-injury vertebral instability (Tsai, Chang et Lin, 1997; Wang et al., 2007b), spinal canal encroachment (Boisclair et al., 2012; Panjabi et al., 2001; Wilcox et al., 2004) or fracture mechanisms (Hongo et al., 1999; Ochia et Ching, 2002; Zhu et al., 2008).

While the method previously described has proven to be practical, the experimental models created are limited. Specifically, the polymer used to embed the adjacent vertebrae may interfere with surgical implants. Also, the *in vitro* fracture mechanism may differ from the *in vivo* conditions found clinically in humans because the displacements are extensively controlled for the end vertebrae. Rather than using spinal segments harvested from an animal, producing a fracture from a complete animal specimen could be used to better understand the mechanism of the fracture from the applied loads. The resulting model could also be used to tests various surgical techniques or as a basis for the development and validation of finite element models.

The objective of this study was to develop a method to create high energy vertebral fractures on complete minipigs by simulating a fall with a caudal impact on the pelvis. This paper describes the methodology and apparatus conceived, and discusses the fracture mechanisms observed.

5.3 Material and Method

Five skeletally mature Yucatan minipigs (42.5 ± 1.1 weeks old) were used for this study. Minipigs are commonly used for experimental investigations of the spine (Atlas, Dodds et Panjabi, 2003; Baranto et al., 2005; Russell et al., 1992) since their spine size compares well to the human spine (Dath et al., 2007; McLain, Yerby et Moseley, 2002). All specimens were sacrificed in the context of an unrelated study for which the abdomen was opened and all intra-thoracic and intra-abdominal organs were removed prior to the current experiments.

A posterior midline incision was made to expose the spinal column between the second thoracic and fourth lumbar vertebrae. Paraspinal muscles within 5 cm of the spinous processes laterally were retracted in order to fully expose the spine (Figure 5.16). Care was taken to preserve the integrity of the posterior ligamentous complex.



Figure 5.16 Porcine specimen with the spine exposed from T2 to L4. Paraspinal muscles were retracted but care was taken to preserve the posterior ligamentous complex

The specimen was placed in an apparatus to position the animal and apply an impact force caudally on the pelvis to simulate a fall. The specimen rested on one end of a pivotal plank and the impact was transmitted to the animal by dropping a mass on the opposite end of the plank (Figure 5.17). Angle brackets fixed to the plank were used to limit the displacement of the pelvis while vertical bars anchored to the upper segment of the spine were used to restrict the movement of the thorax. The upper region of the spine (T5-T13) was fixed to the vertical bars with carpenter screws inserted into the thoracic vertebrae while the pelvis was fixed to the angle brackets with carpenter screws inserted into the iliac wings.

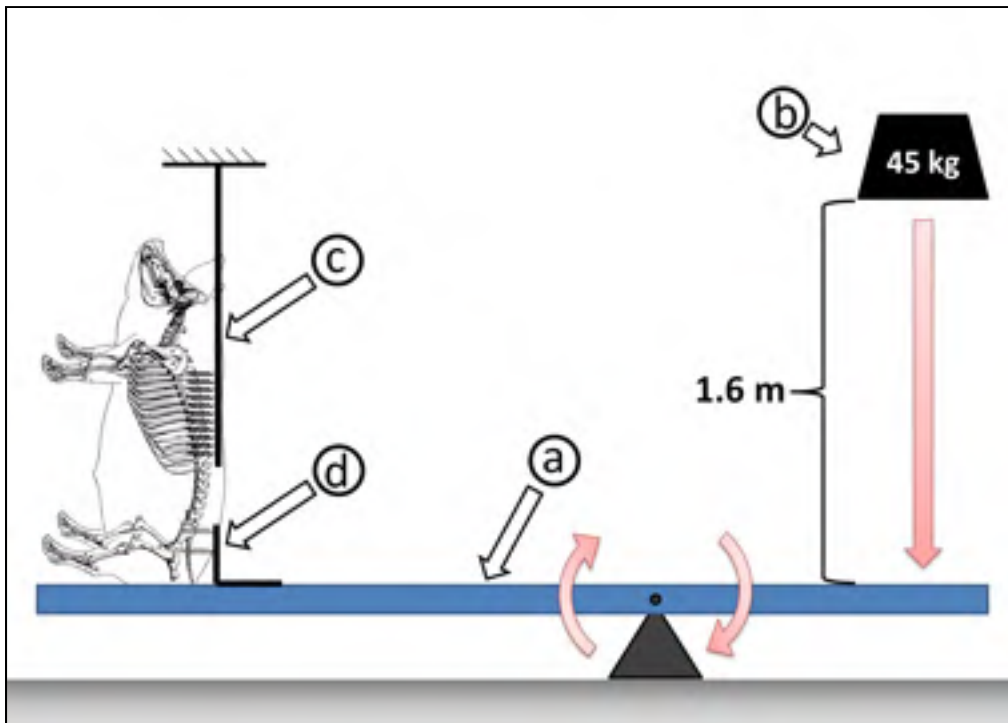


Figure 5.17 Schema of the trauma apparatus and specimen positioning. Pivotal plank (a), drop mass (b), vertical bars (c) and angles brackets fixed to the plank (d) are identified

A mass of 45 kg was dropped from a height of 1.6 m giving an impact energy of 706 J. The apparatus was specifically designed to increase the impact velocity under the pelvis by a factor of 2.25 to achieve a terminal velocity of 12.6 m/s equivalent to a fall height of 8.1 m. Clinical reports indicate that vertebral fractures resulting from a fall are caused by drop height ranging between 1 and 12 m with an average of 4.4 m (Bensch et al., 2006). The fall height of 8.1 m was selected to account for the stronger porcine bone (Aerssens et al., 1998). The 45 kg drop mass was selected for this study as it is close to the mass of the specimens and was practical to use without powered lifting equipment.

Figure 5.18 shows the specimen positioned in the apparatus: the pelvis placed on the plank, the lower back fitted against the angle brackets and the upper back fixed to the vertical bars. The spinous processes were positioned between the vertical bars and the spine was straightened to align the load in the craniocaudal direction and to ensure axial compression of the spine. The spine was straightened because a previous study (Boisclair et al., 2011) has

shown that the resulting fracture is more unstable and the resulting spinal canal encroachment increases when no flexion is applied to the porcine spine.

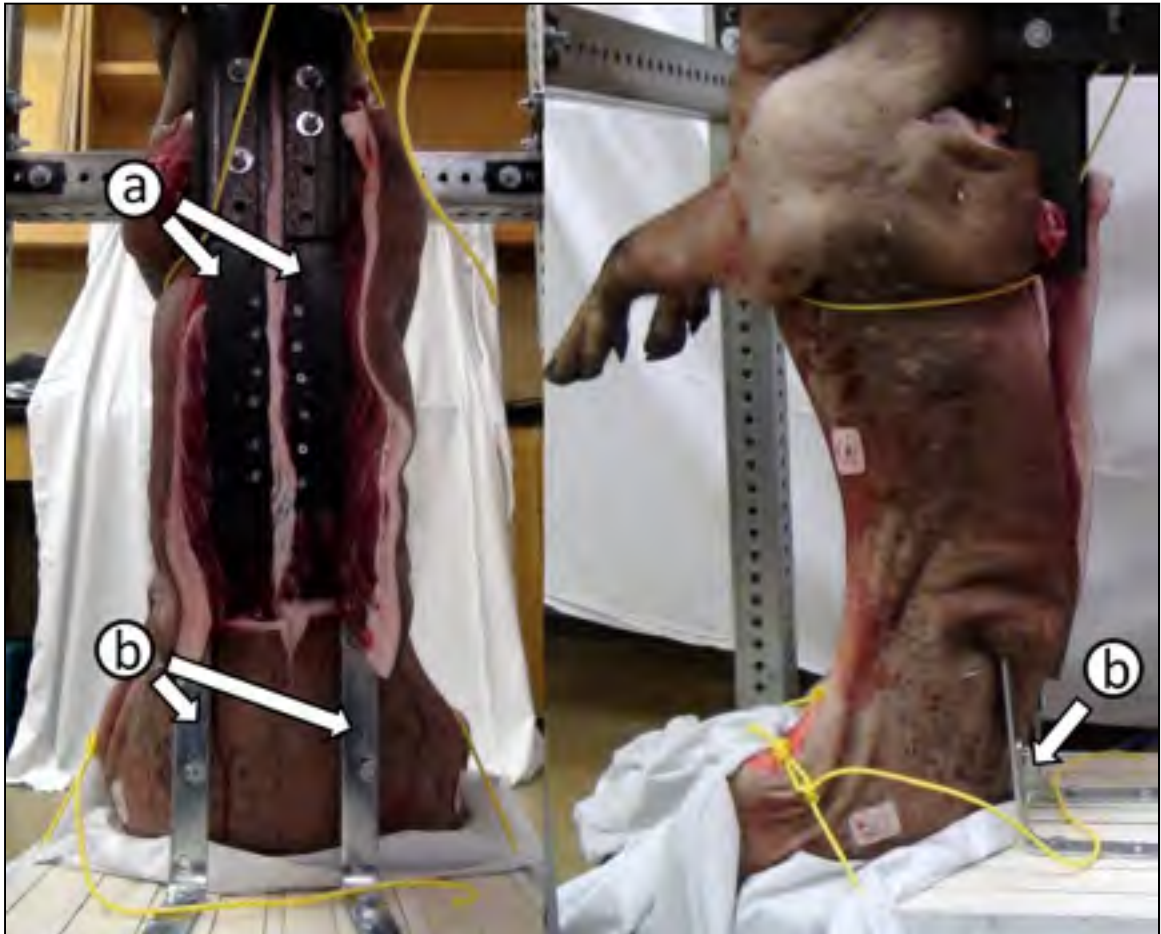


Figure 5.18 Dorsal and lateral views of the specimen fixed in the apparatus. Vertical bars with the screws inserted in the thoracic vertebrae (a) and angle brackets with the screws inserted in the coxal bones (b) are identified

The 45kg mass was dropped on the free end of the plank after securing the specimen in the apparatus. The occurrence of a vertebral fracture was assessed by visual inspection and palpation of the exposed segment of the spine after each impact. The impact was repeated with the same mass and drop height until an apparent vertebral fracture could be detected. The number of impacts required to detect a vertebral fracture was documented for each specimen. All trials were filmed and the collected videos were used for post-injury analysis.

The specimen was placed supine in a computed tomography (CT) scanner (Lightspeed VCT, GE Medical System, Milwaukee, Wi) to identify any bony fracture in the spine, pelvis and hindlimbs after completion of the trial. The fracture morphology and spinal level of the injury were documented. The spinal canal encroachment (SCE) was calculated using the canal anteroposterior (AP) diameters measured on the CT images with a semi-automated segmentation software (SliceOmatic, Tomovision Inc, Magog, Canada) and the Eq. (4.4) as described in a previous study (Boisclair et al., 2011). In this equation, D_{mid} is the spinal canal AP diameter of the fractured vertebra while $D_{cranial}$ and D_{caudal} are the AP diameters of the vertebrae situated above and below the fracture.

$$SCE (\%) = (2 * D_{mid}) / (D_{cra} + D_{cau}) * 100 \quad (4.4)$$

5.4 Results

All trials resulted in a vertebral fracture as summarized in Tableau 5.3. Six to eight impacts were required to create a vertebral fracture for four specimens while one specimen required only 3 impacts. No fracture was observed to the pelvis or hindlimbs. Assessment of the hindlimbs could not be performed for specimen 1 because the CT acquisition was incomplete but there was no evidence of fracture or dislocation of the hindlimbs from the visual and manual inspection after the trial for specimen 1.

