

# Étude biomécanique des mécanismes lésionnels et des blessures médullaires au rachis cervical

par

Marie-Hélène BEAUSÉJOUR

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE EN COTUTELLE À L'ÉCOLE DE  
TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE ET AIX-MARSEILLE UNIVERSITÉ  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION  
DU DOCTORAT EN SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN ET  
DOCTORAT EN GÉNIE  
Ph. D.

MONTRÉAL, LE 31 AOÛT 2021

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC & AIX-MARSEILLE UNIVERSITÉ



Marie-Hélène Beauséjour, 2021



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. Pierre-Jean Arnoux, directeur de thèse  
Département Transport Santé Sécurité à Aix-Marseille Université/Université Gustave Eiffel

M. Éric Wagnac, codirecteur de thèse  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. David Labbé, président du jury et examinateur pour l'AMU  
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

Dr. Kathia Chaumoître, membre du jury pour l'ÉTS et examinateur pour l'AMU  
Faculté de médecine à Aix-Marseille Université et Radiologie et imagerie médicale de l'adulte et de l'enfant à Marseille Hôpital Nord

M. Fabio Galbusera, membre externe indépendant pour l'ÉTS et rapporteur pour l'AMU  
Laboratoire de la mécanique des structures biologiques à l'Institut Ortopedico Galeazzi

M. David Mitton, membre externe indépendant pour l'ÉTS et rapporteur pour l'AMU  
Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des chocs à Université Claude Bernard Lyon1 et Université Gustave Eiffel

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

**LE 2 JUILLET 2021**

**À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE**



## REMERCIEMENTS

Tout d'abord je souhaiterais remercier mes directeurs de recherche Yvan Petit, Pierre-Jean Arnoux et Éric Wagnac pour leur soutien et leur encouragement. Votre passion pour la recherche est inspirante et contagieuse.

Merci à Virgine Bascop et Max Py pour votre soutien technique lors des essais expérimentaux. Merci à Anthony Melot et Lucas Troude pour m'avoir fait profiter de votre expertise clinique et pour votre aide dans ces essais. Merci à Catherine Masson et Maxime Llari pour votre soutien scientifique dans ce projet. Merci Morgane Évin pour ton oreille attentive et tes conseils scientifiques. Merci à Claire Bruna-Rosso dont l'amour de la recherche et de la montagne continue de m'inspirer. Je souhaite aussi remercier les étudiants du LBA pour les soirées et les belles randonnées et en particulier Guillermo de la Rosa, Marine Dorsemaine, Caroline Gagnon, Arthur Jourdan, Aurélien Lamolle, Brieg Lecoublet, Axel Legouge, et Patrice Sudres. Merci à Manon Sterba pour ses encouragements et les moments partagés. Merci à ma colocataire extraordinaire Roxanne pour son amitié, son soutien et son aide scientifique.

Au LIO-HSCM, merci à Lucien Diotalevi et Elisabeth Laroche pour leur aide dans la modélisation et les essais expérimentaux. Merci à Jean-Marc Mac Thiong pour avoir partagé sa vision clinique dans ce projet de recherche. Merci aux étudiants du laboratoire pour les beaux moments et les parties de cartes et en particulier à Jean-Michel Derosiers, Florian Guillaume et Annie Levasseur. Merci aux stagiaires postdoctoraux Nicolas Bailly et Anne-Laure Ménard d'avoir partagé avec moi leur expertise scientifique et leur passion sportive respective (escalade et course). Merci au BRECI, à la fondation J. A. DeSève et aux fonds de recherche Nature et technologie du Québec pour avoir contribué au financement de cette thèse.

Merci Donatien d'avoir cru en moi tout au long de cette thèse et de m'épauler à travers les aléas de la vie. Merci aussi d'être mon premier lecteur. Finalement, merci de tout cœur à ma famille et en particulier à mes parents qui me soutiennent depuis toujours et en toute chose.



# **Étude biomécanique des mécanismes lésionnels et des blessures médullaires au rachis cervical**

Marie-Hélène BEAUSÉJOUR

## **RÉSUMÉ**

Le rachis cervical est une structure anatomique essentielle pour le support et la mobilité de la tête ainsi que pour la protection de la moelle épinière. Les blessures en flexion-distraction sont des blessures principalement disco-ligamentaires qui affectent les structures postérieures du rachis et peuvent mener à la subluxation ou la dislocation des facettes articulaires. Elles sont parmi les plus fréquentes au rachis cervical et elles entraînent de forts risques de blessures médullaires. Cependant, le mécanisme lésionnel qui cause ces blessures est toujours débattu dans la littérature et peu d'études expérimentales ont été menées sur ces blessures. Aussi, peu d'informations existent sur la contribution des structures disco-ligamentaires postérieures sur la stabilité post-traumatique du rachis et sur l'ampleur de l'atteinte neurologique après des blessures en flexion-distraction. Dans ce contexte, l'objectif de la thèse était d'analyser l'influence du mécanisme lésionnel (conditions de chargement, cinématique des vertèbres, patron de blessures) sur l'instabilité (amplitude de mouvement, déplacements relatifs intervertébraux) et l'endommagement mécanique de la moelle épinière (compression de la moelle, contrainte de von Mises, déformations principales) lors de blessures en flexion-distraction. Cette thèse est donc divisée en deux volets : un volet sur le comportement traumatique du rachis cervical dans des blessures de type flexion-distraction et un volet sur le comportement post-traumatique du rachis cervical et de la moelle.

Pour répondre au premier sous-objectif (O1), soit d'étudier la cinématique de la tête et du rachis cervical lors d'un impact dynamique à l'arrière de la tête ainsi que les blessures subséquentes, un banc d'essai, composé d'un siège ajustable et d'un impacteur horizontal de 40 kg, a été développé. Ce banc a été exploité pour une étude expérimentale sur six sujets cadavériques masculins de 82 à 96 ans. Les sujets ont été impactés à l'arrière de la tête à des vitesses de 3,5 à 5,5 m/s avec une inclinaison postérieure de 0 à 25 degrés. L'impacteur était équipé d'une cellule de force triaxiale. Des accéléromètres étaient positionnés au sternum, au front et dans la bouche des sujets. Les essais ont été filmés par deux caméras hautes vitesses. Des vis ont été insérées dans les vertèbres cervicales et équipées de deux marqueurs permettant le suivi par stéréographie de leur position spatiale. Des marqueurs ont été placés sur la tête et l'épaule des sujets. Les blessures créées ont été déterminées par l'analyse d'images par tomodensitométrie des sujets et par dissection. Des courbes d'accélération des sujets, de force de l'impact et de déplacement de la tête et des vertèbres ont été acquises. Tous les spécimens ont eu une blessure au rachis cervical. Les résultats de cette étude ont montré que le chargement en flexion-compression appliqué à la tête créait, tel que supposé, des blessures en flexion-distraction puisque quatre sujets ont eu ce type de blessure, dont deux avec une fracture de la facette articulaire. Les deux autres sujets ont eu une fracture de la vertèbre C2 accompagnée pour un sujet d'une subluxation au niveau C1-C2. Le niveau C6-C7 était le plus souvent touché et deux sujets avaient des blessures à des niveaux intervertébraux non adjacents. La présence d'ostéophytes antérieurs a été reliée à une protection contre les blessures au rachis supérieur et

## VIII

au niveau intervertébral des ponts ostéophytiques. Cependant, des fractures apparaissaient aux niveaux adjacents aux ostéophytes. La présence d'ostéophytes affecterait donc le type et l'emplacement des blessures.

Le deuxième sous-objectif (O2), caractériser le mécanisme lésionnel en hyper-flexion et hyper-flexion avec compression, a été accompli avec un modèle par éléments finis (MEF) de l'unité fonctionnelle C4-C5 extraite du modèle SM2S (*Spine model for safety and surgery*) développé par le groupe iLab Spine. Les propriétés matériaux des ligaments ont été définis par des courbes de contraintes et déformations non-linéaires tirées de la littérature. Des lois de rupture des ligaments et du disque intervertébral (DIV) basées sur la déformation maximale ont été ajoutées. Le modèle a été validé par rapport aux valeurs de forces et de moments à la rupture. Le modèle a ensuite été soumis à deux chargements jusqu'à la rupture : 1) flexion de 500 °/s puis 2) flexion de 500 °/s avec une compression de 0,2 m/s. Sous le chargement en flexion seul, les ligaments jaune (LJ) et interépineux (LIE) étaient les premiers rompus, suivi de la portion postérieure de l'anneaux fibreux, des ligaments supraépineux (LSE) et du ligament postérieur longitudinal (LPL). Sous le chargement en flexion-compression, la portion antérieure du DIV était la première structure lésée suivi de la portion postérieure du DIV. Ensuite, le LJ, le LIE et le LSE ont été rompus. Dans les deux cas, les ligaments capsulaires n'ont pas rompu ce qui suggère que des chargements différents sont nécessaires pour mener à leur blessure et à la subluxation ou la dislocation des facettes. Les résultats montrent aussi que le LPL est particulièrement résistant à la flexion et la flexion-compression.

L'atteinte du troisième sous-objectif (O3), mesurer la mobilité pré- et post-trauma sur sujets anatomiques complets après un impact dynamique à l'arrière de la tête, a été effectuée dans le cadre de la campagne expérimentale sur sujet anatomiques (O1). L'amplitude de rotation en flexion-extension de la tête et l'amplitude intervertébrale ont été mesurées avant et après l'impact sur quatre des sujets de la campagne en plaçant manuellement d'une position de rachis cervical neutre à une position maximale de flexion puis d'extension. Après l'impact, l'amplitude de rotation à la tête a augmentée de 35 à 75%. Les amplitudes de rotation en flexion-extension intervertébrales ont subi une augmentation de 44 à 151%. La mobilité globale ou intervertébrale initiale était plus faible pour les sujets avec des ostéophytes antérieurs. Les plus grandes augmentations d'amplitude de rotation intervertébrale correspondaient à des fractures de l'articulation des facettes ce qui souligne l'instabilité de ce type de blessure.

Le quatrième sous-objectif (O4) visait à quantifier la contribution des structures discoligamentaires postérieures à la stabilité spinale du rachis cervical en flexion. Pour ce faire, le MEF du rachis cervical SM2S (C2-T1) a d'abord été raffiné et calibré. Les propriétés matériaux des ligaments et des DIV ont été adaptés pour le segment cervical et le chargement quasi-statique. Ces propriétés ont ensuite été calibrées par rapport à la pression intradiscale et la rotation intervertébrale en flexion-extension sous un chargement en moment pur dans le plan sagittal ( $\pm 2$  Nm). Ensuite, une blessure des ligaments postérieurs (LSE, LIE et LJ) et une rupture transversale progressive du DIV (1/3 de la longueur antéro-postérieure du DIV, 2/3 puis une rupture complète) a été modélisée à trois niveaux (C2-C3, C4-C5 et C6-C7). La rupture des ligaments postérieurs a eu peu d'impact à C2-C3, mais a augmenté l'amplitude de



77 et 191% à C4-C5 et C6-C7 respectivement. À l'opposé, la rupture complète du DIV a eu un impact important au niveau C2-C3. Elle a généré une augmentation de l'amplitude de rotation de 181% à C2-C3 et une subluxation des facettes à ce niveau pour seulement 51 degrés de flexion entre C2 et T1. Cette étude suggère que ce type de blessures disco-ligamentaires, même sans l'atteinte des capsules ligaments, peut entraîner une instabilité du rachis cervical.

Pour répondre au cinquième objectif (O5), caractériser l'endommagement de la moelle épinière pour des blessures en flexion-distraction, le modèle de moelle épinière tirée de SM2S a été remaillé en éléments de type brique et sa géométrie et ses propriétés matériaux ont été améliorés. Le modèle a ensuite été vérifié par rapport aux déplacements relatifs entre la moelle et le canal et aux déformations principales dans la moelle en flexion-extension. Quatre combinaisons de blessures ont été testées au niveau C4-C5, C5-C6 et C6-C7. Ces combinaisons visaient à quantifier l'effet protecteur des diverses structures disco-ligamentaires postérieures et de représenter les blessures possibles lors de la flexion-distraction. D'abord, le LJ, le LIE et le LSE étaient systématiquement rompus. Les blessures investiguées incluaient la rupture transversale partielle ou complète du DIV, la rupture du LPL et la rupture des capsules ligamentaires. Après la modélisation des blessures, le modèle a été soumis à un moment pur dans le plan sagittal ( $\pm 2$  Nm). Les déformations principales et la contrainte de von Mises dans la substance blanche et la substance grise ont été calculées ainsi que la compression latérale et antéro-postérieure de la moelle épinière. En extension, les blessures investiguées n'ont eu que peu d'impact sur la moelle épinière. En flexion, la rupture complète du DIV et de tous les ligaments postérieurs à l'exception du LPL est la situation qui a générée les plus grandes contraintes de von Mises (47 à 66 kPa), les plus grandes déformations principales p1 (0,32 à 0,41 dans la substance blanche) et p3 (-0,78 à -0,96 dans la substance blanche) et la plus importante compression de la moelle épinière (35 à 48% dans la direction antéro-postérieure). Les patrons de déformations dans la moelle ont montré que le mécanisme lésionnel pour ces types de blessures lors de flexion post-trauma était une compression importante de la partie antérieure de la substance blanche au niveau lésé combiné à une tension dans la partie postérieure de la moelle. Les ligaments capsulaires ont été identifiées comme les structures les plus importantes pour la protection de la moelle épinière en flexion post-trauma suivi du DIV.