Tableau 5.3

Collected data per specimen. The number of intervening vertebrae is the number of vertebrae between the fracture level and the last vertebra fixed with screws in the thoracic spine

Specimen	No. of impacts	Fracture morphology	Spinal Level	No. of intervening vertebrae	SCE (%)
1	6	Inferior endplate burst fracture with bilateral pedicles fractures	L2	1	0
2	6	Superior Endplate burst fracture	L5	4	30
3	3	Posterior element fracture (L2) with endplate avulsion fracture (L3) (Hyperextension injury)	L2 & L3	1	0
4	8	Inferior endplate burst fracture	L2	1	44
5	8	Inferior endplate burst fracture	L2	2	38

Three specimens (1, 4 and 5) resulted in a burst fracture located at the inferior endplate and one specimen (2) resulted in a burst fracture located at the superior endplate similar to the fracture type A3.1.3 and A3.1.1 described by Magerl et al. (Magerl et al., 1994) respectively. Specimen 3 resulted in a hyperextension injury similar to a B3.1.2 fracture type. In this case, posterior elements were fractured under compression with disruption of the laminae and spinous process at L2 while an avulsion fracture caused by extension-distraction could be seen at the cranial endplate of L3.

Sagittal CT reconstructions of specimen 2 to 5 are shown in the Figure 5.19. Sagittal reconstructions for the specimen 1 could not be achieved as the median plan of the specimen was not oriented vertically in the scanner. Transverse view of the fracture of the specimen 1 is shown in the Figure 5.20.



Figure 5.19 Sagittal CT reconstructions of specimen 2 to 5

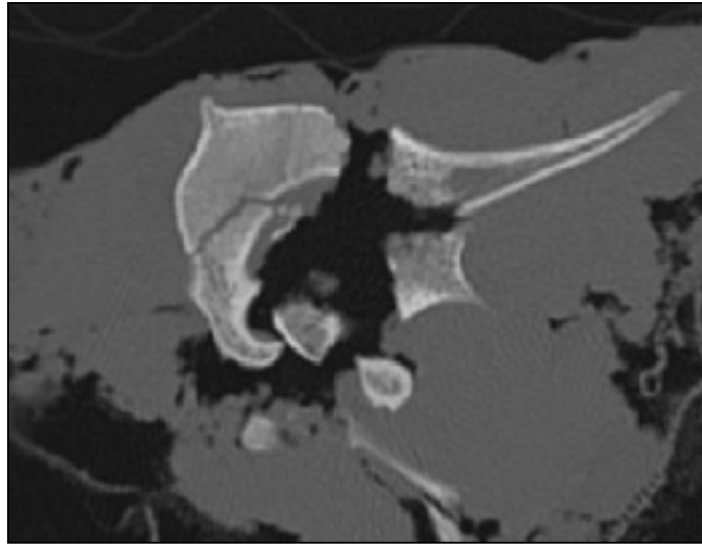


Figure 5.20 Axial CT view of the fracture of specimen 1

The spinal canal encroachment was important for three specimens (2, 4 and 5). Even though specimen 1 resulted in a burst fracture, the spinal canal was not encroached because of the presence of a bilateral pedicles fracture that split the vertebral body from the posterior elements. The spinal canal was not encroached for specimen 3 (hyperextension injury) and no bony fragments were projected into the spinal canal.

5.5 Discussion

This study presents a method to create high energy vertebral fractures from the simulation of a fall on complete porcine specimens. The method developed can potentially produce an isolated traumatic spine fracture as no other fracture was found in the hindlimbs or pelvis. Whether the impact causes internal organ dysfunction is however unknown since the intra-thoracic and intra-abdominal contents were removed prior to the experiments. The resulting model could be used to evaluate different surgical techniques or to improve our understanding of the fracture mechanism involved in high energy trauma.

Vertebral fractures related to axial compression have been created on four out of five specimens. In one case, the spine underwent a hyperextension injury according to the recorded video. The screws inserted in the lower thoracic vertebrae pulled out in this case. Post-trauma CT images showed that the screws were misplaced and not fully contained in the vertebral bodies from T10 to T13 levels resulting in a weak fixation. The resulting failure to apply pure axial compression in this case was likely the reason why a hyperextension injury was obtained, as opposed to axial compression injuries in the other specimens. This result highlights the potential of the developed apparatus to assess the relationship between the fracture morphology and the loading conditions, thus improving our understanding of the fracture mechanisms. Notably, the reduced number of impact required to create this fracture indicates that the spine strength is reduced when loaded as such.

The burst fractures obtained in this study were mostly located at the inferior endplate of the vertebrae. Clinical reports indicate that this type of fracture is less common than fracture of the superior endplate (Denis, 1983). The superior endplate burst fracture created in this study is also relatively minor: the apparent loss of height and resulting kyphosis are minimal. The porcine vertebra morphology could explain these results. Specifically, the porcine pedicles are larger than human pedicles (Dath et al., 2007) and their relative position to the vertebral body could affect how loads are transfer in the vertebrae. Another explanation is that the apparatus limits the flexion of the spine when the specimen is loaded. While reducing the allowed flexion helps to acquire unstable fracture with significant spinal canal encroachment on porcine spine, as found in a previous study (Boisclair et al., 2011), this may have a protective effect for the superior endplate. Finally, slight changes in the specimen position in the apparatus may be another explanation for the occurrence of the superior endplate burst fracture. However, more investigations with finite element models and more accurate measurement of the specimen position are required to investigate these hypotheses.

The production of burst fractures highlights the potential of the apparatus. This type of fracture is often unstable and can be associated with a neurologic deficit. The ability to study this type of injury presents a great interest since there is still some debate related to the

clinical decision-making with these fractures (Vaccaro et al., 2006). Moreover, the occurrence of important spinal canal encroachment is a good indication that such vertebral fracture may be associated with neurological deficit. In the future, it would be of interest to perform in vivo trials with a modified version of the proposed apparatus using non-invasive positioning of the animal in order to determine if an associated neurologic injury could be obtained.

Other improvements could be made to the proposed method. The visual/tactile technique used to detect a fracture after each impact may have been insufficient to detect minor fractures. However, it is important to notice that the main objective of the current study was to obtain high-energy fractures with overt instability. Forthcoming experiments will include radiographic acquisitions to identify more accurately the presence of vertebral fractures and to improve the specimen positioning in the apparatus.

5.6 Conclusion

This study is the first to present an experiment on complete porcine specimens simulating a fall occurring in humans. The apparatus developed is capable of creating vertebral fractures with significant canal encroachment. This type of fracture is of great interest for several studies as it is commonly observed in clinical practice. Such experimental model could be useful to study potential treatment strategies. Further modifications to the apparatus are planned to position the animal using non-invasive fixation techniques to develop an in vivo experimental model of unstable vertebral fractures with potential neurologic injuries.

DISCUSSION

L'objectif de cette thèse était d'étudier la fracture vertébrale et de développer une méthode pour produire de façon contrôlée une fracture vertébrale avec une obstruction importante du canal vertébral sur un miniporc complet. Afin de réaliser cet objectif, les mécanismes de fractures et la biomécanique des vertèbres fracturées ont été étudiés dans un premier temps avant de passer à la conception de la méthode et des équipements.

En ce qui concerne les mécanismes de fracture, nous avons posé comme hypothèse que le chargement dynamique d'un segment de colonne porcine en flexion favoriserait l'apparition d'une fracture instable avec une obstruction significative du canal vertébral. Pour valider cette hypothèse, nous avons comme objectif spécifique d'étudier l'influence qu'ont les conditions de chargement sur le type de fracture, l'obstruction du canal vertébral et la perte de raideur résultante. Nous avons réalisé des essais sur des segments de trois vertèbres porcines matures en suivant un plan d'expérience factoriel complet. Cette étude a révélé qu'un chargement à haute vitesse et l'absence de flexion sont deux caractéristiques utiles pour obtenir le type de fracture voulue. Contrairement à une partie de notre hypothèse, l'ajout d'un angle de flexion aux spécimens porcins diminue l'obstruction résultante du canal vertébral, la perte de raideur du segment et nuit à la production de fractures de type burst. La morphologie des vertèbres porcines explique probablement cette différence, bien qu'une étude comparative plus poussée soit nécessaire pour mieux interpréter ce résultat. Nonobstant, ces caractéristiques (haute vitesse et absence de flexion) ont guidé le processus de conception de la méthode pour produire une fracture vertébrale in situ sur un miniporc complet.

Nous voulions aussi savoir si le chargement axial d'un segment de colonne fracturé influencerait l'obstruction du canal vertébral afin de mieux prédire les résultats à venir sur les sujets vivants. Notre seconde hypothèse était qu'un chargement physiologique appliqué à un segment de colonne fracturé augmente l'obstruction du canal vertébral. L'objectif spécifique qui a découlé de cette hypothèse était d'étudier l'interaction entre le chargement axial d'un

segment de colonne ayant une fracture de type burst et l'obstruction du canal vertébral. Nous avons soumis des segments de colonne de trois vertèbres ayant une fracture vertébrale à différentes charges dans un tomodynamomètre à rayons X et nous avons mesuré l'obstruction du canal vertébral pour tous les cas de chargement. Nous savons maintenant que l'obstruction du canal vertébral mesuré sur les spécimens sans charge peut être inférieure à celle observée sur les spécimens chargés. En particulier, l'augmentation de l'obstruction du canal vertébral est reliée au patron de fracture et à la distribution des fragments osseux. Cette information est particulièrement importante pour notre projet puisque les charges intervertébrales sont plus élevées chez les quadrupèdes.

À partir des connaissances acquises par la réalisation des premiers objectifs du projet, nous avons pu entreprendre la conception et la fabrication des équipements nécessaires à la production d'une fracture vertébrale in situ sur un spécimen complet. Notre troisième hypothèse était qu'il est possible de créer une fracture vertébrale instable de type burst avec un potentiel d'atteinte neurologique sur un miniporc complet. Nous avons développé une méthode et un appareil pour produire le traumatisme voulu sans engendrer de traumatismes aux structures osseuses adjacentes. Le montage a été testé et perfectionné à maintes reprises avant de passer à l'évaluation finale de la méthode. Nous avons réussi à créer des fractures vertébrales comminutives instables avec une obstruction importante du canal vertébral. De plus, la méthode développée ne cause pas de fractures aux membres inférieurs et aux os coxaux.

Bien que nous ayons atteint l'ensemble de nos objectifs, il y a quelques limites au projet tel qu'il est en ce moment. Ces limites sont abordées ici-bas et une série de recommandations pour la suite du projet termine ce chapitre.

L1. La variabilité entre les essais

Les résultats obtenus avec la méthode varient entre les spécimens (niveau vertébral de la fracture et type de fracture). La variabilité entre les essais est directement reliée au degré de contrôle que l'on a sur la méthode. Il existe quelques éléments difficiles à contrôler en ce

moment, tels que la position du spécimen dans l'appareil. Il y a une certaine courbe d'apprentissage pour les manipulateurs qui permet d'améliorer les résultats avec le temps, mais il demeure que le contrôle n'est pas parfait. La position et le degré de flexion du bassin sont particulièrement difficiles à contrôler. Des modifications à la méthode sont nécessaires pour améliorer le contrôle que l'on a sur le traumatisme produit.

L2. Évaluation du traumatisme

En lien avec la limite précédente, la technique utilisée pour évaluer le traumatisme est perfectible. Les traumatismes mineurs peuvent être difficiles à détecter avec l'approche utilisée et il est probable que seuls les traumatismes importants ont déterminé l'arrêt des impacts. Une technique plus reproductible permettant de quantifier adéquatement le traumatisme pendant que le spécimen est dans l'appareil devrait être considérée pour la suite du projet.

L3. Montage invasif

La méthode développée est invasive et ne peut être appliquée à des sujets vivants. Une partie du montage devra être modifiée si l'on veut éventuellement utiliser l'appareil pour produire une fracture vertébrale in vivo.

L4. Type de fracture produit

Les fractures produites sur les spécimens sont des fractures de type burst, mais elles affectent principalement la partie inférieure des vertèbres contrairement à ce qui est communément observé en pratique clinique. Comme mentionnée dans le troisième article, la géométrie des vertèbres porcines est peut-être la cause de cette particularité. Cette limite inhérente au modèle devra être considérée pour les prochaines étapes du projet puisqu'elle pourrait influencer le type d'atteinte neurologique produite. Le canal vertébral est légèrement plus large dans l'aspect inférieur des vertèbres et la moelle épinière est un peu moins contenue dans cette section. De plus, il faudra prévoir que les atteintes seront probablement décalées d'un niveau à chaque fois.

Afin d'obtenir un modèle vivant avec une fracture vertébrale et d'améliorer la valeur de ce modèle, les recommandations présentées ici devraient être suivies. Ces améliorations nécessiteront toutefois des réflexions supplémentaires et des investissements financiers.

R1. Montage non invasif

Bien que l'appareil développé jusqu'à maintenant soit intéressant et sans précédent, le passage à un montage non invasif serait encore plus innovateur. Ce passage comprend des modifications à deux éléments distincts : la partie pour le maintien du thorax et la partie pelvis. Deux concepts sont proposés pour ces assemblages.

Pour la section maintenant le pelvis, les fers angles fixés à la planche pourraient être conservés. Ils serviraient alors d'appui pour empêcher que le bassin se déplace vers l'arrière. Un concept à regarder serait constitué d'une ceinture abdominale et de deux ceintures symétriques passant par-dessus les hanches du spécimen (Figure 6.21). Ce système n'a pas besoin d'être très ajustable, il faut simplement empêcher le bassin de se déplacer vers l'arrière (avec les fers angles) et contrer le déplacement antérieur du bassin immédiatement après l'impact. Les sollicitations mécaniques à cet endroit ne sont pas très importantes pour l'instant.

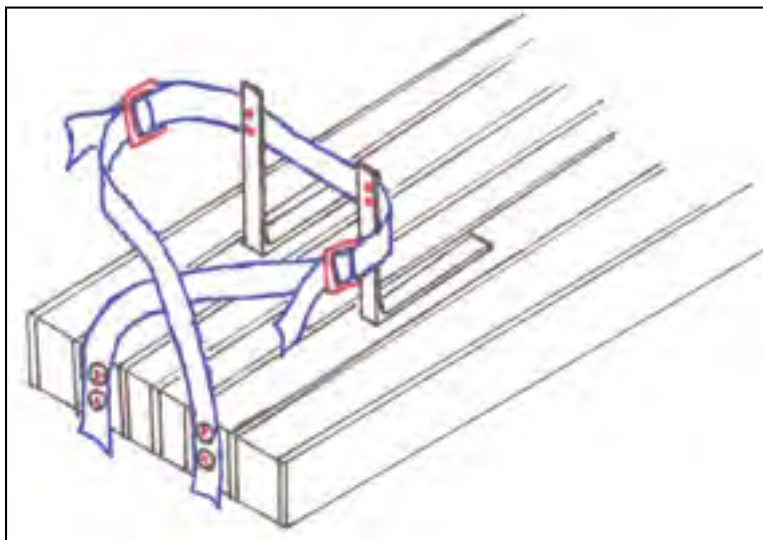


Figure 6.21 Proposition pour la position des ceintures maintenant le bassin du spécimen

La seconde partie est beaucoup plus complexe. Spécifiquement, le système à développer doit empêcher le thorax du spécimen de se déplacer vers le haut lors de l'impact. De plus, il doit contraindre les déplacements horizontaux du thorax. Pour ces contraintes, les barres verticales utilisées jusqu'à maintenant peuvent être récupérées pour s'opposer aux déplacements postérieurs du thorax et pour servir de point d'ancrage aux trois ceintures à ajouter. Une ceinture horizontale au bas de la cage thoracique doit être considérée pour restreindre les déplacements antérieurs près de la jonction thoracolombaire. Deux ceintures passant sur les épaules du spécimen et se croisant sur le sternum seraient à ajouter pour restreindre la majorité des déplacements de la cage thoracique (Figure 6.22). Il faudrait considérer joindre une sangle verticale partant du croisement des ceintures au sternum et s'ancrant à la base du montage. Les ceintures devraient être larges et légèrement matelassées, particulièrement celles passant sur les épaules du spécimen.

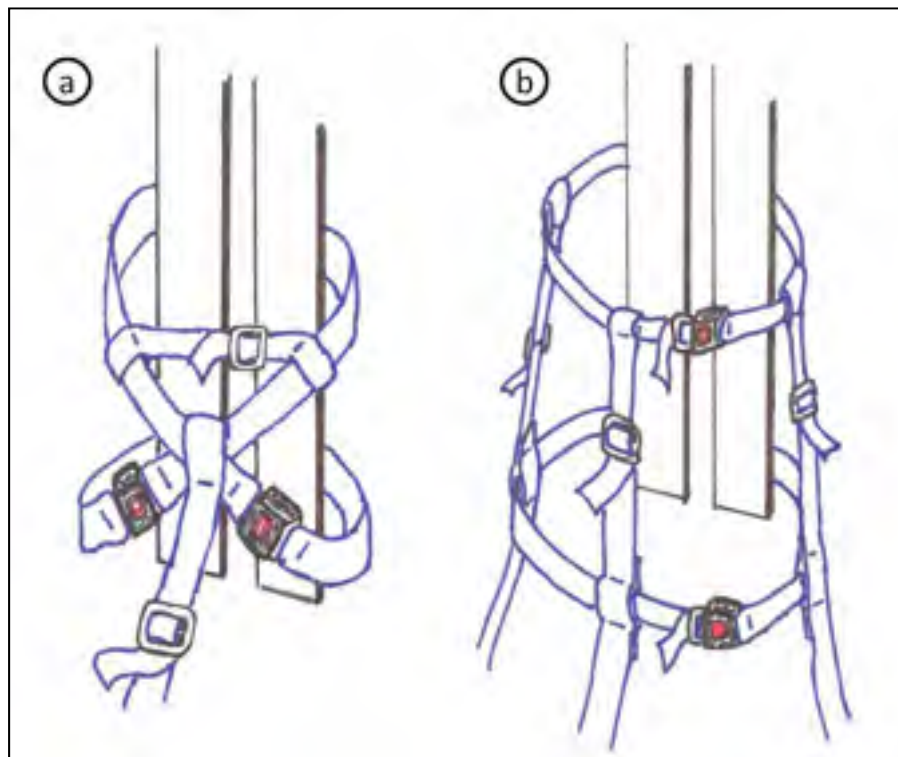


Figure 6.22 Proposition pour le positionnement des ceintures maintenant le thorax du spécimen sans la ceinture horizontale au bas de la cage thoracique pour simplifier le schéma (a) et un concept alternatif (b)

R2. Acquisitions radiographiques

Tel que mentionné dans le troisième article, l'ajout d'équipement radiographique (rayon X simple ou fluoroscopie) est pratiquement inévitable. En ce moment, nous sommes en mesure d'évaluer le traumatisme après chaque impact en inspectant visuellement le segment de colonne exposé. Cela sera toutefois impossible avec le montage non invasif puisqu'il n'y aura pas d'incisions. Une méthode d'évaluation non invasive telle que la radiographie devient donc indispensable. De plus, ces acquisitions seront pratiques pour positionner de façon précise le spécimen dans le cas où ces acquisitions se font sur deux plans (latéral et frontal). Un petit fluoroscope mobile est disponible à l'animalerie du centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur. Il faudrait toutefois le déplacer à côté du montage développé.

R3. Réduction de la variabilité entre les essais

Une problématique importante qui se dessine est la variabilité notable entre les essais en ce qui concerne le niveau fracturé et le type de fracture vertébrale. Cette variabilité pourrait nuire au développement d'études contrôlées à l'aide du modèle expérimental à venir. Il faut améliorer la technique utilisée pour positionner le spécimen dans l'appareil ou à défaut de quoi, il faudra probablement produire un affaiblissement stratégique d'une vertèbre.

Pour l'instant, le positionnement du spécimen est fait manuellement et la courbe d'apprentissage pour bien faire les essais est importante. L'ajout d'acquisitions radiographiques aidera sans aucun doute à positionner le spécimen. Il faudrait aussi ajouter au montage un système pour soulever ou abaisser légèrement la planche sous le spécimen avant l'impact. Un simple vérin hydraulique placé sous la planche devrait suffire. Cela facilitera le placement du spécimen lorsqu'il est maintenu au niveau du thorax en soulageant légèrement le pelvis pour le déplacer.

L'affaiblissement stratégique d'une vertèbre demanderait un peu plus d'analyse pour bien déterminer les zones à modifier. A priori, le mur antérieur du corps vertébral et la base des pédicules sont d'intérêt. Il faut toutefois considérer que cette solution doit demeurer une option de dernier recours puisque cela changerait les mécanismes de fracture et serait une étape chirurgicale supplémentaire.

R4. Capture vidéo à haute vitesse

L'ajout de caméras haute vitesse pour capter les mouvements et potentiellement mesurer les déplacements est optionnel, mais intéressant. Nous pourrions utiliser ces caméras pour décrire la chaîne d'événements lors du chargement du spécimen et ainsi mieux comprendre les mécanismes lésionnels menant à la fracture observée. Ces informations seraient aussi utiles pour réaliser la recommandation précédente en observant de façon précise les différences de position entre les spécimens.

R5. Instrumentation du montage

Enfin, il faudrait considérer instrumenter le montage à l'aide de capteurs de forces et d'accéléromètres afin de quantifier avec précision les efforts et énergies transmises aux spécimens. Ces informations sont optionnelles, mais ajouteraient une valeur certaine aux essais à venir, particulièrement si des modèles par éléments finis viennent s'ajouter à ce projet. De façon stratégique, un accéléromètre devrait être placé sur la planche bascule du montage sous le centre de masse du spécimen. Le placement de capteurs de force est plus complexe et demande plus de planification puisque les forces sont transmises à travers des structures volumineuses et parfois redondantes. Deux options semblent logiques en ce moment : placer des jauges de déformations sur les barres verticales reliant le spécimen au montage ou placer un champ de capteurs (tapis ou plateforme) sous le pelvis du spécimen.

CONCLUSION

La fracture vertébrale est un traumatisme grave et potentiellement difficile à traiter. La définition de la stratégie d'intervention optimale est complexe et sujette à des débats récurrents au sein de la communauté médicale. Les études expérimentales se sont multipliées au cours des dernières années, mais comme notre revue des connaissances l'indique, les modèles actuels sont limités puisqu'ils ne permettent pas d'étudier en parallèle la biomécanique de la fracture vertébrale et les fonctions neurologiques.

Dans l'optique de poser les pierres d'assises vers le développement d'un modèle permettant d'étudier en parallèle la biomécanique de la fracture vertébrale et les fonctions neurologiques, nous nous sommes donné comme objectif de concevoir une méthode pour produire une fracture vertébrale sur un miniporc complet. Pour y arriver, nous avons posé trois hypothèses concernant les mécanismes de fractures, la biomécanique des vertèbres fracturées et la possibilité de créer un tel traumatisme sur un miniporc complet. Trois objectifs spécifiques ont été définis pour valider ces hypothèses. Nous avons pu confirmer l'ensemble de nos hypothèses avec une petite exception. Contrairement à nos attentes, l'application d'un angle de flexion aux segments d'une colonne porcine pour produire une fracture vertébrale nuit à la production du traumatisme voulu. La réalisation de ces objectifs nous a permis d'améliorer notre compréhension de la fracture vertébrale et de sa biomécanique. De plus, nous avons réussi à produire des fractures vertébrales sur plusieurs spécimens porcins, et ce, sans engendrer de traumatismes aux structures osseuses adjacentes.

Le projet est prometteur puisque nous avons obtenu des fractures comminutives instables avec une obstruction du canal vertébral importante. Nous sommes les premiers à avoir produit ce type de traumatisme sur un spécimen complet et la méthode et l'appareil conçu sont sans précédent. Déjà, la méthode développée peut être utilisée pour produire des fractures vertébrales sans recourir à l'extraction d'un segment de vertèbres. Une fois le traumatisme produit, le segment pourrait être instrumenté in situ dans des conditions plus proches de ce qui se fait en clinique (visualisation réduite des vertèbres, raideurs du rachis

limitant la correction, etc.). La méthode pourrait aussi être utilisée pour étudier les mécanismes lésionnels primaires de la moelle épinière (sectionnement de la moelle, constriction, etc.). Ce genre d'étude est difficilement réalisable sur des segments extraits puisque la moelle épinière est sectionnée et qu'elle n'est pas maintenue aux extrémités du segment, ce qui peut altérer de façon significative son comportement lors du traumatisme. De plus, la méthode développée a l'avantage de permettre de relier les conditions du traumatisme à la morphologie de la fracture. En variant légèrement ces conditions (flexion du rachis, degré de liberté, etc.) on pourrait étudier le type de fracture produit, l'instabilité résultante et l'obstruction du canal vertébral. Ces informations pourront être exploitées pour la conception d'équipements de protection plus efficaces par exemple.