Ce projet doctoral a mis en évidence le lien entre les patrons de blessures disco-ligamentaire et l'instabilité clinique. L'hypothèse que les blessures en flexion-distraction sont causées par des forces de flexion-compression appliquées à la tête a également été démontrée et des données nouvelles de cinématique de la tête et du rachis cervical lors d'un impact à l'arrière de la tête ont été recueillies. Les résultats obtenus ont permis d'apporter des recommandations cliniques pour le diagnostic et le soin des patients avec des blessures au rachis cervical. Les connaissances acquises sur les mécanismes lésionnels permettront de guider la conception et l'évaluation de dispositifs de protection du rachis. L'accomplissement de cette thèse a aussi mené à l'amélioration d'outils numériques et expérimentaux qui pourront être utilisés pour approfondir l'étude des blessures du rachis et des blessures médullaires.

**Mots-clés** : rachis cervical; trauma; moelle épinière; biomécanique



## **Biomechanical study of injury mechanisms and spinal cord injury at the cervical spine**

Marie-Hélène BEAUSÉJOUR

### **ABSTRACT**

The cervical spine is an essential part of the human body responsible for the mobility and support of the head as well as the protection of the spinal cord. Flexion-distraction injuries are characterized by posterior disco-ligamentous injuries. They can lead to subluxation or dislocation of the articular facets and are among the most frequent injuries at the cervical spine. They also cause important neurological impairment. However, the injury mechanism leading to flexion-distraction injuries is still debated in the literature. Few experimental studies have been done specifically to reproduce this type of injuries. While disco-ligamentous injuries are recognized as unstable, there is little information on the contribution of the posterior structures to the post-traumatic spinal stability and the severity of neurological impairment following flexion-distraction injuries. Therefore, the objective of this thesis was to analyse the influence of the injury mechanism (loading conditions, vertebrae kinematics, injury patterns) on the instability (range of motion, relative intervertebral displacement) and on the spinal cord injury (spinal cord compression, von Mises stress, principal strains) in the context of flexion-distraction injuries. Thus, this work is divided into two parts: the traumatic behavior of the cervical spine leading to flexion-distraction injuries and the post-traumatic behavior of the cervical spine and the spinal cord.

To reach the first objective (O1), to characterize the head and cervical spine kinematics during a dynamic rear-head impact and the subsequent injuries, a test bench, composed of an adjustable seat and a horizontal impactor of 40 kg, was developed. This test bench was used in the context of an experimental campaign including six male post-mortem human subjects (PMHS) (82 to 96 years old). The PMHS were impacted at the rear of the head at 3,5 to 5,5 m/s with a posterior inclination of 0 to 25 degrees. The impactor was equipped with a triaxial load cell. Accelerometers were placed at the sternum, forehead, and mouth of the subjects. Screws were inserted into the cervical spine vertebrae and equipped with two markers to allow 3D tracking by stereography. Markers were also placed on the subjects' head and shoulder. The injuries due to the impact were assessed by computed tomography imaging and by dissection. The acceleration, impact force and head and cervical spine displacements curves during the impact were acquired. The six subjects sustained cervical spine injury. This study shows that flexion-compression loading applied to the head does lead to flexion-distraction injuries since four subjects sustained this type of injuries. Two of these subjects also had an articular facet fracture. The other two subjects suffered from a C2 fracture combined with a C1-C2 subluxation in one case. C6-C7 was the most often injured level and two subjects suffered from non-contiguous injuries. The presence of anterior osteophytes seemed to protect from upper cervical spine injuries and to protect the functional spinal units with osteophytic bridges. However, injuries were prone to occur at the spinal levels adjacent to the anterior osteophytes. Therefore, the presence of osteophytes influences the type and localisation of the injuries.

The second objective (O2), to characterize the injury mechanism in hyper-flexion and hyper-flexion combined with compression loadings, was achieved using a finite element model (FEM) of the C4-C5 functional spinal unit extracted from SM2S (Spine model for safety and surgery) which was developed by the research group iLab Spine. The ligaments material properties were defined by non-linear stress and strain curves taken from the literature. The curves toe-region were calibrated against functional spinal units' quasi-static flexion-extension curves. Maximal strain failure models were defined for the ligaments and the intervertebral disc (IVD). The model was validated against values of force and moment at failure. Then, the FEM was submitted to two types of loading up to failure: 1) flexion at 500 °/s and 2) flexion at 500 °/s with a compression of 0,2 m/s. Under flexion only, the ligamentum flavum (LF) and interspinous ligament (ISL) were ruptured first, followed by the posterior portion of the annulus, the supraspinous ligament (SSL) and the posterior longitudinal ligament (PLL). Under flexion-compression, the anterior part of the annulus was the first disrupted structure followed by the posterior part of the annulus. Then, the LF, ISL and SSL were ruptured. In both cases, the capsular ligaments (CL) were not ruptured. This suggests that different types of loading are necessary to cause their rupture and to cause the subluxation or dislocation of the articular facets. The results also show that the PLL is resistant to flexion and flexion-compression loading.

The achievement of the third objective (O3), to measure the pre and post-traumatic range of motion on PMHS following a rear-head dynamic impact, was attained during the experimental campaign on PMHS (O1). The head and intervertebral flexion-extension range of motion was measured before and after the impact on four subjects. The PMHS were filmed while motioned manually from a cervical spine neutral position to maximal flexion and then maximal extension. Following the impact, the head range of motion increased by 35 to 75 %. The intervertebral range of motion increased by 44 to 151 %. The global or intervertebral range of motion was lower for subjects with anterior osteophytes. Articular facets fracture created the most important increases in intervertebral range of motion highlighting the instability of this type of injury.

The fourth (O4) objective was to quantify the contribution of the posterior disco-ligamentous structures to the spinal stability of the cervical spine in flexion. First, the cervical spine FEM SM2S (C2-T1) was modified and calibrated. The material properties of the ligaments and IVD were adapted for the cervical spine and quasi-static loading conditions. The properties were calibrated against the intradiscal pressure and the intervertebral rotation in flexion-extension under pure flexion-extension moment loading ( $\pm 2$  Nm). Then, injury to the posterior ligaments (LF, ISL and SSL) was modeled followed by a progressive IVD transversal rupture (1/3 of the antero-posterior length, 2/3 and finally complete rupture). The injuries were modeled at three levels: C2-C3, C4-C5 and C6-C7. The results showed that the ligaments disruptions had little impact at C2-C3 but increased the range of motion by 77 and 191 % at C4-C5 and C6-C7 respectively. On the contrary, the IVD complete rupture had an important impact at C2-C3 increasing the range of motion by 181 % and leading to facets subluxation at only 51 degrees of C2-T1 flexion.

To reach the fifth objective (O5), to characterize the spinal cord injury following flexion-distraction injuries, the SM2S spinal cord FEM was remeshed by brick elements and its geometry and material properties were improved. The link between the spinal cord and the medullary canal was modeled by spring elements. The FEM was verified against results of relative displacements between the spinal cord and the canal and against spinal cord principal strains at flexion and extension. Four combinations of injuries were tested subsequently at C4-C5, C5-C6 and C6-C7. These combinations aimed to quantify the contribution of the posterior disco-ligamentous structures to the protection of the spinal cord and to represent the diversity of injuries possible for flexion-distraction injuries. First, the LF, ISL and SSL were systematically ruptured. The injuries tested included the complete or partial transversal IVD rupture, PLL rupture and CL rupture. After injury modeling, the FEM was submitted to a pure moment in the sagittal plane ( $\pm 2$  Nm). The principal strains and the von Mises stresses in the white and grey matters were measured as well as the lateral and antero-posterior compression of the spinal cord. In extension, the tested injuries had little impact on the spinal cord. In flexion, the complete rupture of the IVD combined with the rupture of all the posterior ligaments, excepted the PLL, was the situation leading to the highest von Mises stresses (47 to 66 kPa), the most extreme principal strains p1 (0.32 to 0.41 in the white matter) and p3 (-0.78 to -0.96 in the white matter) and the most important spinal cord compression (65 to 48 % in antero-posterior). The principal strains patterns in the spinal cord showed that the injury mechanism for these type of injuries during post-traumatic flexion, was an important compression of the anterior part of the white matter at the injured level combined with tension of the posterior part of the spinal cord. The CL followed by the IVD were identified as the most important structures for the protection of the spinal cord in post-traumatic flexion.

This research project has shown the relation between disco-ligamentous injury patterns and clinical instability. The hypothesis that flexion-distraction injuries are caused by flexion-compression loads applied to the head has also been demonstrated. New kinematic data for the head and the cervical spine during a rear-head impact were collected. The results from this thesis lead to clinical recommendations for the diagnostic and medical care of patients suffering from cervical spine injuries. The information acquired on the injury mechanisms will be useful for the development and evaluation of protective devices for the cervical spine. Finally, the realization of this thesis lead to improvement and development of numerical and experimental tools which will be used in the future to deepen our knowledge on spine trauma and spinal cord injury.

**Key words:** cervical spine; traumatology; spinal cord; biomechanics



## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	3
1.1 Biomécanique du rachis cervical .....	3
1.1.1 Anatomie du rachis cervical.....	3
1.1.1.1 Vertèbres .....	4
1.1.1.2 Disques intervertébraux .....	5
1.1.1.3 Ligaments.....	5
1.1.1.4 Système nerveux central .....	6
1.1.2 Mobilité du rachis .....	8
1.2 Traumatologie du rachis cervical.....	10
1.2.1 Épidémiologie.....	10
1.2.2 Classification des blessures.....	11
1.2.3 Mécanismes lésionnels.....	19
1.2.4 Instabilité clinique.....	16
1.3 Blessure médullaire.....	19
1.3.1 Classification de la blessure neurologique.....	23
1.3.2 Mécanismes des blessures neurologiques.....	25
1.3.3 Blessure secondaire.....	27
1.3.4 Diagnostic et soins .....	28
1.3.5 Seuil lésionnel.....	30
1.4 Études sur le trauma du rachis cervical.....	32
1.4.1 Études expérimentales .....	32
1.4.1.1 Études sur sujets volontaires et sujets anatomiques.....	33
1.4.1.2 Études sur spécimens tête-cou .....	34
1.4.1.3 Études sur segments ostéoligamentaires .....	38
1.4.1.4 Critères de blessures .....	40
1.4.1.5 Études sur la moelle épinière .....	42
1.4.2 Étude numérique de la blessure du rachis cervical .....	44
1.4.2.1 Reproduction d'accidents de véhicules motorisés .....	46
1.4.2.2 Simulation de trauma sur segments du rachis cervical .....	46
1.4.2.3 Simulations de blessures médullaires .....	48
CHAPITRE 2 HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS.....	53
2.1 Contexte de la problématique .....	53
2.2 Question et hypothèses de recherche .....	54
2.3 Objectifs.....	54
2.4 Organisation de la thèse .....	56
CHAPITRE 3 CERVICAL SPINE INJURY RESPONSE TO DIRECT REAR-HEAD DYNAMIC IMPACT .....	59

3.1	Avant-Propos .....	59
3.2	Abstract .....	60
3.3	Introduction.....	61
3.4	Methods.....	63
3.4.1	Preparation of post-mortem human subjects.....	63
3.4.2	Manual mobility evaluation and impact .....	63
3.4.3	Instrumentation and data analysis.....	65
3.5	Results.....	66
3.6	Discussion.....	72
3.7	Conclusion .....	76
3.8	Conflict of interest .....	76
3.9	Acknowledgments.....	76
CHAPITRE 4	CINÉMATIQUE DU RACHIS CERVICAL LORS D'IMPACT À L'ARRIÈRE DE LA TÊTE .....	77
4.1	Introduction.....	77
4.2	Méthodes.....	78
4.3	Résultats.....	83
4.4	Discussion.....	98
CHAPITRE 5	COMPARISON OF TWO INTERVERTEBRAL DISC FAILURE MODELS IN A NUMERICAL C4-C5 TRAUMA MODEL.....	105
5.1	Avant-propos.....	105
5.2	Abstract .....	106
5.3	Introduction.....	106
5.4	Methods.....	108
5.4.1	Finite Element Model .....	108
5.4.2	Failure Models .....	109
5.4.3	Loading Conditions.....	110
5.5	Results.....	111
5.5.1	Maximal Strain Model .....	112
5.5.2	Rupture Plane Defined by a Tied Interface.....	112
5.5.3	Without Intervertebral Disc Failure Model.....	113
5.6	Discussion .....	113
5.7	Conclusion .....	115
CHAPITRE 6	CONTRIBUTION OF INJURED POSTERIOR LIGAMENTOUS COMPLEX AND INTERVERTEBRAL DISC ON POST-TRAUMATIC INSTABILITY AT THE CERVICAL SPINE.....	117
6.1	Avant-propos.....	117
6.2	Abstract .....	118
6.3	Introduction.....	118
6.4	Materials and methods .....	120
6.4.1	Finite Element Model .....	120
6.4.2	Calibration of the Finite Element Model .....	123