Le type de traumatisme créé dans le cadre de ce projet est d'un grand intérêt pour la communauté médicale et l'application de la méthode développée à des sujets vivants permettra d'obtenir un modèle expérimental d'une valeur inestimable. Un tel modèle permettra d'étudier les interactions entre la fracture vertébrale et la récupération des fonctions neurologiques. Spécifiquement, en n'incluant pas de manipulations telles qu'une laminectomie pour produire une atteinte neurologique, nous conservons les mécanismes lésionnels rencontrés *in vivo* (inflammation, choc spinal, etc.), ce qui est important si l'on veut étudier l'efficacité de certains traitements pharmaceutiques. Un modèle vivant permettra aussi d'observer l'interaction entre l'évolution du traitement (perte de correction, fatigue de l'instrumentation, etc.) et l'évolution des fonctions neurologiques à court et moyen termes. De plus, les questions portant sur l'efficacité des traitements en fonction du délai d'intervention pourront être abordées dans des conditions expérimentales et contrôlées. Toutefois, il reste quelques étapes avant d'arriver à la production d'un tel modèle *in vivo*. Les recommandations faites à la section précédente devraient aider à la poursuite de ce projet.

ANNEXE I

CAHIER DES CHARGES

La définition du cahier des charges permet d'établir des lignes directrices pour orienter la recherche de solutions prometteuses. Il permet d'identifier les besoins et attentes des utilisateurs futurs, de hiérarchiser ces caractéristiques en fonction de leur importance et de les transposer en critères d'évaluations. Ce cahier des charges est constitué de six sections : la définition des attributs recherchés, l'identification des restrictions, la définition des spécifications techniques, la maison de qualité, l'identification des priorités de conception et la construction du barème d'évaluation.

Identification des attributs recherchés

Les attributs recherchés sont les souhaits, désirs, attentes et besoins des futurs utilisateurs décrits par de courtes phrases clés évocatrices. Ces attributs présentés au Tableau-A I-4 émanent de discussions avec les orthopédistes, l'assistante de recherche du laboratoire et les membres de l'équipe de recherche. Une cote est associée à chaque attribut pour quantifier l'importance relative de ces attributs.

Tableau-A I-4

Attributs recherchés

Catégorie	Attribut recherché	Cote
La fracture...	Est semblable à une fracture par burst	5
La méthode...	Est reproductible	5
	Cause des dommages collatéraux minimes	5
	Expose peu les manipulateurs aux irradiations d'imagerie	2
Les manipulations ...	Sont simples	2
	Sont exécutables en peu de temps	3
	Sont peu invasives	4
L'équipement ...	Est facilement transportable	1
	Est peu coûteux	2
	Interfère peu avec les techniques d'imageries communes	3

Identification des restrictions

Une méthode qui ne respecterait pas l'essence des restrictions suivantes serait exclue d'emblée.

- Le montage est sécuritaire pour les manipulateurs;
- Le montage fonctionne avec les sources de puissances disponibles au LIO-HSC
- La méthode n'interfère pas avec l'anesthésie du spécimen;
- La méthode est réalisable avec les moyens techniques actuels;
- La méthode respecte les normes des comités d'éthiques et de protection animale.

Détermination des spécifications techniques

À partir des attributs recherchés, une série de spécifications techniques quantifiables a été établie. La définition de ces spécifications tient en compte qu'aucun prototype ne sera développé, l'évaluation de ces spécifications est donc abstraite.

Attribut recherché : La fracture est semblable à une fracture de type burst

Cote d'importance : 5

Spécification technique : Le mode de chargement

Méthode d'évaluation : Pour obtenir une fracture semblable à une fracture de type burst, il faut charger le spécimen de façon à favoriser l'apparition de ce type de traumatisme. Nous devons viser à charger le spécimen à l'aide d'un impact craniocaudal sur le pelvis sans flexion du tronc. L'évaluation de cette spécification se fera à l'aide d'une cote représentant à quel point la solution proposée respecte le mode de chargement identifié : 3 pour parfaitement, 2 pour généralement bien, 1 pour peu et 0 pour pas du tout.

Objectif : Maximiser

Cible : Cote de 3

Attribut recherché : La méthode est reproductible

Cote d'importance : 5

Spécification technique : Positionnement des points d'appui

Méthode d'évaluation : Nous diminuerons la variabilité entre les essais si nous sommes en mesure de contrôler la position du spécimen dans l'appareil ou vice versa. L'évaluation de cette spécification se fera à l'aide d'une cote représentant à quel point la solution proposée permet de positionner adéquatement les forces transmises : 3 pour parfaitement (au centimètre près), 2 pour généralement bien (localisé), 1 grossièrement (appui sur des sections larges) et 0 pour pas du tout (chute libre).

Objectif : Maximiser

Cible : Cote de 3

Attribut recherché : La méthode cause des dommages collatéraux minimales

Cote d'importance : 5

Spécification technique : Localisation de la zone traumatisée

Méthode d'évaluation : Nous diminuerons les dommages collatéraux en localisant le traumatisme. L'évaluation de cette spécification se fera à l'aide d'une cote représentant à quel point la solution proposée permet de localiser les dommages : 3 pour une zone fortement localisée (section de trois à cinq vertèbres), 2 pour généralement bien localisé (rachis seul), 1 grossièrement (région du corps) et 0 pour pas du tout (traumatisme global).

Objectif : Maximiser

Cible : Cote de 3

Attribut recherché : La méthode expose peu les manipulateurs aux irradiations d'imagerie

Cote d'importance : 2

Spécification technique : Recours aux technologies irradiantes

Méthode d'évaluation : L'évaluation de cette spécification se fera à l'aide d'une cote représentant à quel point la solution proposée nécessite des acquisitions radiographiques pour être réalisé: 3 pour aucun recours, 2 pour un recours minime, 1 pour un recours fréquent et 0 pour un recours continu.

Objectif : Maximiser

Cible : Cote de 3

Attribut recherché : Les manipulations sont simples

Cote d'importance : 2

Spécification technique : Facilité d'exécution

Méthode d'évaluation : Pour chaque étape, une cote sera donnée pour représenter son degré de complexité et l'effort nécessaire pour l'accomplir. Pour la complexité, la cote sera de 3 pour une complexité chirurgicale, 2 pour une complexité technique et 1 pour une faible complexité. Pour l'effort, la cote de 2 sera donnée pour un effort

soutenu, 1,5 pour un effort moyen ou momentané et 1 un effort faible. Pour chaque étape, les deux cotes sont multipliées ensemble et c'est la moyenne des produits qui servira à évaluer la facilité d'exécution.

Objectif : Minimiser

Cible : Cote moyenne de 1,5

Attribut recherché : Les manipulations sont exécutables en peu de temps

Cote d'importance : 3

Spécification technique : Le temps de manipulation

Méthode d'évaluation : Le temps explicitement dédié à réaliser la fracture sera estimé.

Objectif : Minimiser

Cible : 20 minutes

Attribut recherché : Les manipulations sont peu invasives

Cote d'importance : 4

Spécification technique : L'ampleur des incisions

Méthode d'évaluation : L'évaluation de cette spécification se fera à l'aide d'une cote représentant à quel point la solution proposée nécessite des incisions pour être réalisé: 3 pour aucune, 2 pour des petites (instrumentation percutanée), 1 pour des incisions courtes (quelques centimètres) et 0 pour des incisions longues.

Objectif : Maximiser

Cible : Cote de 3

Attribut recherché : L'équipement est facilement transportable

Cote d'importance : 1

Spécification technique : Facilité de transport

Méthode d'évaluation : L'évaluation de cette spécification se fera à l'aide d'une cote représentant à quel point la solution proposée est facile à transporter: 3 pour très

facile (petit et léger), 2 pour généralement facile (volumineux mais léger ou vice versa), 1 pour difficile (lourd et volumineux) et 0 pas transportable.

Objectif : Maximiser

Cible : Cote de 3

Attribut recherché : L'équipement est peu coûteux

Cote d'importance : 2

Spécification technique : Coût estimé d'achat et de fabrication de l'équipement.

Méthode d'évaluation : Les coûts d'achat et de fabrication de l'équipement seront estimés.

Objectif : Minimiser

Cible : 2000 \$

Attribut recherché : L'équipement interfère peu avec les techniques d'imagerie communes

Cote d'importance : 3

Spécification technique : Utilisation de matériaux radio-opaque

Méthode d'évaluation : L'évaluation de cette spécification se fera à l'aide d'une cote représentant à quel point la solution proposée utilise des matériaux radio-opaque dans les régions pertinentes: 3 pour aucun, 2 pour un peu, 1 pour plusieurs et 0 lorsque les matériaux interfèrent complètement avec les techniques d'imagerie.

Objectif : Maximiser

Cible : Cote de 3

Construction de la maison de la qualité

La maison de la qualité est un outil permettant de relier les attributs recherchés aux spécifications techniques (Figure-A I-23). Des cotes allant de -5 à 5 sont utilisées pour quantifier la force des relations entre ces attributs et les spécifications. La partie supérieure de la maison permet d'identifier les synergies et oppositions entre les spécifications techniques. La maison de la qualité permet de déterminer l'importance des spécifications

techniques. À l'étape de la conception des solutions, les solutions répondant le mieux aux spécifications techniques importantes seront les plus aptes à satisfaire les utilisateurs et les autres intervenants.

Catégories	Attributs Recherchés	Spécifications techniques																		
		Mode de chargement	Positionnement de spots d'appus	Localisation de la zone travaillée	Recours aux technologies irradiées	Facilité d'exécution	Temps de manipulation	Amplitude des incisions	Facilité de transport	Coût estimé d'achat et de fabrication	Utilisation de matériaux radio-opaque									
La fracture...	Est semblable à une fracture sévère par burst	5	3	3																
La méthode...	Est reproductible.	5	5	5	1															
Les manipulations...	Causedent des dommages collatéraux minimales.	-1	3	5	5	1	4	3												
	Expose peu les manipulateurs aux irradiations d'imagerie				5	1	1	1												
	Sont simples.		-1		1	5	1													
L'équipement...	Sont exécutables en peu de temps.				1	1	5	1												
	Sont peu invasives.	4		-1	1	1	1	5												
	Est facilement transportable.	1																		
	Est peu coûteux.	2																		
	Interfere peu avec les techniques d'imageries.	3																		
		3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
	Cibles																			
	Unités														min.					
		24	53	61	23	19	23	30	5	10	15									
	Facteur d'importance algébrique	34	57	69	23	19	23	30	5	10	15									
	Facteur d'importance absolue	11.6	19.5	23.5	7.8	6.5	7.8	13.0	1.7	3.4	5.1									
	Importance relative (%)																			

Figure-A I-23 Maison de la qualité

Identification des priorités de conception

Afin de faciliter le processus de conception, certaines spécifications techniques doivent être éliminées. Un seuil est déterminé pour exclure certaines spécifications moins importantes en se basant sur le diagramme de Pareto. En concentrant nos énergies sur les spécifications représentant 90 % du cumul d'importance, nous optimisons nos ressources pour obtenir une solution adéquate. En fonction du diagramme de Pareto développé (Figure-A I-24), trois spécifications techniques ne seront pas considérées formellement pour l'évaluation des solutions potentielles, soit : l'utilisation de matériaux radio-opaques, le coût d'achat et de fabrication et la facilité de transport.

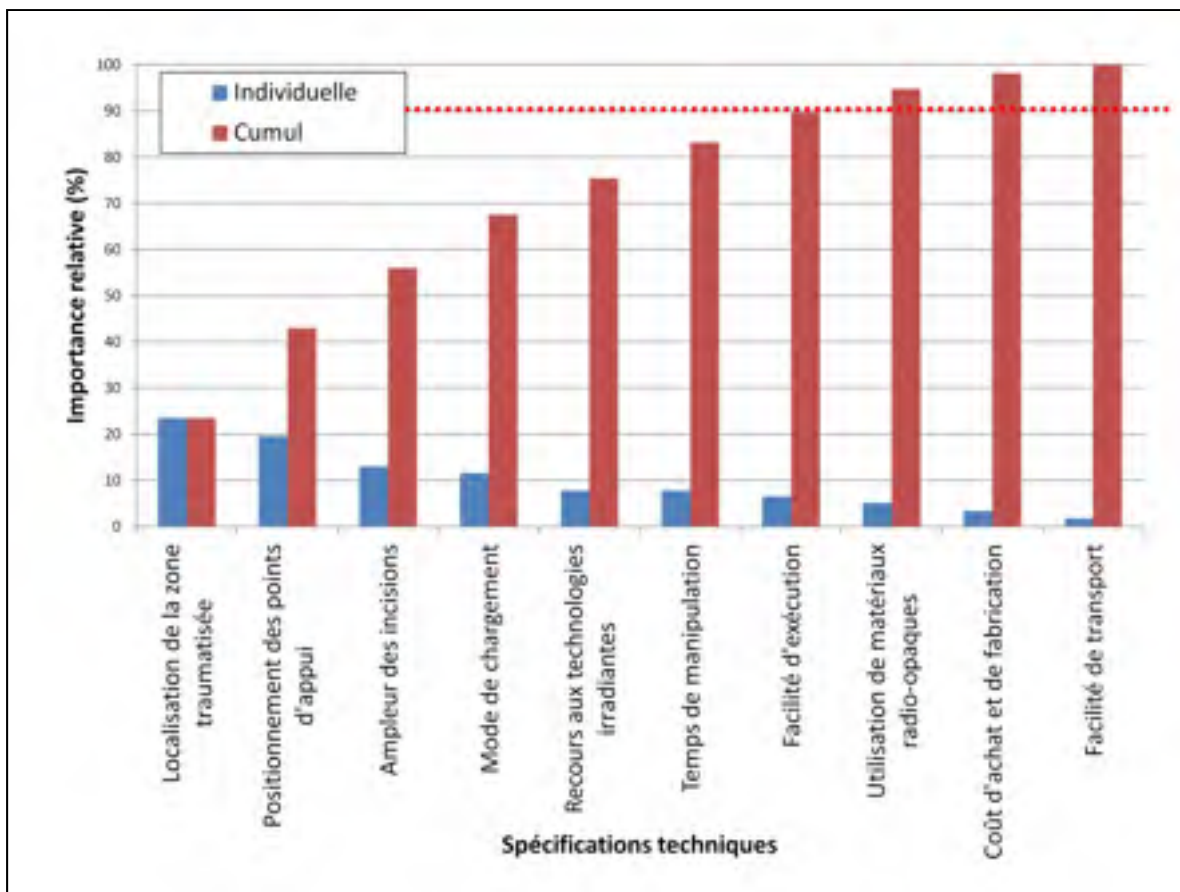


Figure-A I-24 Graphique de Pareto

Construction du barème d'évaluation

Le barème d'évaluation est un outil permettant d'évaluer les solutions potentielles en fonction des priorités de conception (Tableau-A I-5). Les spécifications techniques éliminées par le graphique Pareto n'y apparaissent pas. Les notes qu'obtiennent les solutions pour chaque spécification technique seront insérées dans la matrice de décision pour déterminer la solution à développer.

Tableau-A I-5
Barème d'évaluation

Spécification technique	Objectif	Cible	Unité	Évaluation	Note
Localisation de la zone traumatisée (z)	↑	3	Pts	z = 3	3
				z = 2	2
				z = 1	1
				z = 0	0
Positionnement des points d'appui (p)	↑	3	Pts	p = 3	3
				p = 2	2
				p = 1	1
				p = 0	0
Ampleur des incisions (i)	↑	3	Pts	i = 3	3
				i = 2	2
				i = 1	1
				i = 0	0
Mode de chargement (m)	↑	3	Pts	m = 3	3
				m = 2	2
				m = 1	1
				m = 0	0
Recours aux technologies irradiantes (r)	↑	3	Pts	r = 3	3
				r = 2	2
				r = 1	1
				r = 0	0
Temps de manipulation (t)	↓	20	Min.	$t \leq 20$	3
				$20 < t \leq 40$	2
				$40 < t \leq 60$	1
				$60 < t$	0
Facilité d'exécution (f)	↓	1,5	Pts	f = 1,5	3
				$1,5 < f \leq 3$	2
				$3 < f \leq 5$	1
				$5 < f$	0

ANNEXE II

GÉNÉRATION ET SÉLECTION DE LA SOLUTION

Le processus de génération de solution s'est fait à l'aide de *brainwriting* et de *brainstorming* réalisés en équipe. Les idées étaient nombreuses et plusieurs tris ont été effectués. Trois solutions potentielles se sont démarquées et ont été évaluées avec le barème d'évaluation. Ces solutions sont en fait des regroupements : plusieurs variantes sont possibles pour chaque solution.

Solution 1 : Impact à l'aide de masses

Pour produire la fracture, des masses sont relâchées pour impacter le spécimen. Quelques variantes sont possibles : les masses peuvent être relâchées verticalement sur le spécimen, on peut les balancer à l'aide d'un pendule ou transférer les efforts à l'aide d'une bascule. Cette solution à l'avantage d'être simple, non-invasive et elle permet de charger le spécimen de façon dynamique. Cette solution est cependant peu précise. L'évaluation de cette solution est présentée au Tableau-A II-6.

Tableau-A II-6

Évaluation de la solution 1: Impact à l'aide de masses

Spécification technique	Évaluation	Note	Justification
Localisation de la zone traumatisée	1 pt	1	Le chargement se fera sur une région du corps
Positionnement des points d'appui	1 pt	1	Les forces sont appliquées sur une région large
Ampleur des incisions	3 pt	3	Aucune incision n'est nécessaire
Mode de chargement	3 pt	3	Chargement dynamique sans flexion du rachis
Recours aux technologies irradiantes	3 pt	3	Aucun recours n'est nécessaire
Temps de manipulation	35 min.	2	Temps estimé pour positionner le spécimen, l'impacter à plusieurs reprises, évaluer le trauma et retirer le spécimen du montage
Facilité d'exécution	1,5 pt	3	Étapes simples avec des efforts moyens

Solution 2 : Chargement hydraulique

La fracture sera produite à l'aide de l'appareil de test servohydraulique MTS. Le spécimen est placé dans l'appareil et comprimé à l'aide d'un chargement à vitesse continu. Cette méthode a l'avantage d'être non-invasive. Elle est toutefois peu précise, technique et ne charge pas le spécimen de façon dynamique. L'évaluation de la solution 2 est présentée au Tableau-A II-7.

Tableau-A II-7

Évaluation de la solution 2: Chargement hydraulique

Spécification technique	Évaluation	Note	Justification
Localisation de la zone traumatisée	1 pt	1	Le chargement se fera sur une région du corps
Positionnement des points d'appui	1 pt	1	Les forces sont appliquées sur une région large
Ampleur des incisions	3 pt	3	Aucune incision n'est nécessaire
Mode de chargement	2 pt	2	Chargement continu à rapide sans flexion du rachis
Recours aux technologies irradiantes	3 pt	3	Aucun recours n'est nécessaire
Temps de manipulation	30 min.	2	Temps estimé pour positionner le spécimen, comprimer, évaluer le trauma et retirer le spécimen du montage
Facilité d'exécution	2,25 pt	2	Étapes simples à techniques avec des efforts moyens

Solution 3 : Approche invasive

L'approche invasive consiste à faire des incisions pour isoler et comprimer un segment de colonne pour produire la fracture. Des vis pédiculaires ou des pinces peuvent être utilisées pour appliquer les forces. Cette approche a l'avantage d'être précise. Elle est toutefois complexe, invasive et le recours aux technologies irradiantes est pratiquement inévitable. L'évaluation cette approche est présentée dans le Tableau-A II-8.

Tableau-A II-8

Évaluation de la solution 3: Approche invasive

Spécification technique	Évaluation	Note	Justification
Localisation de la zone traumatisée	3 pt	3	Chargement d'un segment de 3 à 5 vertèbres
Positionnement des points d'appui	3 pt	3	Les forces sont appliquées aux centimètres près
Ampleur des incisions	1 pt	1	Incisions de quelques centimètres
Mode de chargement	0 pt	0	Chargement continu à faible vitesse sans flexion
Recours aux technologies irradiantes	1 pt	1	Recours régulier aux acquisitions radiologiques
Temps de manipulation	50 min.	2	Temps estimé pour positionner le spécimen, instrumenter le segment et comprimer le segment
Facilité d'exécution	3,5 pt	1	Complexité chirurgicale avec des efforts faibles à moyen

Matrice de décision

La matrice de décision sert à sélectionner la solution la plus prometteuse. Les notes obtenues par les solutions sont multipliées par le poids des spécifications techniques. La solution ayant le plus de points est théoriquement la plus optimale (Tableau-A II-9).

Tableau-A II-9

Matrice de décision

Spécification technique	Poids	Solution 1 <i>Impact à l'aide de masses</i>	Solution 2 <i>Chargement hydraulique</i>	Solution 3 <i>Approche invasive</i>
Localisation de la zone traumatisée	23,5	1	1	3
Positionnement des points d'appui	19,5	1	1	3
Ampleur des incisions	13	3	3	1
Mode de chargement	11,6	3	2	0
Recours aux technologies irradiantes	7,8	3	3	1
Temps de manipulation	7,8	2	2	2
Facilité d'exécution	6,5	3	2	1
	Total	175,3	157,2	171,9
	Rang	1	3	2

Selon la matrice de décision, c'est la solution 1, nommée *impact à l'aide de masses*, qui sera développée pour ce projet. Les solutions 1 et 3 sont cependant très proches. Si l'on regarde dans les spécifications techniques éliminées, la solution 3 est avantagée parce qu'elle est plus facile à transporter. Toutefois, après quelques discussions en équipe, trois arguments sont ressortis pour favoriser la solution 1. D'abord, les mécanismes de fracture seront fort probablement éloignés des mécanismes réels avec la solution 3. Un chargement dynamique

serait difficile à appliquer. Ensuite, la méthode invasive risque d'altérer les vertèbres adjacentes, ce qui limiterait ensuite les possibilités d'intervention. Finalement, l'application des forces nécessaires pour produire la fracture sera très difficile avec la méthode invasive. De 4 à 8 kN doivent être appliqués pour produire une fracture. Les instruments à développer seront donc massifs pour résister à ces contraintes ce qui complexifie beaucoup la conception de cette méthode. C'est donc la solution 1 qui est sélectionnée parce qu'elle est plus simple et parce que sa conception est envisageable.