6.4.3	Simulation of Posterior Ligamentous Complex and Intervertebral Disc Injury .....	123
6.5	Results.....	125
6.5.1	Calibration and Validation.....	125
6.5.2	Effect of Posterior Ligamentous Complex and Intervertebral Disc Injury.....	128
6.6	Discussion.....	132
6.7	Acknowledgments.....	136
CHAPITRE 7	NUMERICAL INVESTIGATION OF SPINAL CORD INJURY AFTER FLEXION-DISTRACTION INJURIES AT THE CERVICAL SPINE .....	137
7.1	Avant-Propos .....	137
7.2	Abstract.....	138
7.3	Introduction.....	139
7.4	Methods.....	141
7.4.1	Finite Element Model .....	141
7.4.2	Injury Modeling .....	145
7.4.3	Effects of Injury on the Spinal Cord.....	147
7.5	Results.....	148
7.6	Discussion.....	156
7.7	Conclusion .....	160
7.8	Funding .....	161
CHAPITRE 8	DISCUSSION GÉNÉRALE.....	163
8.1	Mécanisme lésionnel dynamique des blessures en flexion-distraktion.....	163
8.1.1	Mécanisme lésionnel global.....	164
8.1.2	Mécanisme lésionnel local .....	167
8.2	Instabilité spinale .....	174
8.2.1	Instabilité spinale sur sujets anatomiques complets après un impact dynamique à l'arrière de la tête.....	174
8.2.2	Instabilité spinale au rachis cervical après une résection progressive des structures disco-ligamentaires postérieurs.....	176
8.3	Mécanisme de blessure médullaire .....	179
8.4	Portée et perspectives de la thèse.....	184
CONCLUSION.....		189
ANNEXE I	SYNTHÈSE DE MODÈLES PAR ÉLÉMENTS FINIS DU RACHIS CERVICAL.....	193
ANNEXE II	VALIDATION GÉOMÉTRIQUE DU MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DU RACHIS CERVICAL SM2S .....	197
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....		203



## LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 1.1	Mobilité du segment C2-T1 .....	9
Tableau 1.2	Biomécanique et prévalence des quatre types de fractures.....	11
Tableau 1.3	Classification des blessures au rachis cervical.....	13
Tableau 1.4	Prévalence de chaque type de blessures selon la classification AO .....	14
Tableau 1.5	Fréquence des complications neurologiques pour chaque blessure selon la classification AO.....	14
Tableau 1.6	Description de la classification SLIC .....	15
Tableau 1.7	Mécanismes lésionnels au rachis cervical lors d'accidents de voitures.....	20
Tableau 1.8	Définition des cotes ASIA .....	24
Tableau 1.9	Synthèse des seuils lésionnels médullaires au niveau tissulaire .....	31
Tableau 1.10	Synthèse d'essais expérimentaux de blessures du rachis cervical pour spécimens de tête et rachis ostéoligamentaire .....	36
Tableau 1.11	Critères lésionnels pour le cou .....	41
Table 3.1	Impact conditions.....	65
Table 3.2	Trabecular bone density, anterior osteophytes and intervertebral disc average middle height .....	67
Table 3.3	Pre- and post-trauma flexion-extension global range of motion and head displacements during impact relative to the shoulders measured by markers tracking.....	70
Table 3.4	Peak accelerations during the impact for all the PMHS .....	72
Tableau 4.1	Niveaux spinaux d'insertion des vis selon les sujets .....	80
Tableau 4.2	Description des blessures identifiées pour chacun des sujets et la classification AOSpine correspondante .....	84
Tableau 4.3	Amplitude de rotation intervertébrale lors de l'impact.....	92

Tableau 4.4	Amplitude de déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact .....	96
Tableau 4.5	Amplitude de changement de longueur .....	97
Tableau 4.6	Vitesse maximale résultante des vertèbres lors de l'impact .....	98
Table 5.1	Finite element model material properties .....	109
Table 6.1	Material properties of intervertebral disc (Moonley-Rivlin Model).....	122
Table 7.1	Material properties of the finite element model structures .....	145
Table 7.2	Types of disco-ligamentous injury patterns .....	146
Table 7.3	Maximum von Mises stress in the spinal cord.....	156

## LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Vue latérale de la colonne vertébrale.....	4
Figure 1.2	Anatomie des vertèbres.....	4
Figure 1.3	Ligaments du rachis cervical .....	6
Figure 1.4	Anatomie de la moelle épinière .....	7
Figure 1.5	Classification de Magerl .....	13
Figure 1.6	Principaux mécanismes de blessures au rugby .....	22
Figure 1.7	Carte des zones spinales.....	25
Figure 1.8	Mécanismes lésionnels de la moelle épinière .....	27
Figure 2.1	Organisation du corps de la thèse .....	57
Figure 3.1	Test bench and subject instrumentation.....	64
Figure 3.2	Cervical spine contour of the subject after the impact.....	69
Figure 3.3	Load cell data at the impactor in A) the antero-posterior direction and B) the cranial-caudal direction.....	71
Figure 4.1	Vue antérieure des muscles du cou.....	79
Figure 4.2	Coupes tomographiques montrant le positionnement des gonds de vis sur un sujet (sujet #1) : a) coupe frontale, b) coupe sagittale .....	80
Figure 4.3	Positionnement des tiges et des marqueurs.....	81
Figure 4.4	Mobilité intervertébrale en flexion-extension pré- et post-trauma .....	85
Figure 4.5	Mobilité intervertébrale en flexion-extension pré-trauma selon les niveaux intervertébraux .....	86
Figure 4.6	Photos de l'impact du sujet #1 .....	87
Figure 4.7	Photos de l'impact du sujet #2 .....	87

Figure 4.8	Photos de l'impact du sujet #3 .....	87
Figure 4.9	Photos de l'impact du sujet #4 .....	88
Figure 4.10	Photos de l'impact du sujet #5 .....	88
Figure 4.11	Photos de l'impact du sujet #6 .....	88
Figure 4.12	Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #1	89
Figure 4.13	Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #2	90
Figure 4.14	Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #3	90
Figure 4.15	Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #5	91
Figure 4.16	Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #6	91
Figure 4.17	Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #1.....	93
Figure 4.18	Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #2.....	94
Figure 4.19	Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #3.....	94
Figure 4.20	Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #5.....	95
Figure 4.21	Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #6.....	95
Figure 5.1	C4-C5 Finite elements model .....	108
Figure 5.2	Intervertebral disc rupture plane .....	110
Figure 5.3	Disco-ligamentous structures disruption order in flexion and flexion compression for both intervertebral disc failure models.....	111
Figure 6.1	Finite element model of the cervical spine: a) complete C2-T1model and b) C5 vertebra with ligaments and intervetebral disc.....	121

Figure 6.2	Sagittal cross-section of the finite element model of the intervertebral disc posterior rupture at C6-C7: a) one-third rupture, b) two-thirds rupture and c) complete rupture.....	124
Figure 6.3	Comparison of functional spinal units response under flexion (positive) and extension (negative) of C2-T1 cervical segment with in vitro studies .....	126
Figure 6.4	Comparison of C2-T1 segment response under flexion (positive) and extension (negative) of C2-T1 cervical segment with in vitro studies ....	127
Figure 6.5	Intradiscal pressure in flexion at C3-C4 and C5-C6.....	128
Figure 6.6	Evolution of the functional spinal units range of motion at each injury level.....	129
Figure 6.7	Centroids position (mm) in flexion in the sagittal plane at all vertebral levels with and without posterior ligamentous complex and intervertebral disc injury .....	131
Figure 6.8	C2 and C3 at 2 Nm flexion: a) in non-traumatic (baseline) model and b) following posterior ligamentous complex and complete disc rupture	132
Figure 7.1	Cervical spine model, left: lateral view of the entire finite element model with boundary conditions, right: sagittal cross-section of a functional spinal unit.....	143
Figure 7.2	Central Nervous System, left: axial cross-section, right: lateral view of the left C6-C7 nerve root .....	144
Figure 7.3	Maximum and minimum principal strains .....	149
Figure 7.4	Relative antero-posterior displacements and superior-inferior displacements .....	150
Figure 7.5	Percentage of spinal cord compression at the injured functional spinal unit at 2 Nm flexion .....	151
Figure 7.6	Maximum principal strains p1 in spinal cord by sections at 2 Nm flexion .....	152
Figure 7.7	Minimum principal strains p3 in spinal cord by sections at 2 Nm flexion .....	153

Figure 7.8	Absolute maximal strain pattern from baseline model and injury models at level C4-C5.....	154
Figure 7.9	von Mises stress pattern for baseline model and injury models at level C4-C5.....	155
Figure 8.1	Valeurs à la rupture du modèle par rapport aux données expérimentales de la littérature, a) chargement en flexion, b) chargement en flexion-compression .....	171
Figure 8.2	Courbes de moment-rotation intervertébrales à 500 degrés par seconde	172
Figure 8.3	Moment-rotation du modèle SM2S sous un chargement de 1Nm a) en flexion latérale et b) en rotation axiale .....	178



## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Trois dimensions
AF	<i>Annulus fibrosus</i>
ALL	<i>Anterior longitudinal ligament</i>
AO	<i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen</i>
ASIA	<i>American spinal injury association</i>
CC	<i>Cervical collar</i>
CL	<i>Capsular ligament</i>
CT	<i>Computed tomography</i>
DIV	Disque intervertébral
FC	<i>Facet capsule</i>
FE	<i>Finite element</i>
FEM	<i>Finite element model</i>
FSU	<i>Functional spinal unit</i>
GHBMC	<i>Global Human Body Model Consortium</i>
HUMOS	<i>Human Model for Safety</i>
IDP	<i>Intradiscal pressure</i>
IRM	Imagerie par résonance magnétique
ISL	Interspinous ligament
IVD	Intervertebral disc
LAL	Ligament antérieur longitudinal
LC	Ligament capsulaire

## XXVI

LIE	Ligament interépineux
LF	<i>Ligamentum flavum</i>
LJ	Ligament jaune
LN	Ligament nuchal
LPL	Ligament postérieur longitudinal
LES	Ligament supraépineux
MEF	Modèle par élément fini
PMHS	<i>Post-mortem human subject</i>
PLC	<i>Posterior ligamentous complex</i>
PLL	<i>Posterior longitudinal ligament</i>
NL	<i>Nuchal ligament</i>
ROM	<i>Range of motion</i>
SCI	<i>Spinal cord injury</i>
SLIC	<i>Subaxial Cervical Spine Injury Classification</i>
SM2S	<i>Spine Model for Safety and Surgery</i>
THUMS	<i>Total Human Model for Safety</i>
TMBD	<i>Trabecular bone mineral density</i>

## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

### UNITÉS DE BASE

m	Mètre (unité de longueur)
mm	Millimètre (unité de longueur)
kg	Kilogramme (unité de masse)
°	Degrés (unité de rotation)
s	Seconde (unité de temps)
ms	Milliseconde (unité de temps)

---

### UNITÉS MÉCANIQUES

N	Newton (unité de force)
Nm	Newton-mètre (unité de moment)
MPa	Mégapascal (unité de contrainte)
kPa	Kilo pascal (unité de contrainte)
N/mm	Newton par millimètre (unité de rigidité)

#### Vitesse

m/s	Mètre par seconde
°/s	Degré par seconde

#### Accélération

m/s <sup>2</sup>	Mètre par seconde au carré
g	Accélération gravitationnelle

#### Masse volumique

kg/m <sup>3</sup>	Kilogramme par mètre cube
mg/cc	Milligramme par centimètre cube

---

### SYMBOLES MÉCANIQUES

M	Moment
My	Moment dans le plan sagittal
Mx	Moment dans le plan axial
Mz	Moment dans le plan frontal
F	Force
Fx	Force antéro-postérieure
Fy	Force latérale
Fz	Force axiale
X	Déplacement antéro-postérieur
Z	Déplacement cranio-caudal
Y	Déplacement latéral
p1	Première déformation principale
p3	Troisième déformation principale
a	Accélération
v	Vitesse
θ	Rotation



## INTRODUCTION

Le rachis cervical est une structure anatomique complexe dont les rôles de stabilisation de la tête et de protection de la moelle épinière sont essentiels. Les blessures au rachis cervical surviennent principalement lors de chutes ou d'accidents de la route (Hasler et al., 2011) et sont particulièrement sérieuses puisqu'elles entraînent de forts risques de paralysie et de décès. En fait, 34 % des traumatismes cervicaux entraînent des troubles neurologiques (Leucht, Fischer, Muhr, & Mueller, 2009). Ces troubles neurologiques ont un impact important sur la qualité de vie des individus touchés et entraînent des coûts importants pour le système de santé (Krueger, Noonan, Trenaman, Joshi, & Rivers, 2013). Le diagnostic clinique des lésions médullaires traumatiques est d'ailleurs difficile puisque la relation entre l'état du rachis cervical tel que visualisé par l'imagerie après le trauma et l'ampleur des troubles neurologiques du patient est complexe et méconnue.

De plus, comme le mécanisme de blessure est mal compris, la conception et la validation des dispositifs de protection (casque, protecteur de cou, protecteur dorsal, etc.) sont ardues et généralement empiriques. Une meilleure connaissance de la relation entre les conditions de chargement, le patron de blessures et l'endommagement de la moelle épinière pourrait permettre d'améliorer les méthodes de prévention et de traitement. En particulier, les blessures en flexion-distraktion, bien qu'elles soient parmi les plus fréquentes et les plus sévères au rachis cervical (Blauth, Mair, Schmid, Reinhold, & Rieger, 2007), ont été peu étudiées d'un point de vue biomécanique. L'objectif de cette thèse est donc d'analyser l'influence du mécanisme lésionnel sur l'instabilité et l'endommagement mécanique de la moelle épinière lors de blessures en flexion-distraktion. À cette fin, le projet de recherche s'intéresse au volet dynamique du traumatisme au niveau global (corps humain complet) dans le cadre d'une campagne expérimentale sur sujets anatomiques et au niveau local (une unité fonctionnelle soit deux vertèbres et un disque intervertébral) à l'aide d'un modèle par éléments finis du rachis cervical. Ce modèle numérique est par la suite raffiné et exploité pour étudier le volet post-traumatique et plus spécifiquement la stabilité du rachis et l'endommagement de la moelle après le trauma.

Cette thèse se divise en 8 chapitres. Premièrement, une revue de la littérature sur les traumatismes au rachis cervical est présentée. Le chapitre 2 vient énoncer la question de recherche et les objectifs de la thèse. Le chapitre 3 présente un article de recherche portant sur la réponse lésionnelle du rachis cervical à un impact dynamique à l'arrière de la tête et le chapitre 4 présente des données supplémentaires à cet article décrivant la cinématique intervertébrale lors de l'impact. Le chapitre 5 présente un article de conférence au sujet du mécanisme lésionnel local lors d'un chargement en flexion ou flexion-compression. Le chapitre 6 contient un article de recherche sur la contribution du disque intervertébral et des ligaments postérieurs sur la stabilité post-trauma du rachis cervical en flexion. Le chapitre 7 présente un article de recherche sur l'endommagement mécanique post-traumatique de la moelle épinière lors de flexion-extension après différentes blessures de type flexion-distraktion. Finalement, le chapitre 8 contient la discussion générale sur les limites, la portée et les recommandations cliniques et de protection apportées par les résultats de ce projet de recherche.

## **CHAPITRE 1**

### **REVUE DE LA LITTÉRATURE**

Ce chapitre est un résumé de la littérature portant sur les concepts principaux de ce projet de doctorat. La première partie concerne la biomécanique du rachis cervical et englobe une description de l'anatomie, du comportement mécanique des différentes structures du rachis cervical et une description de sa mobilité physiologique. La seconde partie porte sur la traumatologie du rachis cervical et la troisième partie sur les blessures médullaires. La quatrième et dernière partie est une synthèse d'études expérimentales et numériques effectuées sur les traumatismes au rachis cervical.

#### **1.1 Biomécanique du rachis cervical**

Cette première section de la revue de la littérature décrit l'anatomie du rachis cervical ainsi que les caractéristiques biomécaniques de ses différentes structures.

##### **1.1.1 Anatomie du rachis cervical**

La colonne vertébrale est composée de trois sections distinctes : la partie cervicale (7 vertèbres), la partie thoracique (12 vertèbres) et la partie lombaire (5 vertèbres) (Figure 1.1). Le rachis cervical possède un angle convexe antérieur dans le plan sagittal. Cette courbure de la colonne vertébrale lui offre une grande flexibilité et contribue à l'absorption des chocs (White & Panjabi, 1990). Le rachis cervical est essentiel dans le support et la mobilité de la tête.

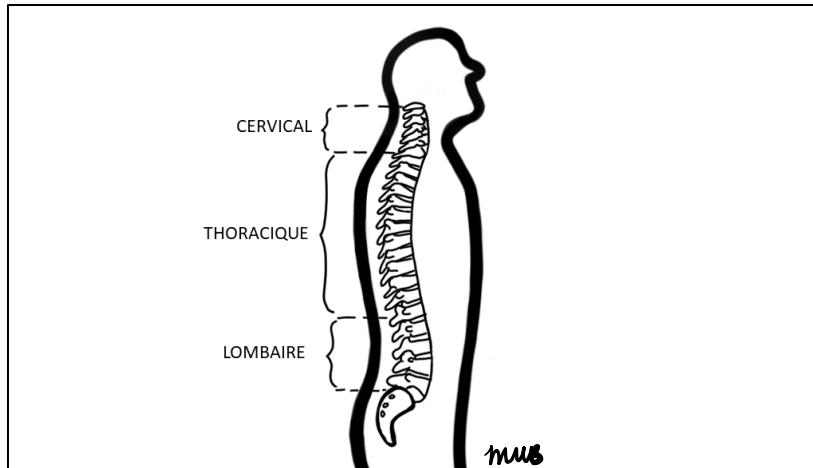


Figure 1.1 Vue latérale de la colonne vertébrale

### 1.1.1.1 Vertèbres

Les deux premières vertèbres du rachis cervical (C1 et C2) sont appelées l'axis et l'atlas et possèdent une forme distincte par rapport aux autres vertèbres (Netter & Scott, 2019) contrairement aux vertèbres C3 à L5 qui possèdent la même forme générale (Figure 1.2). Le canal médullaire formé par les corps vertébraux, les pédicules et les lames vertébrales permet le passage et la protection de la moelle épinière (White & Panjabi, 1990).

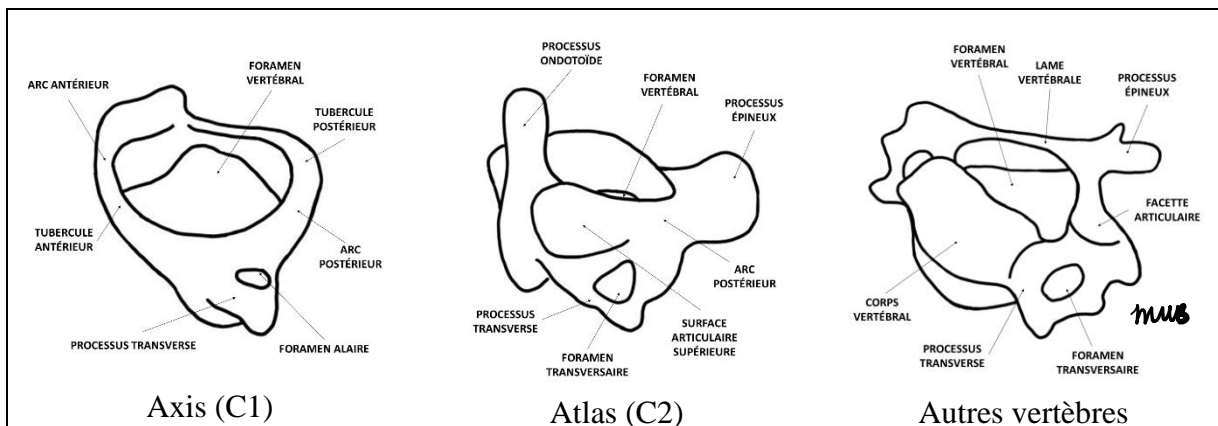


Figure 1.2 Anatomie des vertèbres



### 1.1.1.2 Disques intervertébraux

Les corps vertébraux de toutes les vertèbres, à l'exception de C1 et C2, sont liés par une structure souple nommée le disque intervertébral. Le disque intervertébral est un élément essentiel à la biomécanique de la colonne vertébrale. C'est une structure complexe qui est composée de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux. Son rôle est de permettre la mobilité du rachis et d'assurer la transmission de charges multidirectionnelles le long de la colonne. Son comportement mécanique est viscoélastique et poroélastique (Araújo, Peixinho, Pinho, & Claro, 2015). L'anneau fibreux est une structure lamellaire anisotrope et ses propriétés mécaniques sont variables selon la zone étudiée (Iatridis, Kumar, Foster, Weidenbaum, & Mow, 1999). Dans une étude *in vitro*, Skaggs et al. (1994) ont mesurés des variations du module de Young en tension de 60 à 140 MPa entre les zones antérieures et postérieures ou intérieures et extérieures de l'anneau pour des spécimens humains de disques lombaires. La zone postéro-latérale est significativement moins rigide ce qui pourrait expliquer la prédominance des lésions postérieures du disque observées en clinique (Green, Harle, & Harris, 1981 ; Taylor & Taylor, 1996).

### 1.1.1.3 Ligaments

Le rachis cervical possède plusieurs ligaments (Figure 1.3). Le rôle des ligaments spinaux est de restreindre le mouvement du rachis et donc de protéger la moelle épinière (White & Panjabi, 1990). Les ligaments spinaux sont constitués de fibres de collagène à l'intérieur d'une substance élastique. Les fibres forment un motif de zig-zag en position de repos. Lorsqu'un ligament est chargé en traction, une portion des fibres sont étirées. Les autres fibres conservent leur aspect plié. À la rupture du ligament, des failles se créent d'abord entre les groupes de fibres (Chazal et al., 1985). À cause de cette structure, les ligaments résistent principalement aux chargements en tension et de façon plus efficace lorsque le chargement a lieu dans le sens des fibres. Les ligaments cervicaux et lombaires possèdent la plus grande capacité d'étirement du rachis (Myklebust et al., 1988). En traction, les ligaments présentent un comportement non-linéaire. À faible déformation, les ligaments ne résistent que très peu au chargement, c'est ce qui est appelé la zone neutre du ligament. La rupture n'est pas subite, mais progressive. La

charge supportée par le ligament diminue progressivement après la charge ultime dû à l'échec successif des groupes de fibres de collagène dans le ligament (Mattucci, Moulton, Chandrashekar, & Cronin, 2012).

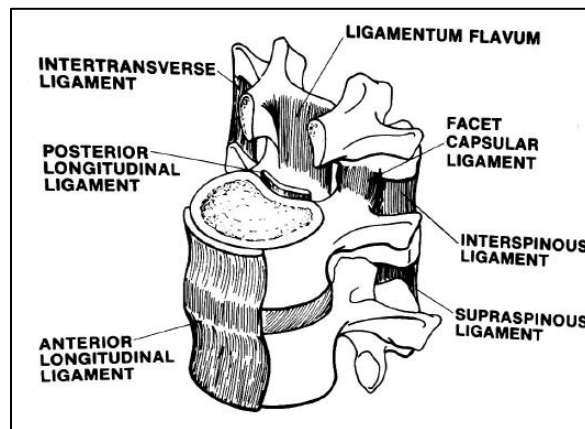


Figure 1.3 Ligaments du rachis cervical

Tirée de White et Panjabi (1990)

#### 1.1.1.4 Système nerveux central

Le système nerveux central est composé de la moelle épinière, du liquide céphalo-rachidien, des ligaments denticulés et de trois membranes qui recouvrent la moelle, soit la dure-mère, la pie-mère et l'espace arachnoïde (White & Panjabi, 1990). Les ligaments denticulés sont positionnés latéralement à la moelle entre les racines nerveuses dorsales et ventrales. Ils sont attachés à la dure-mère et à la pie-mère (Ceylan et al., 2012). Le liquide céphalo-rachidien, situé entre la dure-mère et la pie-mère, sert au transport d'hormones dans le système nerveux et évacue les déchets. Le liquide céphalo-rachidien a aussi un rôle mécanique puisqu'il contribue à la protection de la moelle (Léo Fradet, Arnoux, Callot, & Petit, 2016).

La moelle épinière a pour fonction de transmettre les informations motrices et sensorielles du cerveau au reste du corps et vice-versa. La moelle épinière est composée de la substance blanche et de la substance grise (Maynard et al., 1997) qui contiennent les neurones. Les neurones sont des cellules qui transmettent les influx nerveux. Elles sont composées d'un corps

cellulaire, d'un réseau de dendrites autour du corps cellulaire et d'un axone aussi appelée fibre nerveuse avec ses terminaisons. La substance blanche est située à la couche externe et contient les fibres nerveuses tandis que la substance grise est interne et contient les corps cellulaires des neurones et les dendrites (Peckham, 2003). La géométrie de la moelle épinière présente une forte variabilité interindividuelle (Léo Fradet, Arnoux, Ranjeva, Petit, & Callot, 2014). Afin d'accomplir ses fonctions neurologiques, la moelle épinière est divisée entre voies ascendantes et descendantes (Figure 1.4). Les voies descendantes sont responsables des fonctions motrices tandis que les voies ascendantes transmettent les informations sensorielles au cortex cérébral (Lee & Thumbikat, 2015). La vascularisation de la moelle épinière s'effectue principalement par une artère antérieure qui irrigue les deux tiers antérieurs de la moelle et par deux artères postérieures qui sont responsables du tiers postérieur de la moelle (Lee & Thumbikat, 2015).