ANNEXE III

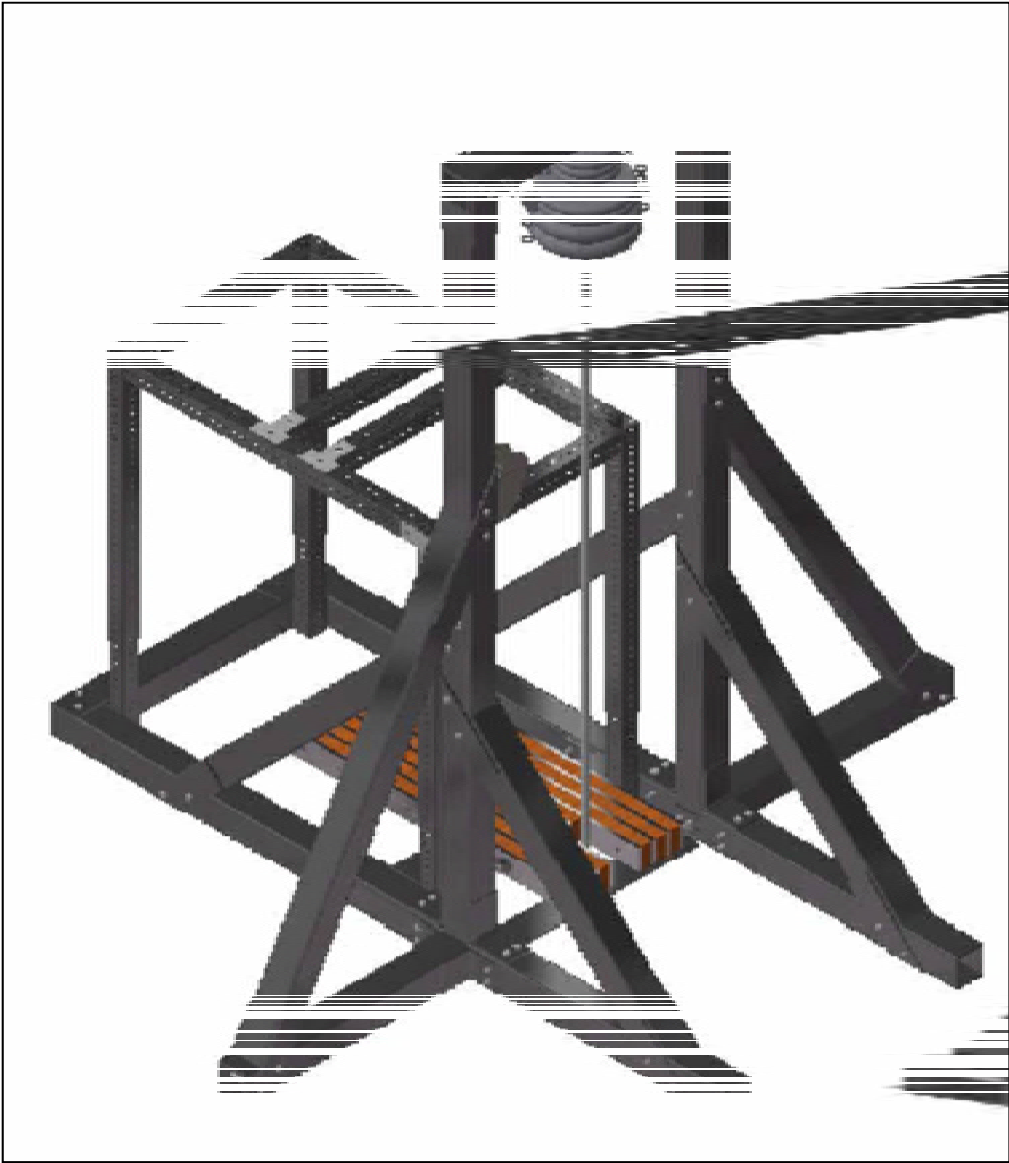
DESSIN D'ASSEMBLAGE

Plusieurs dessins d'assemblage et de détails ont été produits pour la réalisation du montage. Une image du concept est incluse dans cette annexe ainsi que les dessins d'assemblage principaux.

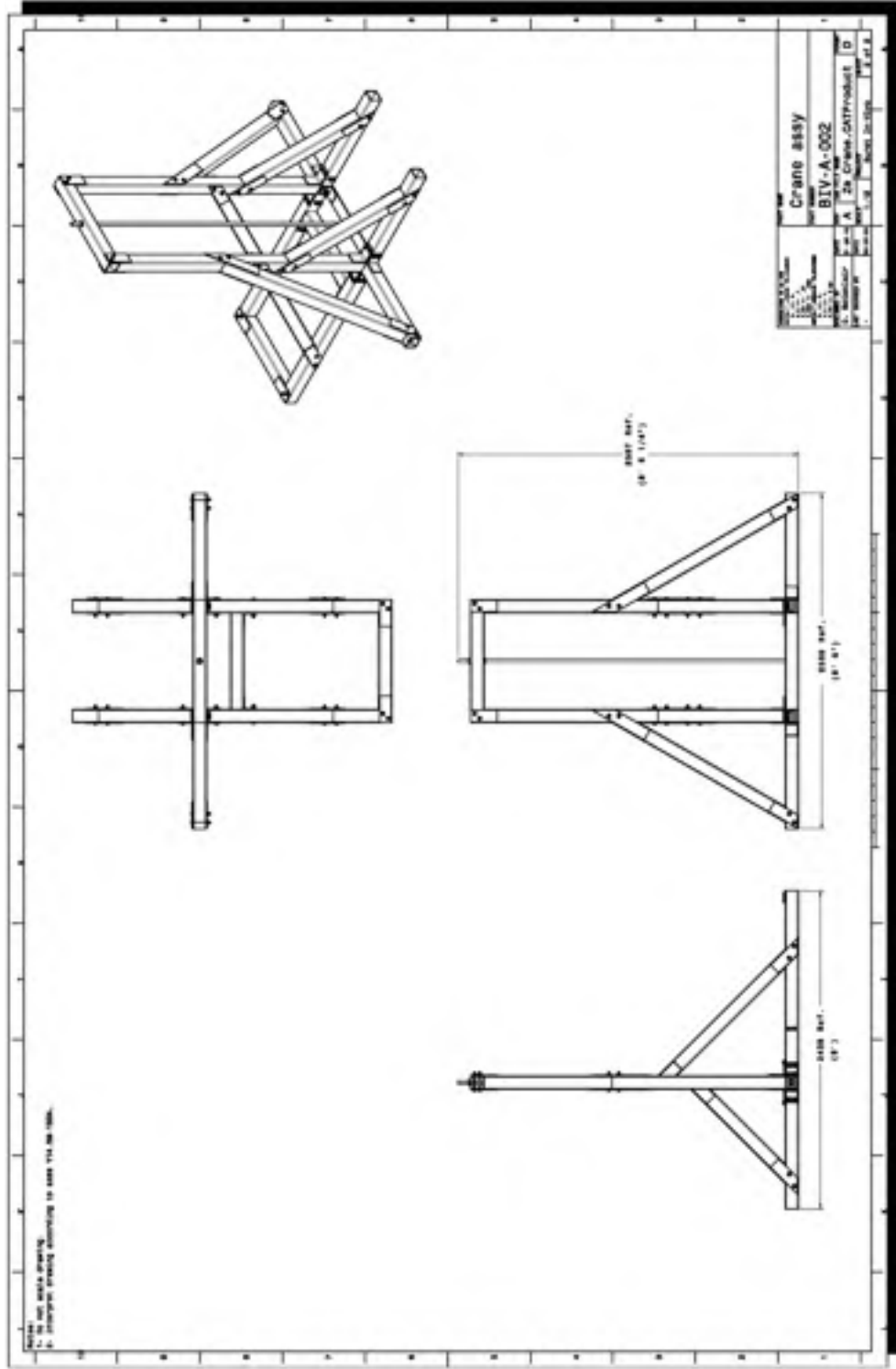
Tableau-A III-10

Liste des images et dessins

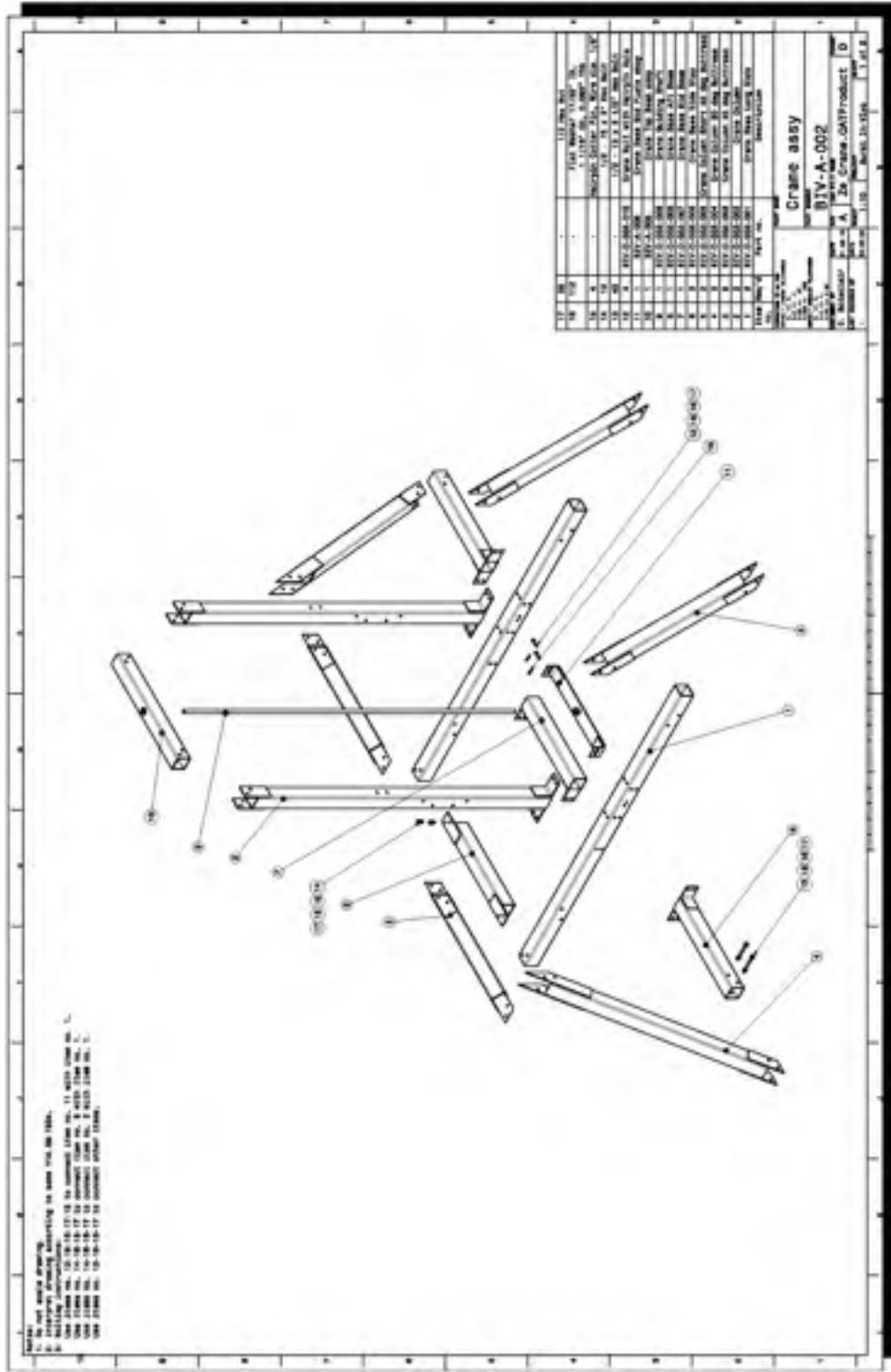
Dessins	Page
Image du concept	102
Dessin d'assemblage de la base (<i>Crane</i>)	103
Dessin d'assemblage de la planche (<i>Plank</i>)	105
Dessin d'assemblage du chevalet (<i>Rack</i>)	106