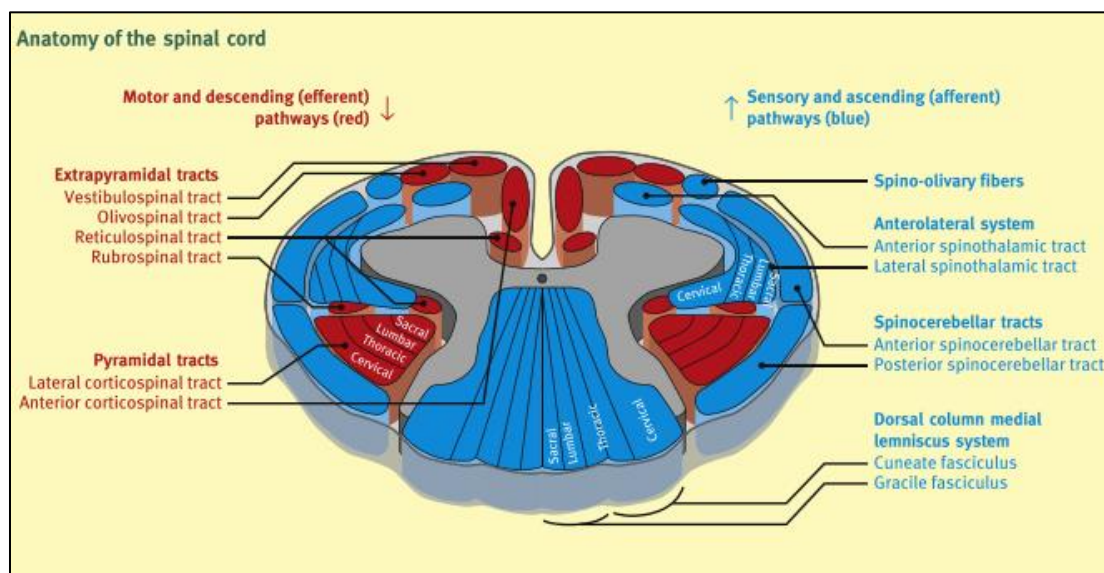


Figure 1.4 Anatomie de la moelle épinière

Tirée de Lee et Thumbikat (2015)

Les racines nerveuses, formées d'une partie dorsale et d'une partie ventrale, sont attachées à la dure-mère et passent ensuite par le foramen intervertébral pour se ramifier en nerfs périphériques qui sont distribués jusqu'aux extrémités du corps humain (White & Panjabi, 1990).

La moelle épinière démontre un comportement viscoélastique (Fradet, Cliche, Petit, Mac-Thiong, & Arnoux, 2016 ; Oakland, Wilcox, Hall, & Barton, 2002 ; Shetye et al., 2014), non linéaire (Fradet, Cliche, et al., 2016 ; Ichihara et al., 2001 ; Karimi, Shojaei, & Tehrani, 2017 ; Shetye et al., 2014) et anisotrope (Sparrey & Keaveny, 2011). Quelques études mécaniques seulement ont été faites sur la moelle épinière humaine en compression (Karimi et al., 2017) ou en traction (Bilston & Thibault, 1995 ; Mazuchowski & Thibault, 2003). D'autres études expérimentales ont utilisé des spécimens provenant d'animaux pour caractériser le comportement de la moelle épinière en compression (Galle, Ouyang, Shi, & Nauman, 2010 ; Nishida et al., 2020 ; Sparrey & Keaveny, 2011) ou en traction (Ichihara et al., 2001 ; Ichihara, Taguchi, Sakuramoto, Kawano, & Kawai, 2003 ; Oakland et al., 2002 ; Ratajczak, Malinowski, & Będziński, 2016). Le comportement post-mortem de la moelle épinière diffère de son comportement normal car la moelle se rigidifie au fil des heures suivant le sacrifice des spécimens (Oakland et al., 2002) ce qui rend difficile la caractérisation du comportement de la moelle épinière. Les propriétés recueillies sont également différentes entre les expérimentations in vivo et ex vivo probablement à cause du manque de vascularisation des tissus après leur extraction. Les spécimens ex vivo sont plus rigides et présentent une plus importante relaxation (Ramo, Shetye, et al., 2018). Le comportement de la pie-mère a également été identifié comme viscoélastique non-linéaire. La présence de la pie-mère contribuerait grandement à la rigidité de la moelle épinière (Ramo, Troyer, & Puttlitz, 2018).

### **1.1.2 Mobilité du rachis**

Les mouvements du rachis cervical sont l'inflexion latérale, la rotation axiale et la flexion et l'extension (White & Panjabi, 1990). Le Tableau 1.1 présente la mobilité pour les unités fonctionnelles de C2-C3 à C7-T1 dans les trois plans anatomiques. Une unité fonctionnelle est une structure composée d'un disque intervertébral et de deux vertèbres. Dans la colonne vertébrale, les mouvements dans un plan sont accompagnés de mouvements secondaires dans les autres plans anatomiques. Ce phénomène est nommé le couplage. Une modification des patrons de couplage peut être un signe de pathologie ou de blessure (Cook, Hegedus, Showalter, & Sizer, 2006). De plus, l'axe de rotation d'une unité fonctionnelle varie au cours

du mouvement, c'est pourquoi des études se sont intéressées à la caractérisation du centre équivalent de rotation des unités fonctionnelles (Amevo, Worth, & Bogduk, 1991 ; Bogduk, Amevo, & Percy, 1995).

Tableau 1.1 Mobilité du segment C2-T1

Adapté de White et Panjabi (1990)

	<b>Flexion-extension</b>		<b>Flexion latérale</b>		<b>Rotation axiale</b>	
	Amplitude de mouvement (degrés)	Angle représentatif (degrés)	Amplitude de mouvement (degrés)	Angle représentatif (degrés)	Amplitude de mouvement (degrés)	Angle représentatif (degrés)
C2-C3	5 – 16	10	11 – 20	10	0 – 10	3
C3-C4	7 – 26	15	9 – 15	11	3 – 10	7
C4-C5	13 – 29	20	0 – 16	11	1 – 12	7
C5-C6	13 – 29	20	0 – 16	8	2 – 12	7
C6-C7	6 - 26	17	0 – 17	7	2 - 10	6
C7-T1	4 – 7	9	0 – 17	4	0 – 7	2

Plus récemment, des travaux ont étudié la cinématique du segment cervical en flexion-extension (Nightingale et al., 2002, 2007 ; Wheeldon, Pintar, Knowles, & Yoganandan, 2006). Elles contrôlaient le moment appliqué et ont déterminé le comportement du rachis sous chargement quasi-statique tandis que Barker et al. (2014) ont mesuré instantanément le moment obtenu en contrôlant la rotation de leur spécimen. Dans cette étude expérimentale, Barker et al. (2014) ont testé, sur des spécimens humains de moins de 50 ans, l'impact du taux de chargement sur la mobilité des unités fonctionnelles (C2-C3 à C7-T1) en flexion et extension. Pour des faibles rotations (moins de 5°), le taux de chargement n'a pas eu d'effet significatif sur la cinématique du rachis. Étant donné qu'à de faibles rotations la force appliquée par les ligaments est faible, la réponse du segment est contrôlée par le disque. Le taux de chargement n'aurait donc d'effet qu'une fois la zone neutre des ligaments dépassée ce qui laisse croire que le disque est peu affecté par le taux de chargement du moins pour les taux

de chargement utilisés dans cette étude, soit 1 et 500°/s. Le comportement normal en flexion-extension de chaque unité fonctionnelle du rachis cervical ostéoligamentaire sous chargement quasi-statique ou dynamique est donc bien documenté.

## **1.2 Traumatologie du rachis cervical**

Cette section de la revue de la littérature porte sur la traumatologie du rachis cervical. Dans un premier temps, une revue de l'épidémiologie est présentée. Puis, diverses méthodologies de classification des blessures sont décrites. Les mécanismes lésionnels au rachis cervical tels que compris présentement pour les accidents sportifs et de la route sont ensuite discutés ainsi que le concept de l'instabilité clinique qui est crucial dans l'évaluation de la sévérité d'une blessure du rachis.

### **1.2.1 Épidémiologie**

Au Canada, il y a 41,79 victimes par million d'habitants de blessure médullaire par année chez les individus de 15 à 64 ans (Pickett, Campos-Benitez, Keller, & Duggal, 2006). Selon une étude européenne de 33 000 cas de traumatismes à la colonne vertébrale, 14 % des blessés ont subi des dommages neurologiques (Hasler et al., 2011). Les deux causes les plus fréquentes de blessures au rachis sont les chutes et les accidents de voitures (Hasler et al., 2011 ; Leucht et al., 2009 ; Pickett et al., 2006 ; Wagnac et al., 2019). Les groupes ayant le plus de chance de subir de telles blessures sont les jeunes hommes et les gens de plus de 60 ans (Pickett et al., 2006). Les personnes plus jeunes sont généralement blessées lors d'impacts à haute énergie et les personnes âgées lors d'impacts à faible énergie, mais dans leur cas la gravité de la blessure est aggravée par des pathologies spinales pré-existantes (Ahuja et al., 2017).

La majorité des blessures à la moelle épinière se situent au segment cervical du rachis (Hasler et al., 2011 ; Leucht et al., 2009 ; Pickett et al., 2006) et la majorité des paralysies complètes sont causées par des blessures au segment cervical (Leucht et al., 2009). Dans les cas de blessures médullaires traumatiques avec fractures vertébrales, le segment cervical est fréquemment touché (42,2 %) suivi de la jonction thoraco-lombaire (33 %) (Wagnac et al.,

2019). Pour ce qui est des accidents de la route en particulier, le segment cervical est le plus souvent touché dans les accidents de voitures tandis que le segment thoracique est le plus fréquemment atteint lors des accidents de motos et particulièrement au niveau de T7 (Robertson, Branfoot, Barlow, & Giannoudis, 2002). D'ailleurs, 77 % des blessures neurologiques dans le cadre d'accidents de voiture sont causées par une blessure au rachis cervical (Robertson et al., 2002).

### 1.2.2 Classification des blessures

Différentes classifications existent pour catégoriser les blessures au rachis. En 1983, une nouvelle classification des blessures du rachis est créée en se basant sur l'étude de 412 cas réels de blessures thoraco-lombaires. L'aspect innovant de cette classification est qu'elle divise le rachis en trois sections : 1) la colonne antérieure composée du ligament antérieur longitudinal (LAL), de la partie antérieure de l'anneau fibreux et de la partie antérieure du corps vertébral, 2) la colonne du milieu composée du ligament postérieur longitudinal (LPL), de l'anneau fibreux postérieur et de la partie postérieure du corps vertébral et 3) la colonne postérieure composée du complexe ligamentaire postérieur et du complexe osseux postérieur (Denis, 1983). La classification énumère également quatre types de fractures spinales : la compression, la fracture comminutive, la fracture de type *seat-belt* et la dislocation (Tableau 1.2).

Tableau 1.2 Biomécanique et prévalence des quatre types de fractures

Adapté de Denis et al. (1983)

Type de fracture	Biomécanique de la fracture	Prévalence (total de 412 cas)
Compression	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Rupture sous la compression de la colonne antérieure</li> <li>- La colonne du milieu reste intacte, mais agit comme une charnière</li> <li>- Pour les cas sévères, la colonne postérieure se rompt sous la tension</li> </ul>	197 cas

Tableau 1.2 Biomécanique et prévalence des quatre types de fractures

Adapté de Denis et al. (1983) (suite)

Type de fracture	Biomécanique de la fracture	Prévalence (total de 412 cas)
Comminutive	- Le corps vertébral cède sous la charge axiale - Rupture sous compression de la colonne antérieure et du milieu	59 cas
<i>Seat-belt</i>	- Rupture de la colonne postérieure et du milieu sous la tension. - Rupture partielle possible de la colonne antérieure sous compression et la colonne antérieure agit comme une charnière	8 cas
Dislocation	- Effondrement de chacune des trois colonnes sous compression, tension, rotation ou cisaillement	67 cas

Plus récemment, selon une classification adaptée de la classification AO pour les blessures thoraco-lombaires de Magerl (Magerl, Aebi, Gertzbein, Harms, & Nazarian, 1994) et basée sur l'étude de 448 cas, les blessures du rachis cervical ont été divisées en trois grandes catégories basées sur le mécanisme lésionnel soupçonné: type A (compression du corps vertébral), type B (blessure de l'élément antérieur et postérieur avec étirement) et type C (blessure de l'élément antérieur et postérieur avec rotation) (Blauth et al., 2007). Ces divers types sont définis dans le Tableau 1.3 pour le rachis cervical. Dans la classification AO, les blessures sont classées en ordre de sévérité selon les types (C étant le type de blessure le plus sévère) et à l'intérieur de chaque type (3 étant le sous-type le plus sévère) (Aebi, 2010). La Figure 1.5 présente les trois types principaux de blessure de façon schématique.



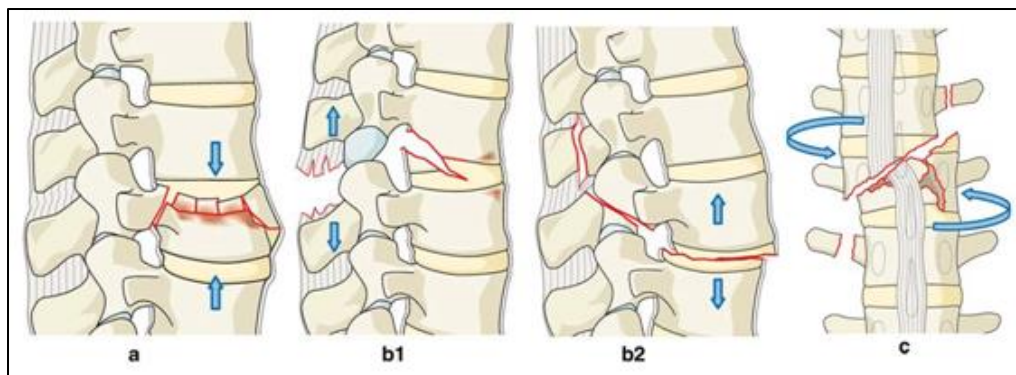


Figure 1.5 Classification de Magerl

Adaptée de Aebi (2010)

Tableau 1.3 Classification des blessures au rachis cervical

Adapté de Blauth et al. (2007)

Type		Sous-Groupe		Description
A	Compression du corps vertébral	A1	Fracture d'impaction	Pas de subluxation, la partie postérieure de la vertèbre demeure intacte et il y a possibilité d'affaissement d'une partie ou de l'entièreté de la vertèbre
		A2	Fracture avec déchirure ( <i>split</i> )	Le corps vertébral est divisé dans le plan sagittal et/ou coronal
		A3	Fracture de type comminutive ( <i>burst</i> )	Le corps vertébral se brise et des fragments d'os se détachent
B	Blessure de l'élément antérieur et postérieur avec étirement	B1	Rupture postérieure principalement ligamentaire	Rupture du complexe ligamentaire postérieur accompagnée de la rupture du disque avec ou sans fracture de la vertèbre
		B2	Rupture postérieure principalement osseuse	Rupture du complexe osseux postérieur accompagnée ou non de la rupture de la colonne du milieu, de la rupture du disque et/ou de la vertèbre
		B3	Rupture antérieure à travers le disque	Blessure en hyper-extension et cisaillement accompagnée de subluxation, de spondylose ou de dislocation postérieure

Tableau 1.3 Classification des blessures au rachis cervical

Adapté de Blauth et al. (2007) (suite)

Type		Sous-Groupe		Description
C	Blessure de l'élément antérieur et postérieur avec rotation	C1	Blessure de type A avec rotation	Blessure de type comminutive, fracture avec déchirure ou affaissement d'une partie du corps vertébrale
		C2	Blessure de type B avec rotation	Blessure en rotation accompagnée d'une blessure de type B1, B2 ou B3
		C3	Blessure de cisaillement en rotation	Fracture et séparation d'une partie du plateau vertébrale restant accrochée à la vertèbre adjacente, fracture oblique ou séparation totale

Selon cette étude, les blessures de type B1 et C2 sont les plus fréquentes et on observe qu'elles causent également un fort taux de troubles neurologiques, soit 61 et 62 % respectivement (Tableau 1.4, Tableau 1.5).

Tableau 1.4 Prévalence de chaque type de blessures selon la classification AO  
Tiré de Blauth et al. (2007)

	N=448	Total percentage	Percentage within the types
Type A	66	14.7%	
A1	13	2.9%	19.7%
A2	9	2.0%	13.7%
A3	44	9.8%	66.6%
Type B	197	43.9%	
B1	157	35.0%	79.7%
B2	4	0.9%	2.0%
B3	36	8.0%	18.3%
Type C	185	41.2%	
C1	0	0%	0%
C2	184	41.0%	99.5%
C3	1	0.2%	0.5%

Tableau 1.5 Fréquence des complications neurologiques pour chaque blessure selon la classification AO  
Tiré de Blauth et al. (2007)

Types and groups	Number of patients	Neurological deficit
Type A	(n = 66)	42.4%
A1	(n = 13)	15.3%
A2	(n = 9)	22.2%
A3	(n = 44)	54.5%
Type B	(n = 197)	64.4%
B1	(n = 157)	61.0%
B2	(n = 4)	75.0%
B3	(n = 36)	73.0%
Type C	(n = 185)	62.7%
C1	(n = 0)	0%
C2	(n = 184)	62.0%
C3	(n = 1)	100%
Total	(N=448)	60.7%

Cette classification AO a ensuite été modifiée et bonifiée pour ajouter entre autres des descriptions additionnelles sur l'état des facettes, le statut neurologique et autres états particuliers comme la hernie discale ou la présence d'une maladie osseuse (Vaccaro et al., 2016). Il est à noter que dans cette nouvelle édition de la classification, la blessure B1 représente une blessure postérieure en tension uniquement osseuse et la blessure B2 une lésion au complexe capsulo-ligamentaire postérieur, qu'elle soit principalement ligamentaire ou osseuse. Ce changement de numérotation reflète le fait que les cliniciens considèrent maintenant que les blessures postérieures touchant le complexe capsulo-ligamentaire postérieur sont plus sévères que les blessures postérieures uniquement osseuses. De façon alternative, la méthode de classification SLIC (*Subaxial Cervical Spine Injury Classification*) se concentre principalement sur la gravité de la blessure et non seulement sur le mécanisme lésionnel. Un grade de sévérité de la lésion est donné selon la morphologie de la lésion, l'intégrité du complexe disco-ligamentaire et le statut neurologique (Tableau 1.6) (Vaccaro et al. 2007).

Tableau 1.6 Description de la classification SLIC

Adapté de Vaccaro et al. (2007)

<b>Facteurs</b>
<b>Morphologie de la blessure</b> Normale (0 point) Compression (1 point), fracture comminutive (2 points) Distraction (exemple : facettes perchées, hyper-extension) (3 points) Rotation ou translation (4 points)
<b>Complexe disco-ligamentaire</b> Intact (0 point) État non déterminé (exemple : signaux IRM changés, écartement inter-épineux) (1 point) Atteint (exemple : espace discale augmentée, dislocation, facettes perchées) (2 points)
<b>Statut neurologique</b> Intact (0 point) Atteinte aux racines nerveuses (1 point) Blessure médullaire complète (2 points) Blessures médullaire incomplète (3 points) Avec compression continue de la moelle (+1 point)

En conclusion, les classifications des blessures au rachis cervical démontrent que **les blessures disco-ligamentaires même sans atteinte des structures osseuses sont considérées comme sévères**. Une attention particulière est portée dans les classifications modernes à l'état du complexe disco-ligamentaire et à l'état des facettes articulaires.

### 1.2.3 Instabilité clinique

L'instabilité clinique est l'incapacité du rachis à conserver sa mobilité naturelle ce qui peut entraîner des troubles neurologiques, des déformations et de la douleur (White & Panjabi, 1990). L'instabilité clinique a aussi été définie comme un état où le segment spinal effectue des déplacements anormalement grands en rotation ou en translation sous des chargements physiologiques (Panjabi, 1992 ; Teo & Ng, 2001) ou des mouvements inhabituels (Stokes & Frymoyer, 1987). C'est un facteur important dans la prise de décision chirurgicale pour une blessure au rachis. Précédemment, les blessures touchant la colonne du milieu ainsi que la colonne antérieure ou postérieure étaient considérées instables (Panjabi, 1987 ; Panjabi, Duranceau, Oxland, & Bowen, 1989). Les blessures instables au rachis cervical sont reliées à une atteinte neurologique plus importante que les blessures stables (Paquet et al., 2018), c'est pourquoi il est essentiel de déterminer si la blessure est stable.

La procédure standard lorsqu'une blessure spinale potentiellement instable est soupçonnée consiste à immobiliser la tête et la colonne vertébrale du patient lors du transport à l'hôpital (Ahuja et al., 2017) afin d'éviter des sollicitations supplémentaires qui pourraient aggraver l'état du patient (Theodore et al., 2013). Les collets cervicaux sont utilisés afin de maintenir l'alignement du rachis cervical (Sundstrøm, Asbjørnsen, Habiba, Sunde, & Wester, 2014). Le patient est ensuite allongé sur une planche d'immobilisation jumelée de blocs pour la tête et de sangles qui permettent de maintenir la stabilité du reste de la colonne (Nolte et al., 2019 ; Theodore et al., 2013). Des doutes ont été émis récemment sur l'efficacité des collets cervicaux. Des études ont mesuré la mobilité avec collet cervical sur des sujets sains (Engsberg et al., 2013 ; Hostler, Colburn, & Seitz, 2009 ; James, Riemann, Munkasy, & Joyner, 2004 ; Kim et al., 2018 ; Lebel, Chenel, Boulay, & Boissy, 2018) ou sur des spécimens cadavériques

avec une instabilité créée expérimentalement (Horodyski, DiPaola, Conrad, & Rehtine II, 2011 ; Prasarn et al., 2012 ; Rehtine, Del Rossi, Conrad, & Horodyski, 2004 ; Richter, Wilke, Kluger, Claes, & Puhl, 2000 ; Rossi, Heffernan, Horodyski, & Rehtine, 2004). Selon les conditions étudiées, une importante mobilité persiste malgré le port du collet cervical. Aussi, le port du collet cervical n'est pas suffisant pour réduire la mobilité de façon significative dans le cas des modèles cadavériques rendus instables (Horodyski et al., 2011 ; Rehtine et al., 2004 ; Richter et al., 2000 ; Rossi et al., 2004). De plus, il y a présentement peu de données pour démontrer que le port du collet cervical permet de diminuer de façon significative les troubles neurologiques du patient (Lin et al., 2011 ; Sundstrøm et al., 2014 ; Theodore et al., 2013). D'ailleurs, Liao et al. (2018) ont démontré que l'application d'un collier cervical sur des spécimens cadavériques avec une instabilité générée dans le rachis cervical supérieur causait une compression significative de la dure-mère.

Les structures disco-ligamentaires sont importantes pour la stabilité mécanique du rachis cervical (Izzo et al., 2019). Diverses études ont été effectuées pour établir un lien entre l'état des structures et la stabilité du rachis. Au niveau lombaire, Heuer et al. (2007a) et Heuer et al. (2007b) ont évalué l'impact d'une blessure séquentielle au ligament supraépineux (LSE), ligament interépineux (LIE), au *ligamentum flavum* (LF), aux ligaments capsulaires (LC), aux lames vertébrales, au LPL, au LAL et au noyau sur des spécimens de L4-L5 sur la pression intradiscale, le déplacement en translation des vertèbres et la mobilité angulaire dans les trois axes anatomiques. Au rachis cervical, des études effectuant une résection progressive des structures postérieures (les ligaments LSE, LIE, LF, LPL, LC et les facettes) et analysant la mobilité à chaque étape ont été effectuées sur des spécimens ostéoligamentaires (Goel, Clark, McGowan, & Goyal, 1984 ; Hartman et al., 2016). Goel et al. (1984) ont conclu que les CL était primordiaux dans la stabilité des mouvements dans tous les plans anatomiques à l'exception de l'extension tandis que les résultats de Hartman et al. (2016) démontrait que le LF était la structure la plus importante pour la stabilité en flexion, cependant le moment appliqué dans ces deux études était très différent, soit 0,3 Nm par rapport à 2,5 Nm. Ce type d'étude a également été fait pour une blessure séquentielle des structures disco-ligamentaires de l'antérieur au postérieur (Richter et al., 2000). De façon alternative, dans l'une des premières

études mécaniques sur l'instabilité, White et al. (1975) ont appliqué une charge constante en flexion ou en extension sur une unité fonctionnelle cervicale et effectué une résection progressive des structures disco-ligamentaires de l'antérieur au postérieur ou du postérieur à l'antérieur jusqu'à la rupture du segment. En flexion, la rotation de l'unité fonctionnelle a augmenté à chaque nouvelle structure retirée, mais la rupture n'a eu lieu qu'à la rupture du LPL. Dans une étude sur modèle cadavérique entier, Brown et al. (2005) ont effectué, au niveau C4-C5, la résection graduelle des structures de la colonne postérieure : LN, LEP, LF, la capsule droite, la capsule gauche, la facette droite, la facette gauche et finalement le LPL. En observant l'amplitude de mouvement intervertébral au niveau de la blessure par radiographie, seul l'état final de la lésion a permis de détecter une anomalie de manière significative. Des études ont aussi reproduit des dislocations unilatérales ou bilatérales des facettes pour analyser l'instabilité de ces blessures (Caravaggi et al., 2017 ; Crawford et al., 2002 ; Nadeau et al., 2012 ; Rasoulinejad et al., 2012) et Zdeblick et al. (1993) ont évalué l'effet d'une dissection progressive de la capsule des facettes sur l'amplitude de mobilité dans les trois plans anatomiques.

D'autres auteurs ont choisi de créer des blessures disco-ligamentaires en reproduisant d'abord un accident plutôt que de sectionner les structures manuellement. Pearson et al. (2005) ont soumis des spécimens (C0-T1) à des impacts expérimentaux frontaux sur chariot. Ils ont ensuite mesuré la zone neutre et l'amplitude de mouvement en flexion et extension et comparé ces résultats aux résultats pré-impact. Les tests ont démontré que C4-C5 et C6-C7 étaient les niveaux les plus affectés. Les auteurs relient ces lésions à un mécanisme d'hyper-flexion de l'unité fonctionnelle. La zone neutre était plus affectée par le trauma que l'amplitude de mouvement. D'autres études in vitro ont aussi étudié l'impact de blessures ligamentaires au rachis cervical après une blessure du coup du lapin reproduite expérimentalement sur des modèles de rachis cervicaux (Ivancic, Sha, Lawrence, & Mo, 2010 ; Panjabi, Nibu, & Cholewicki, 1998).