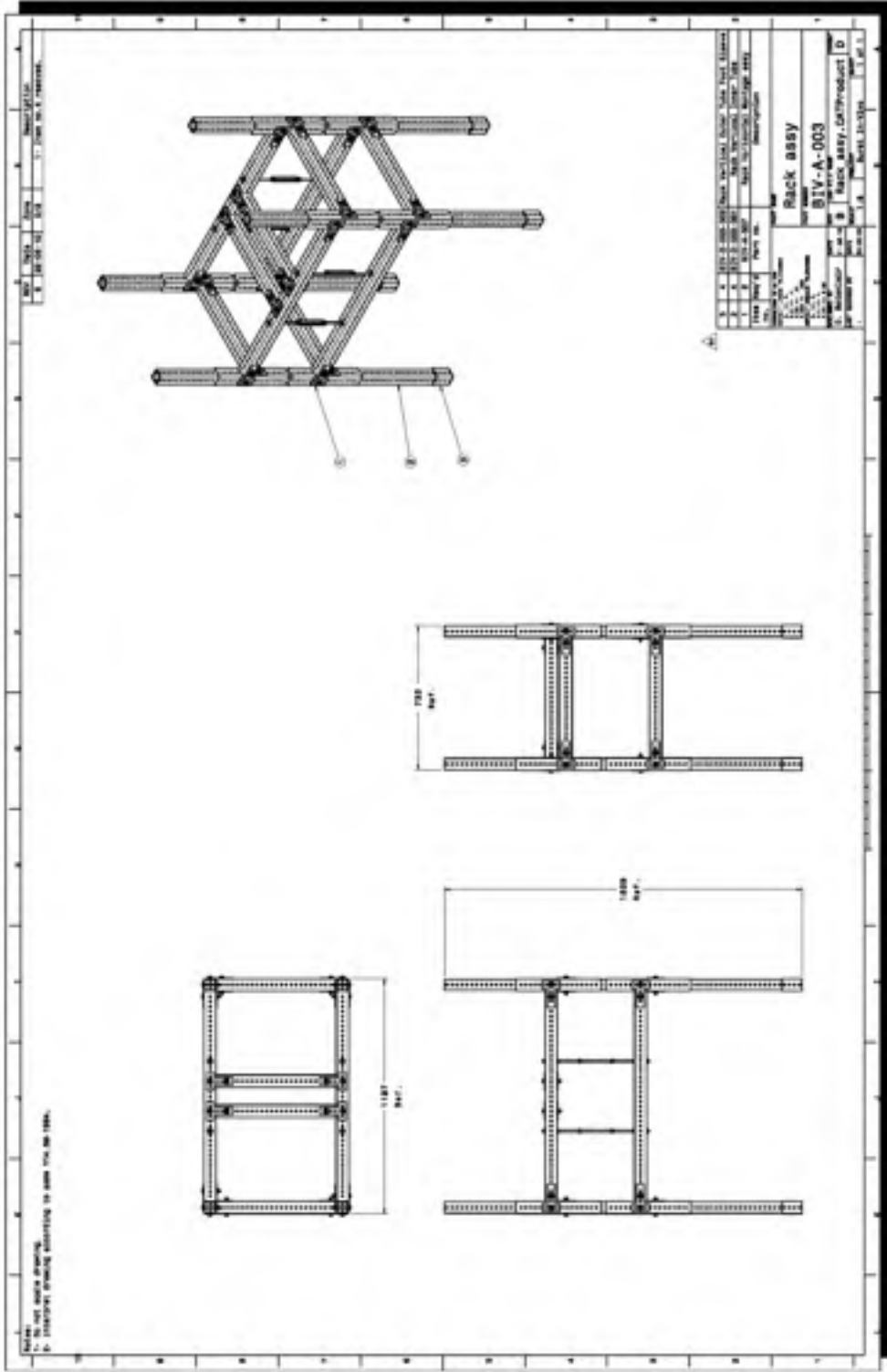
Dessin 1 Image du concept



Dessin 2 Dessin d'assemblage de la base



Dessin 3 Dessin d'assemblage de la base



Dessin 5 Dessin d'assemblage du chevalet

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Adams, M. A., et P. Dolan. 2011. « Biomechanics of vertebral compression fractures and clinical application ». *Arch Orthop Trauma Surg*.
- Aerssens, J., S. Boonen, G. Lowet et J. Dequeker. 1998. « Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research ». *Endocrinology*, vol. 139, n° 2, p. 663-70.
- An, H. S., P. A. Anderson, V. M. Haughton, J. C. Iatridis, J. D. Kang, J. C. Lotz, R. N. Natarajan, T. R. Oegema, Jr., P. Roughley, L. A. Setton, J. P. Urban, T. Videman, G. B. Andersson et J. N. Weinstein. 2004. « Introduction: disc degeneration: summary ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 29, n° 23, p. 2677-8.
- Atlas, O. K., S. D. Dodds et M. M. Panjabi. 2003. « Single and incremental trauma models: a biomechanical assessment of spinal instability ». *Eur Spine J*, vol. 12, n° 2, p. 205-10.
- Banse, X., J. P. Devogelaer, E. Munting, C. Delloye, O. Cornu et M. Grynepas. 2001. « Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body ». *Bone*, vol. 28, n° 5, p. 563-71.
- Baranto, A., L. Ekstrom, M. Hellstrom, O. Lundin, S. Holm et L. Sward. 2005. « Fracture patterns of the adolescent porcine spine: an experimental loading study in bending-compression ». *Spine*, vol. 30, n° 1, p. 75-82.
- Beckstein, J. C., S. Sen, T. P. Schaer, E. J. Vresilovic et D. M. Elliott. 2008. « Comparison of animal discs used in disc research to human lumbar disc: axial compression mechanics and glycosaminoglycan content ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, n° 6, p. E166-73.
- Bensch, F. V., M. P. Koivikko, M. J. Kiuru et S. K. Koskinen. 2006. « The incidence and distribution of burst fractures ». *Emerg Radiol*, vol. 12, n° 3, p. 124-9.
- Boisclair, D., J. M. Mac-Thiong, S. Parent et Y. Petit. 2011. « Effect of spinal level and loading conditions on the production of vertebral burst fractures in a porcine model ». *J Biomech Eng*, vol. 133, n° 9, p. 094503.
- Boisclair, D., J. M. Mac-Thiong, S. Parent et Y. Petit. 2012. « Compressive loading of the spine may affect the spinal canal encroachment of burst fractures ». *J Spinal Disord Tech*.
- Bouxsein, M. L., L. J. Melton, 3rd, B. L. Riggs, J. Muller, E. J. Atkinson, A. L. Oberg, R. A. Robb, J. J. Camp, P. A. Rouleau, C. H. McCollough et S. Khosla. 2006. « Age- and

sex-specific differences in the factor of risk for vertebral fracture: a population-based study using QCT ». *J Bone Miner Res*, vol. 21, n° 9, p. 1475-82.

Box, G.E.P, W.G. Hunter et J.S. Hunter (653 pages). 1978. *Statistics for experimenters: an introduction to design, data analysis, and model building*. Wiley.

Brown, S. H., D. E. Gregory et S. M. McGill. 2008. « Vertebral end-plate fractures as a result of high rate pressure loading in the nucleus of the young adult porcine spine ». *J Biomech*, vol. 41, n° 1, p. 122-7.

Cheung, J. T., M. Zhang et D. H. Chow. 2003. « Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 18, n° 9, p. 790-9.

Costi, J. J., I. A. Stokes, M. G. Gardner-Morse et J. C. Iatridis. 2008. « Frequency-dependent behavior of the intervertebral disc in response to each of six degree of freedom dynamic loading: solid phase and fluid phase contributions ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, n° 16, p. 1731-8.

Cotterill, P. C., J. P. Kostuik, J. A. Wilson, G. R. Fernie et B. E. Maki. 1987. « Production of a reproducible spinal burst fracture for use in biomechanical testing ». *J Orthop Res*, vol. 5, n° 3, p. 462-5.

Dai, L. Y., X. Y. Wang, C. G. Wang, L. S. Jiang et H. Z. Xu. 2006. « Bone mineral density of the thoracolumbar spine in relation to burst fractures: a quantitative computed tomography study ». *Eur Spine J*.

Dath, R., A. D. Ebinesan, K. M. Porter et A. W. Miles. 2007. « Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 22, n° 5, p. 607-13.

Delamarter, R. B., et J. Coyle. 1999. « Acute management of spinal cord injury ». *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 7, n° 3, p. 166-75.

Denis, F. 1983. « The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries ». *Spine*, vol. 8, n° 8, p. 817-31.

Deo, A. A., R. J. Grill, K. M. Hasan et P. A. Narayana. 2006. « In vivo serial diffusion tensor imaging of experimental spinal cord injury ». *J Neurosci Res*, vol. 83, n° 5, p. 801-10.

Dickey, J. P., et D. J. Kerr. 2003. « Effect of specimen length: are the mechanics of individual motion segments comparable in functional spinal units and multisegment specimens? ». *Med Eng Phys*, vol. 25, n° 3, p. 221-7.

Fam, A. G., et J. Rubenstein. 1998. « Rheumatoid burst fracture ». *Arthritis Rheum*, vol. 41, n° 4, p. 747-8.

- Fredrickson, B. E., W. T. Edwards, W. Rauschnig, J. C. Bayley et H. A. Yuan. 1992. « Vertebral burst fractures: an experimental, morphologic, and radiographic study ». *Spine*, vol. 17, n° 9, p. 1012-21.
- Gruner, J. A. 1992. « A monitored contusion model of spinal cord injury in the rat ». *J Neurotrauma*, vol. 9, n° 2, p. 123-6; discussion 126-8.
- Heggeness, M. H., et B. J. Doherty. 1997. « The trabecular anatomy of thoracolumbar vertebrae: implications for burst fractures ». *J Anat*, vol. 191 (Pt 2), p. 309-12.
- Hongo, M., E. Abe, Y. Shimada, H. Murai, N. Ishikawa et K. Sato. 1999. « Surface strain distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression. The role in burst fractures ». *Spine*, vol. 24, n° 12, p. 1197-202.
- Hulme, P. A., S. K. Boyd et S. J. Ferguson. 2007. « Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength ». *Bone*, vol. 41, n° 6, p. 946-57.
- Iatridis, J. C., M. Weidenbaum, L. A. Setton et V. C. Mow. 1996. « Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 21, n° 10, p. 1174-84.
- Inui, A., K. Itamoto, T. Takuma, H. Tsutsumi, M. Tanigawa, M. Hayasaki, Y. Taura et K. Mamba. 2004. « Age-related changes of bone mineral density and microarchitecture in miniature pigs ». *J Vet Med Sci*, vol. 66, n° 6, p. 599-609.
- Iyer, S., B. A. Christiansen, B. J. Roberts, M. J. Valentine, R. K. Manoharan et M. L. Buxsein. 2010. « A biomechanical model for estimating loads on thoracic and lumbar vertebrae ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 25, n° 9, p. 853-8.
- James, K. S., K. H. Wenger, J. D. Schlegel et H. K. Dunn. 1994. « Biomechanical evaluation of the stability of thoracolumbar burst fractures ». *Spine*, vol. 19, n° 15, p. 1731-40.
- Jones, C. F., B. K. Kwon et P. A. Crompton. 2012. « Gross Morphological Changes of the Spinal Cord Immediately After Surgical Decompression in A Large Animal Model of Traumatic Spinal Cord Injury ». *Spine (Phila Pa 1976)*.
- Jones, H. L., A. L. Crawley, P. C. Noble, A. J. Schoenfeld et B. K. Weiner. 2011. « A novel method for the reproducible production of thoracolumbar burst fractures in human cadaveric specimens ». *Spine J*, vol. 11, n° 5, p. 447-51.
- Kaplan, P. A., D. F. Orton et R. J. Asleson. 1987. « Osteoporosis with vertebral compression fractures, retracted fragments, and neurologic compromise ». *Radiology*, vol. 165, n° 2, p. 533-5.

- Keene, J. S., S. P. Fischer, R. Vanderby, Jr., D. S. Drummond et P. A. Turski. 1989. « Significance of acute posttraumatic bony encroachment of the neural canal ». *Spine*, vol. 14, n° 8, p. 799-802.
- Kemper, A. R., C. McNally et S. M. Duma. 2007. « The influence of strain rate on the compressive stiffness properties of human lumbar intervertebral discs ». *Biomed Sci Instrum*, vol. 43, p. 176-81.
- Kifune, M., M. M. Panjabi, M. Arand et W. Liu. 1995. « Fracture pattern and instability of thoracolumbar injuries ». *Eur Spine J*, vol. 4, n° 2, p. 98-103.
- Korovessis, P., T. Maraziotis, G. Piperos et P. Spyropoulos. 1994. « Spontaneous burst fracture of the thoracolumbar spine in osteoporosis associated with neurological impairment: a report of seven cases and review of the literature ». *Eur Spine J*, vol. 3, n° 5, p. 286-8.
- Kurutz, M. 2006. « In vivo age- and sex-related creep of human lumbar motion segments and discs in pure centric tension ». *J Biomech*, vol. 39, n° 7, p. 1180-90.
- Langrana, N. A., Rd Rd Harten, D. C. Lin, M. F. Reiter et C. K. Lee. 2002. « Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms ». *Spine*, vol. 27, n° 5, p. 498-508.
- Ledet, E. H., M. P. Tymeson, D. J. DiRisio, B. Cohen et R. L. Uhl. 2005. « Direct real-time measurement of in vivo forces in the lumbar spine ». *Spine J*, vol. 5, n° 1, p. 85-94.
- Leucht, P., K. Fischer, G. Muhr et E. J. Mueller. 2009. « Epidemiology of traumatic spine fractures ». *Injury*, vol. 40, n° 2, p. 166-72.
- Lin, R. M., K. H. Tsai et G. L. Chang. 1997. « Distribution and regional strength of trabecular bone in the porcine lumbar spine ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 12, n° 5, p. 331-336.
- Lu, Y. M., W. C. Hutton et V. M. Gharpuray. 1998. « The effect of fluid loss on the viscoelastic behavior of the lumbar intervertebral disc in compression ». *J Biomech Eng*, vol. 120, n° 1, p. 48-54.
- Lundin, O., L. Ekstrom, M. Hellstrom, S. Holm et L. Sward. 2000. « Exposure of the porcine spine to mechanical compression: differences in injury pattern between adolescents and adults ». *Eur Spine J*, vol. 9, n° 6, p. 466-71.
- Magerl, F., M. Aebi, S. D. Gertzbein, J. Harms et S. Nazarian. 1994. « A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries ». *Eur Spine J*, vol. 3, n° 4, p. 184-201.