Certaines études ont également été effectuées sur des spécimens animaux. De Vries (2012) ont effectué une résection séquentielle du postérieur à l'antérieur sur des spécimens de rachis

cervical de chèvres et conclu que les facettes et les ligaments capsulaires étaient les structures les plus importantes dans le maintien de la stabilité similairement aux études sur spécimens humains. Panjabi et al. (1989) ont reproduit des impacts à hautes vitesses en flexion-compression, extension-compression et compression sur des spécimens porcins de deux unités fonctionnelles et ont ensuite évalué l'instabilité des spécimens en mesurant l'amplitude de mobilité dans les trois plans anatomiques après le trauma ce qui n'a pas été fait jusqu'à présent sur spécimens humains. Cependant, l'article ne discute pas du lien entre les patrons de blessures observés et l'instabilité du segment.

En bref, **l'instabilité est un facteur important dans le pronostic d'une blessure du rachis cervical et le choix du traitement adéquat.** Le port des collets cervicaux vise à compenser cette instabilité potentielle en attente de l'évaluation clinique ou de la chirurgie, cependant leur efficacité n'a pas été prouvée. La majorité des études biomécaniques ont évalué l'instabilité en retirant les structures de façon séquentielles et peu d'études ont évalué l'instabilité après une simulation de blessure. Une simulation de blessure entraînerait potentiellement des patrons de blessures différents de ceux qui ont été testés jusqu'à présent. La structure disco-ligamentaire la plus importante dans la stabilité en flexion varie selon le protocole expérimental utilisé. **La majorité des études utilise des spécimens d'une seule unité fonctionnelle ce qui crée des conditions frontières artificielles sur le segment et affecte le centre de rotation du segment.** Finalement, malgré l'importance reconnue du disque intervertébral dans la stabilité, **aucune étude n'a évalué l'effet d'une rupture transversale postérieure du disque.**

#### 1.2.4 Mécanismes lésionnels

Les blessures au rachis cervical peuvent être causées par divers types d'accidents : accidents de voitures, accidents de motocyclettes et accidents sportifs. Le mécanisme de distraction est le plus fréquent dans les cas de fractures vertébrales au niveau cervical (Wagnac et al., 2019). Le Tableau 1.7 présente les mécanismes lésionnels tels que présentement tel que définis par Ivancic (2016) lors d'accidents de voiture par impact provenant de diverses directions.

Tableau 1.7 Mécanismes lésionnels au rachis cervical lors d'accidents de voitures

Type d'impact	Description du mécanisme lésionnel
Impact arrière	Le véhicule et le siège accélère vers l'avant. L'inertie du torse entraîne un chargement du tronc sur le siège résultant en l'aplatissement de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire. L'inertie de la tête cause un déplacement de celle-ci vers l'arrière par rapport au torse. Le rachis cervical se retrouve en position de « S », c'est-à-dire que la partie supérieure du rachis cervical est en flexion et la partie inférieure du rachis cervical est en hyper-extension.
Impact frontal	Le véhicule et le siège décélère abruptement. Le tronc se retrouve poussé vers l'avant. La tête se retrouve projeté plus en antérieur que le torse. Le rachis cervical se retrouve en position de « S » inversée, c'est-à-dire que le rachis supérieur est en extension et le rachis cervical inférieur en flexion. Généralement, la flexion est plus importante aux niveaux C7-T1 et C5-C6.
Impact latéral	Le véhicule et le siège accélère latéralement. La tête, le cou et le torse se retrouvent déplacés latéralement vers le côté de l'impact. Étant donné la structure d'une voiture, plus d'énergie est transmise au passager lors d'un impact latéral. Un déplacement du rachis en « S » est également observé dans le plan frontal.

Un mécanisme important lors des accidents de la route est le phénomène du coup du lapin ou *whiplash*. Lors du coup du lapin, à cause de l'inertie du torse, le déplacement dynamique de la tête dû à la décélération du véhicule amène le cou en position de « S » où une partie du rachis cervical se retrouve en flexion tandis que l'autre partie se retrouve en extension ou alors en inflexion latérale dans des directions opposées (Ivancic, 2016). Le coup du lapin est une blessure chronique ou aigue dont les symptômes sont des douleurs au cou, à l'épaule ou au dos, des maux de tête et vertiges. Ce type de blessure est généralement causé par un impact



arrière lors d'un accident de voiture (Siegmund, Winkelstein, Ivancic, Svensson, & Vasavada, 2009).

Le type de blessures subit lors d'un accident de voiture dépend de plusieurs facteurs comme l'âge, le sexe, la morphologie, les conditions médicales préexistantes, la position lors de l'impact, la position de la ceinture et de l'appui tête ainsi que les conditions d'impact comme la vitesse et l'orientation (Ivancic, 2016).

Les blessures au rachis cervical peuvent également être causées par un chargement direct à la tête, par exemple lors de chutes ou d'accidents dans la pratique d'un sport. Le rugby, entre autres, est un sport où les blessures au cou sont assez fréquentes et ont des conséquences très sévères (Kuster, Gibson, Abboud, & Drew, 2012). Deux mécanismes lésionnels principaux ont été identifiés dans la pratique du rugby, soit l'hyper-flexion lors des mêlées et le flambage axial lors des techniques de plaquages (Dennison, Macri, & Cripton, 2012). L'hyper-flexion est caractérisée par une flexion non physiologique de la tête et elle est causée par des forces postérieures poussant la tête vers l'antérieur. Le flambage axial est causé par un impact de la tête au sol qui pousse le cou dans une forme en « C » ou en « S » (Figure 1.6) (Dennison et al., 2012). Le flambage axial peut mener à la dislocation bilatérale des facettes et les segments C4-C5 et C5-C6 sont les plus fréquemment touchés (Kuster et al., 2012). La dislocation a longtemps été associée à un mécanisme de flexion avec potentiellement une faible force en compression (White & Panjabi, 1990). Cependant cette pensée a récemment été remise en question. Nightingale et al. (2019) soutiennent que la compression et le flambage en compression du rachis cervical seraient les principaux mécanismes lésionnels de la dislocation. Similairement, King (2018) soutient que la compression-flexion est le mécanisme le plus fréquent lors de blessures sportives au rachis cervical dû à une manœuvre de plaquage ou le contact de la tête avec le sol. La blessure est donc causée par l'inertie du corps suivant le cou et la tête lors de l'arrêt brusque de la tête.

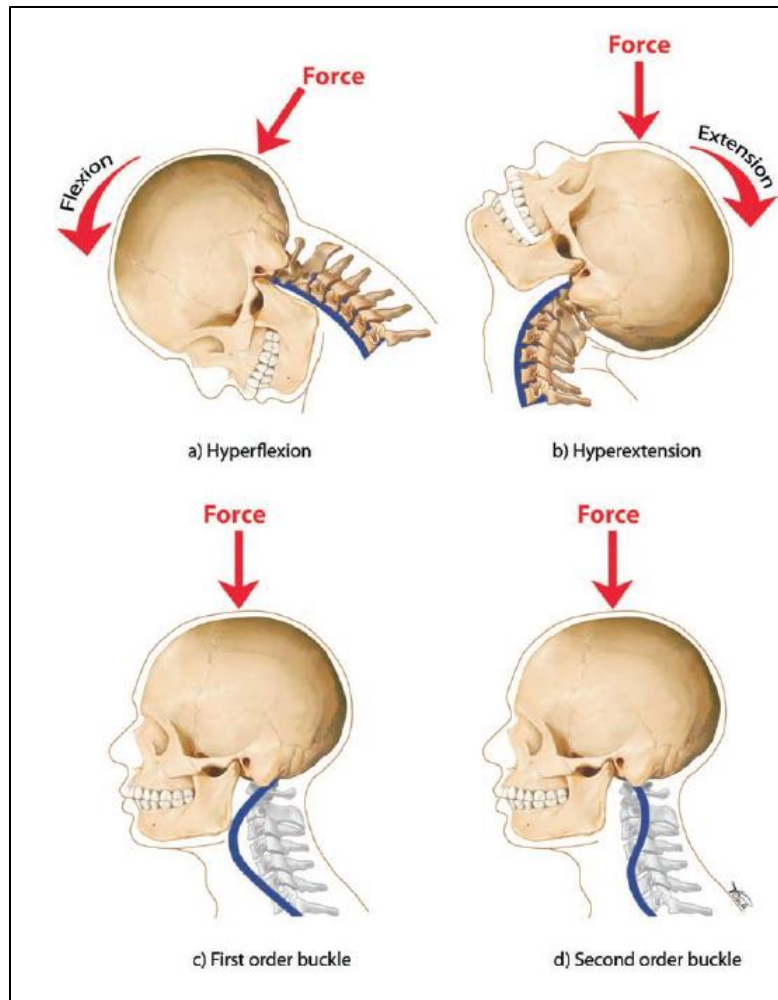


Figure 1.6 Principaux mécanismes de blessures au rugby  
Tirée de Dennison et al. (2012)

Avec une analyse multi-corps et un modèle musculosquelettique spécifique aux joueurs de rugby, Cazzola et al. (2017) ont observé, lors de pratiques de mêlée avec machine, que le cou, initialement en extension, fléchissait et s'aplatissait. Leur analyse des efforts aux articulations identifie un mécanisme de distraction du rachis cervical lors de la mêlée. Une autre analyse multi-corps des techniques de tacles au rugby (Tierney & Simms, 2017) a observé que les tacles au haut du corps produisaient de plus grandes amplitudes de rotation de la tête et des mouvements en hyperflexion et coup du lapin chez le porteur du ballon par rapport au tacle au bas du corps.

Donc, les blessures au rachis cervical sont généralement causées par des forces transmises par la décélération du tronc, généralement lors d'un accident de voiture, ou par des forces appliquées directement à la tête. Dans ces deux situations, **c'est le flambage du rachis qui a été ciblé comme le phénomène le plus dangereux pour l'intégrité des structures discoligamentaires**. Le flambage du rachis pourrait également entraîner la dislocation d'un niveau vertébral ce qui est une situation qui entraîne une compression importante de la moelle épinière.

### **1.3 Blessure médullaire**

Cette section de la revue de la littérature porte sur la blessure médullaire. La classification de la blessure neurologique, les mécanismes connus entraînant des troubles neurologiques et les phénomènes reliés à la blessure secondaire sont exposés. Puis, une description sommaire de la prise en charge du blessé médullaire est présentée. Finalement, une synthèse des études ayant été menées pour déterminer un seuil lésionnel à la moelle épinière est exposée.

#### **1.3.1 Classification de la blessure neurologique**

L'endommagement post-traumatique de la moelle épinière ou des racines nerveuses ou l'endommagement causé par une dégénérescence pathologique peut entraîner des troubles neurologiques, c'est-à-dire des dysfonctionnements moteurs ou sensoriels. La blessure neurologique est communément décrite par la classification ASIA. La classification est composée de cinq niveaux de gravité de blessure : A, B, C, D et E (Tableau 1.8)

Tableau 1.8 Définition des cotes ASIA

Adapté de Maynard et al. (1997)

<b>Cote ASIA</b>	<b>Définition</b>
A	Complète ; Aucune fonction motrice ou sensorielle préservée au segment S4-S5
B	Incomplète ; Aucune fonction motrice préservée sous le niveau atteint incluant le segment S4-S5, mais la fonction sensorielle est préservée
C	Incomplète ; La fonction motrice est préservée sous le niveau atteint et plus de la moitié des muscles clés sous le niveau atteint ont une cote musculaire plus petite que 3
D	Incomplète ; La fonction motrice est préservée sous le niveau atteint et au moins la moitié des muscles clés sous le niveau atteint ont une cote musculaire plus grande que 3
E	Normal ; activité motrice et sensorielle normale

La gravité de la blessure dépend entre autres du niveau spinal où se trouve la lésion. Le niveau spinal neurologique atteint peut être déterminé selon les zones du corps qui maintiennent une fonction sensorielle et motrice normale (Figure 1.7).

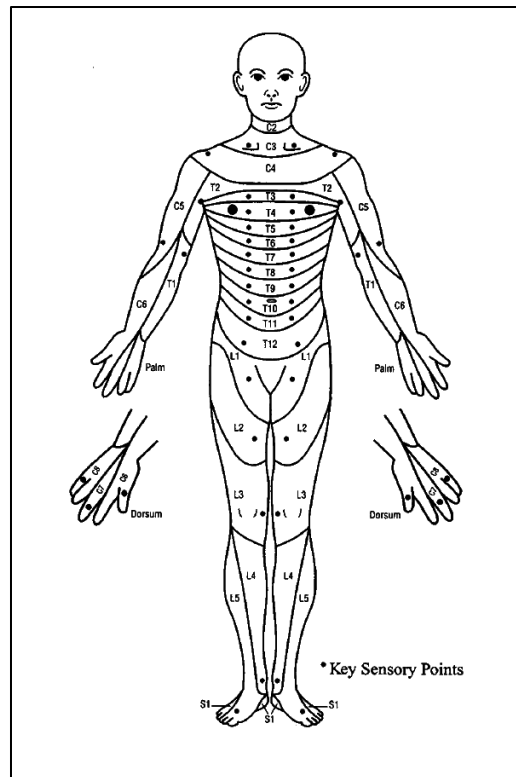


Figure 1.7 Carte des zones spinales  
neurologiques

Tirée de Maynard et al. (1997)

### 1.3.2 Mécanismes des blessures neurologiques

Oyinbo (2011) décrit quatre mécanismes menant à la blessure neurologique : 1) impact et compression continue, 2) impact et compression temporaire, 3) distraction et 4) lacération ou transection. Les blessures neurologiques par hyper-flexion découleraient de la traction excessive de la moelle épinière (Atesok et al., 2018). L'orientation des vaisseaux sanguins dans la moelle épinière fait qu'ils peuvent être étirés et comprimés par une force antéro-postérieure. En conséquence, les déplacements antérieurs ou postérieurs anormaux des vertèbres sont les plus à risques de causer des dommages aux vaisseaux sanguins et donc à la moelle (White & Panjabi, 1990). Lors d'une distraction de la moelle, deux mécanismes ont été ciblés comme causes possibles de la blessure médullaire : 1) blessure mécanique des tissus de la moelle lors

de la distraction et 2) endommagement des vaisseaux sanguins causant une ischémie de la moelle (Wu et al., 2017). L'hémorragie ainsi que l'endommagement des membranes cellulaires sont des mécanismes importants de la blessure médullaire et sont corrélés avec le développement de troubles neurologiques (Choo et al., 2007).