- Mahar, A., C. Kim, M. Wedemeyer, L. Mitsunaga, T. Odell, B. Johnson et S. Garfin. 2007. « Short-segment fixation of lumbar burst fractures using pedicle fixation at the level of the fracture ». *Spine*, vol. 32, n° 14, p. 1503-7.
- Masuoka, K., A. J. Michalek, J. J. MacLean, I. A. Stokes et J. C. Iatridis. 2007. « Different effects of static versus cyclic compressive loading on rat intervertebral disc height and water loss in vitro ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 32, n° 18, p. 1974-9.
- McLain, R. F., S. A. Yerby et T. A. Moseley. 2002. « Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine ». *Spine*, vol. 27, n° 8, p. E200-6.
- Miller, J. A., C. Schmatz et A. B. Schultz. 1988. « Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens ». *Spine*, vol. 13, n° 2, p. 173-8.
- Miller, M. D. (784). 2008. *Review of Orthopaedics*, 5 edition. Coll. « Expert Consult ». Philadelphia: A Saunders Title.
- Mow, Van C., et R. Huiskes. 2005. *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology*, 3rd edition. Philadelphie (USA): Lippincott Williams & Wilkins, 720 p.
- Nachemson, A., et G. Elfstrom. 1970. « Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises ». *Scand J Rehabil Med Suppl*, vol. 1, p. 1-40.
- Navarro, R., S. Juhas, S. Keshavarzi, J. Juhasova, J. Motlik, K. Johe, S. Marsala, M. Scadeng, P. Lazar, Z. Tomori, G. Schulteis, M. S. Beattie, J. D. Ciacci et M. Marsala. 2011. « Chronic spinal compression model in minipigs: a systematic behavioral and qualitative and quantitative neuropathological study ». *J Neurotrauma*.
- Niosi, C. A., et T. R. Oxland. 2004. « Degenerative mechanics of the lumbar spine ». *Spine J*, vol. 4, n° 6 Suppl, p. 202S-208S.
- Ochia, R. S., et R. P. Ching. 2002. « Internal pressure measurements during burst fracture formation in human lumbar vertebrae ». *Spine*, vol. 27, n° 11, p. 1160-7.
- Ochia, R. S., A. F. Tencer et R. P. Ching. 2003. « Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae ». *J Biomech*, vol. 36, n° 12, p. 1875-81.
- Panjabi, M. M., H. Hoffman, Y. Kato et J. Cholewicki. 2000a. « Superiority of incremental trauma approach in experimental burst fracture studies ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 15, n° 2, p. 73-8.

- Panjabi, M. M., Y. Kato, H. Hoffman et J. Cholewicki. 2001. « Canal and intervertebral foramen encroachments of a burst fracture: effects from the center of rotation ». *Spine*, vol. 26, n° 11, p. 1231-7.
- Panjabi, M. M., Y. Kato, H. Hoffman, J. Cholewicki et M. Krag. 2000b. « A study of stiffness protocol as exemplified by testing of a burst fracture model in sagittal plane ». *Spine*, vol. 25, n° 21, p. 2748-54.
- Panjabi, M. M., M. Kifune, W. Liu, M. Arand, A. Vasavada et T. R. Oxland. 1998. « Graded thoracolumbar spinal injuries: development of multidirectional instability ». *Eur Spine J*, vol. 7, n° 4, p. 332-9.
- Panjabi, M. M., T. R. Oxland, M. Kifune, M. Arand, L. Wen et A. Chen. 1995. « Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. A biomechanic investigation ». *Spine*, vol. 20, n° 10, p. 1122-7.
- Qiu, T. X., K. W. Tan, V. S. Lee et E. C. Teo. 2006. « Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method ». *Med Eng Phys*, vol. 28, n° 7, p. 656-64.
- Race, A., N. D. Broom et P. Robertson. 2000. « Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 25, n° 6, p. 662-9.
- Riches, P. E., N. Dhillon, J. Lotz, A. W. Woods et D. S. McNally. 2002. « The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading ». *J Biomech*, vol. 35, n° 9, p. 1263-71.
- Russell, G., G. Lavoie, R. Evenson, M. Moreau, D. Budney et V. J. Raso. 1992. « A reproducible porcine vertebral fracture for biomechanical testing of spinal fixation devices ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 284, p. 267-72.
- Sack, W.O. 1982. *Essentials of pig anatomy*. 192 p.
- Schultz, A., G. Andersson, R. Ortengren, K. Haderspeck et A. Nachemson. 1982. « Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 64, n° 5, p. 713-20.
- Shirado, O., K. Kaneda, S. Tadano, H. Ishikawa, P. C. McAfee et K. E. Warden. 1992. « Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fractures ». *Spine*, vol. 17, n° 3, p. 286-92.
- Singh, K., A. R. Vaccaro, M. D. Eichenbaum et L. N. Fitzhenry. 2004. « The surgical management of thoracolumbar injuries ». *J Spinal Cord Med*, vol. 27, n° 2, p. 95-101.

- Smit, T. H. 2002. « The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine - biomechanical considerations ». *Eur Spine J*, vol. 11, n° 2, p. 137-44.
- Stokes, B. T. 1992. « Experimental spinal cord injury: a dynamic and verifiable injury device ». *J Neurotrauma*, vol. 9, n° 2, p. 129-31; discussion 131-4.
- Sundgren, P. C., M. Philipp et P. V. Maly. 2007. « Spinal trauma ». *Neuroimaging Clin N Am*, vol. 17, n° 1, p. 73-85.
- Thiele, O. C., C. Eckhardt, B. Linke, E. Schneider et C. A. Lill. 2007. « Factors affecting the stability of screws in human cortical osteoporotic bone: a cadaver study ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 89, n° 5, p. 701-5.
- Tran, N. T., N. A. Watson, A. F. Tencer, R. P. Ching et P. A. Anderson. 1995. « Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate ». *Spine*, vol. 20, n° 18, p. 1984-8.
- Tsai, K. H., G. L. Chang et R. M. Lin. 1997. « Differences in mechanical response between fractured and non-fractured spines under high-speed impact ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 12, n° 7-8, p. 445-451.
- Tsantrizos, A., K. Ito, M. Aebi et T. Steffen. 2005. « Internal strains in healthy and degenerated lumbar intervertebral discs ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, n° 19, p. 2129-37.
- Tsou, P. M., J. Wang, L. Khoo, A. N. Shamie et L. Holly. 2006. « A thoracic and lumbar spine injury severity classification based on neurologic function grade, spinal canal deformity, and spinal biomechanical stability ». *Spine J*, vol. 16, n° 6, p. 636-47.
- Turker, M., G. Tezeren, M. Tukenmez et S. Percin. 2005. « Indirect spinal canal decompression of vertebral burst fracture in calf model ». *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 125, n° 5, p. 336-41.
- Vaccaro, A. R., D. H. Kim, D. S. Brodke, M Harris, J. Chapman, T. Schildhauer, M. L. Chip Routt et R. C. Sasso. 2003. « Diagnosis and management of thoracolumbar spine fractures ». *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 85, p. 2456-2470.
- Vaccaro, A. R., M. R. Lim, R. J. Hurlbert, R. A. Lehman, Jr., J. Harrop, D. C. Fisher, M. Dvorak, D. G. Anderson, S. C. Zeiller, J. Y. Lee, M. G. Fehlings et F. C. Oner. 2006. « Surgical decision making for unstable thoracolumbar spine injuries: results of a consensus panel review by the Spine Trauma Study Group ». *J Spinal Disord Tech*, vol. 19, n° 1, p. 1-10.
- Vaccaro, A. R., S. C. Zeiller, R. J. Hulbert, P. A. Anderson, M. Harris, R. Hedlund, J. Harrop, M. Dvorak, K. Wood, M. G. Fehlings, C. Fisher, R. A. Lehman, Jr., D. G.

- Anderson, C. M. Bono, T. Kuklo et F. C. Oner. 2005. « The thoracolumbar injury severity score: a proposed treatment algorithm ». *J Spinal Disord Tech*, vol. 18, n° 3, p. 209-15.
- van der Roer, N., M. C. de Bruyne, F. C. Bakker, M. W. van Tulder et M. Boers. 2005. « Direct medical costs of traumatic thoracolumbar spine fractures ». *Acta Orthop*, vol. 76, n° 5, p. 662-6.
- Veres, S. P., P. A. Robertson et N. D. Broom. 2010. « ISSLS prize winner: how loading rate influences disc failure mechanics: a microstructural assessment of internal disruption ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 21, p. 1897-908.
- Wang, X. Y., L. Y. Dai, H. Z. Xu et Y. L. Chi. 2007a. « A comparison of single and incremental impact approaches for producing experimental thoracolumbar burst fractures ». *J Neurosurg Spine*, vol. 7, n° 2, p. 199-204.
- Wang, X. Y., L. Y. Dai, H. Z. Xu et Y. L. Chi. 2007b. « The load-sharing classification of thoracolumbar fractures: an in vitro biomechanical validation ». *Spine*, vol. 32, n° 11, p. 1214-9.
- White, A. A., 3rd, et M. M. Panjabi. 1990. *Clinical biomechanics of the spine*, 2eime edition. Lippincott Williams & Wilkins, 722 p.
- Wilcox, R. K., D. J. Allen, R. M. Hall, D. Limb, D. C. Barton et R. A. Dickson. 2004. « A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach ». *Eur Spine J*, vol. 13, n° 6, p. 481-8.
- Wilcox, R. K., T. O. Boerger, D. J. Allen, D. C. Barton, D. Limb, R. A. Dickson et R. M. Hall. 2003. « A dynamic study of thoracolumbar burst fractures ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 85-A, n° 11, p. 2184-9.
- Wilcox, R. K., T. O. Boerger, R. M. Hall, D. C. Barton, D. Limb et R. A. Dickson. 2002. « Measurement of canal occlusion during the thoracolumbar burst fracture process ». *J Biomech*, vol. 35, n° 3, p. 381-4.
- Wilke, H. J., A. Rohlmann, S. Neller, F. Graichen, L. Claes et G. Bergmann. 2003. « ISSLS prize winner: A novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension: a comparison of data from an in vitro experiment and in vivo measurements ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 28, n° 23, p. 2585-93.
- Wilke, H., P. Neef, B. Hinz, H. Seidel et L. Claes. 2001. « Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 16 Suppl 1, p. S111-26.

- Yingling, V. R., J. P. Callaghan et S. M. McGill. 1997. « Dynamic loading affects the mechanical properties and failure site of porcine spines ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 12, n° 5, p. 301-305.
- Yingling, V. R., et S. M. McGill. 1999. « Mechanical properties and failure mechanics of the spine under posterior shear load: observations from a porcine model ». *J Spinal Disord*, vol. 12, n° 6, p. 501-8.
- Young, W. 2002. « Spinal cord contusion models ». *Prog Brain Res*, vol. 137, p. 231-55.
- Zhao, F. D., P. Pollintine, B. D. Hole, M. A. Adams et P. Dolan. 2009. « Vertebral fractures usually affect the cranial endplate because it is thinner and supported by less-dense trabecular bone ». *Bone*, vol. 44, n° 2, p. 372-9.
- Zhu, Q., C. Lane, R. P. Ching, J. D. Gordon, C. G. Fisher, M. F. Dvorak, P. A. Cripton et T. R. Oxland. 2008. « Translational constraint influences dynamic spinal canal occlusion of the thoracic spine: an in vitro experimental study ». *J Biomech*, vol. 41, n° 1, p. 171-9.
- Zurita, M., C. Aguayo, C. Bonilla, L. Otero, M. Rico, A. Rodriguez et J. Vaquero. 2012. « The pig model of chronic paraplegia: A challenge for experimental studies in spinal cord injury ». *Prog Neurobiol*.