Présentement, le lien entre le déplacement des vertèbres lors du trauma et la sollicitation mécanique de la moelle épinière n'est pas bien défini. Par exemple, dans le cas de dislocation des facettes, ça n'a pas été déterminé si la moelle est gravement affectée parce qu'elle est sensible aux contraintes générées par la dislocation, soit des contraintes en cisaillement, ou si la moelle est principalement blessée lors des chargements qui cause la dislocation du segment (Mattucci et al., 2019). Hilton et al. (2017) soulèvent que le type de chargement soit contusion, distraction ou dislocation (Figure 1.8) affecte les conséquences neurologiques de la blessure. La contusion et la dislocation produisent principalement des lésions centrales à la substance grise par rapport aux blessures en distraction. Les fractures vertébrales en distraction ou torsion axiale produisent des blessures neurologiques de type A selon la classification AO dans 65,6 % des cas ou de type B dans 51,5 % des cas (Wagnac et al., 2019).

Diverses études *in vivo* ont été menées pour analyser les mécanismes de lésions médullaires et en particulier la contusion et la dislocation. Bhatnagar et al. (2016) ont effectué des essais *in vivo* de dislocation à C5-C6 et de contusion dorsale sur des rats et ont analysé les déformations de la moelle à l'aide de l'imagerie à résonance magnétique. Pour les cas de dislocation, les auteurs ont observé une bande de déformation en tension s'étendant à partir du centre de la moelle dans le plan transversal au niveau de la dislocation. Pour les cas de contusion, une zone de déformation en compression était présente au niveau de l'impacteur et s'étendait jusqu'à la zone ventrale de la moelle. Choo et al. (2007) ont aussi testé sur des rats l'effet de blessure en contusion, dislocation et flexion-distraction dans la moelle. L'analyse histologique post-mortem a montré que les différents types de blessures menaient à des patrons différents d'endommagement des membranes cellulaires. La blessure en contusion a causé des endommagements localisés des membranes cellulaires au niveau de l'impact, tandis que la zone endommagée est plus grande pour les blessures en fracture-dislocation et flexion-

distraction avec un endommagement plus important dans la partie rostrale de la moelle (Choo et al., 2007).

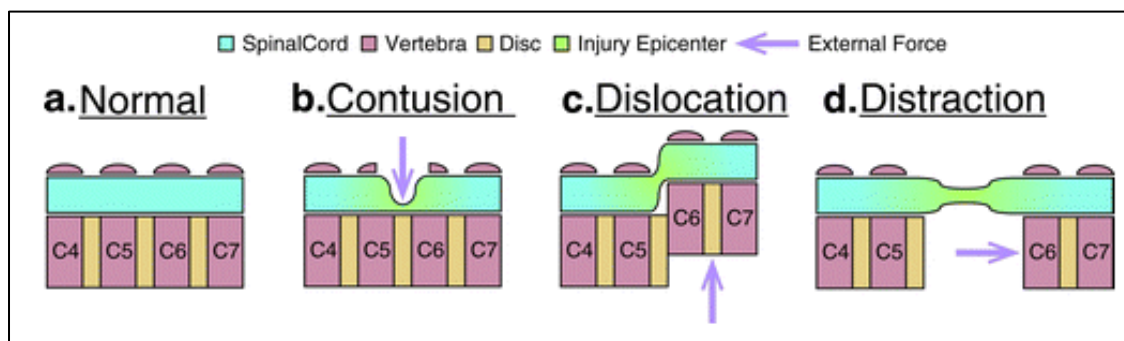


Figure 1.8 Mécanismes lésionnels de la moelle épinière

Tirée de Chen et al. (2015)

Donc, les différents types de sollicitations mécaniques de la moelle épinière nuisent à l'intégrité de la moelle de façon différentes. Certains chargements sont plus susceptibles d'entraîner des troubles neurologiques importants étant donné la structure macroscopique et microscopique de la moelle épinière. Cependant, **il existe peu d'information sur le lien entre les chargements subits par le rachis et les chargements transmis à la moelle épinière.**

### 1.3.3 Blessure secondaire

La blessure neurologique primaire survient comme conséquence directe du trauma lorsque la moelle subit des contraintes ou des déformations. La blessure secondaire quant à elle se développe après le trauma. Elle est causée par plusieurs facteurs comme l'hémorragie, l'ischémie ou la présence d'œdème (Bailes, Petschauer, Guskiewicz, & Marano, 2007) et elle est le résultat d'un enchaînement d'évènements vasculaires, cellulaires et biochimiques qui débutent dès le trauma initial (Oyinbo, 2011). Elle peut être aggravée par le délai d'intervention ou par le transport du patient (Engsberg et al., 2013). Les premiers changements suivant le trauma sont liés à l'hémorragie et à l'œdème et leurs sévérités dépendent de la force de l'impact initial (White & Panjabi, 1990).

Une étude sur les animaux a démontré que le temps de compression de la moelle épinière est un facteur déterminant pour la sévérité de la blessure médullaire ce qui pourrait être relié à l'ischémie (Carlson, Gorden, Oliff, Pillai, & LaManna, 2003). Owen et al. (1988) ont mesuré une perte du potentiel évoqué somatosensoriel et moteur après 14 minutes de blocage de l'alimentation en sang de la moelle. Il est généralement recommandé d'effectuer la décompression chirurgicale rapidement pour limiter la détérioration des troubles neurologiques (Fehlings & Perrin, 2006). La réponse inflammatoire a aussi un grand impact sur la blessure secondaire et persiste de la blessure initiale jusqu'à quelques mois après l'accident (Oyinbo, 2011). Le mécanisme lésionnel a également un impact sur le développement de la blessure secondaire. Par exemple, la réponse inflammatoire et la dégénération des axones sont plus importantes, trois heures après le trauma, pour une blessure en dislocation par rapport à une blessure en contusion (Choo, Liu, Dvorak, Tetzlaff, & Oxland, 2008). Cependant, **le lien entre l'instabilité du rachis et le développement de la blessure secondaire a été peu étudié** dû au problème de conservation des propriétés mécaniques de la moelle épinière in vitro et au faible nombre de modèles numériques de la moelle épinière existants.

#### 1.3.4 Diagnostic et soins

Le diagnostic d'un trouble neurologique chez un patient suite à un trauma se fait d'abord par vérification de ses capacités motrices et sensorielles si le sujet est conscient (Vincent & Anderson, 2018). Par la suite, une radiographie ou une tomodensitométrie à rayons x est effectué si le patient a de la douleur ou des troubles neurologiques ou s'il est inconscient (Walters et al., 2013). Récemment, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) est également recommandée par l'*American Association of Neurological Surgeons and Congress of Neurological Surgeons* avant d'effectuer une chirurgie de stabilisation (Ahuja et al., 2017). D'ailleurs, selon une étude internationale, plus de 50 % des chirurgiens disent utiliser l'IRM en premier lieu lorsqu'une dislocation cervicale est soupçonnée (Canseco et al., 2020). Des images radiographiques dynamiques en flexion et extension peuvent également être utilisées pour détecter une instabilité spinale (Cox, McCarthy, Lemmon, & Wenker, 2001).



Des indices radiographiques ont été identifiés pour évaluer l'instabilité clinique d'un sujet. White et Panjabi (1990) ont défini 3,5 mm de distance antéro-postérieure entre la surface postérieure de deux vertèbres comme signe d'instabilité ainsi qu'une rotation sagittale de plus de 20° entre deux vertèbres lors de radiographies dynamiques en flexion-extension. L'épaisseurs des disques intervertébraux et le diamètre du canal médullaire devraient aussi être évalués.

Des études ont cherché à établir des liens entre les caractéristiques du rachis observable à l'imagerie et la gravité du trouble neurologique du patient. Certaines études n'ont pas trouvé de corrélation statistiquement significative entre le statut neurologique post-traumatique et le pourcentage d'occlusion du canal médullaire pour des blessures traumatiques aiguës (Keene, Fischer, Vanderby, Drummond, & Turski, 1989 ; Limb, Shaw, & Dickson, 1995 ; Maeda et al., 2012) ce qui pourrait être expliqué par le fait que la compression finale mesurée à l'imagerie ne représente pas la compression maximale dynamique. Cependant les patients avec des troubles neurologiques auraient significativement plus de pourcentage d'occlusion du canal médullaire que ceux sans atteinte neurologique (Keene et al., 1989 ; Yüksel et al., 2016). Selon une étude rétrospective de fractures comminutives thoraco-lombaires ayant nécessité une instrumentation chirurgicale du rachis, les patients avec un taux d'obstruction du canal médullaire supérieur à 40 % avaient une cote de blessure neurologique ASIA plus élevée que ceux avec un taux d'obstruction inférieur. De plus, la position sagittale du segment thoraco-lombaire ainsi que la perte de hauteur du corps vertébral étaient corrélées avec l'atteinte neurologique du patient. Les seuils déterminés pour une blessure neurologique étaient une perte de hauteur supérieure à 50 % et un angle supérieur à 20° dans le plan sagittal. Dans le cadre d'une étude rétrospective de patients avec un trauma aigu au rachis thoracique ou lombaire, 31 % des patients ayant une fracture comminutive souffraient de troubles neurologiques contre 46 % pour ceux avec une fracture en flexion-distraktion et 79 % pour la fracture en dislocation (Keene et al., 1989). Au niveau du rachis cervical, Quarrington et al. (2018) ont recueilli des cas de blessures par flexion-distraktion. Selon leur analyse, l'occlusion du canal médullaire et la compression de la moelle épinière étaient des données prédictives de la blessure médullaire. Similairement, Miyajima et al. (2007), dans une étude rétrospective de

patients avec blessure médullaire traumatique au niveau cervical, ont proposé un seuil de 40 % de compression de la moelle comme marqueur de blessure médullaire.

**Bref, l'occlusion du canal médullaire et le désalignement potentiel des corps vertébraux sont les indices principaux étudiés lors de l'évaluation des images du patient.** Si l'examen médical montre que le rachis du patient est instable, une chirurgie de stabilisation est effectuée. L'objectif de la chirurgie de stabilisation est principalement d'éviter des blessures subséquentes à la moelle épinière. La colonne est remise dans une position physiologique et fusionnée afin d'éviter la compression de la moelle (Ahuja et al., 2017). Notamment, les dislocations cervicales sont stabilisées chirurgicalement par approche antérieure avec fusion intervertébrale, par approche postérieure ou par une combinaison des deux approches (Ren, Qin, Wang, & Wang, 2020).

### 1.3.5 Seuil lésionnel

Il n'existe présentement pas de consensus scientifique au sujet de la définition d'un seuil lésionnel pour les blessures neurologiques. Le Tableau 1.9 présente une synthèse de seuils lésionnels mesurés dans des études in vivo ou ex vivo. Toutes ces études ont été effectuées sur des modèles animaux. Toutefois, ces seuils varient selon le protocole expérimental utilisé et il est connu que le temps de compression ainsi que la vitesse de déformation ont un impact sur les troubles neurologiques.

L'étude de Kearney et al. (1988) effectuée sur 48 furets a testé l'impact de divers taux et vitesse de compression pour un impact en contusion sur la moelle entre C6 et C7. Le potentiel évoqué moteur a été mesuré par la suite. Aucun animal n'a récupéré pour une vitesse de compression de 6 m/s peu importe le taux de compression ni pour un taux de compression de 65 % peu importe la vitesse. Une meilleure corrélation a été observée entre la récupération et le produit de la vitesse et du taux de compression par rapport à la compression ou à la vitesse seule. Ceci démontre que l'ampleur des troubles neurologiques est dépendante du taux de chargement et du pourcentage de compression, mais aussi de leur effet combiné.

Tableau 1.9 Synthèse des seuils lésionnels médullaires au niveau tissulaire

Article	Modèle	Conditions de chargement	Évaluation de la blessure médullaire	Seuil lésionnel
Bain et al. (2000)	Nerf optique de cochons d'Inde (in vivo)	Traction avec taux de déformation de 30 à 60/s	Potentiel visuel évoqué	Déformation de 0,21
Jarzem et al. (1992)	Modèle canin in vivo (L6)	Traction quasi-statique	Flux sanguin dans la moelle et potentiel somatosensoriel évoqué	Pression interne de 6,3 kPa
Ouyang et al. (2008)	Éprouvettes de substance blanche ventrale de cochons d'Inde (ex vivo)	Compression à 0,05 mm/s	Potentiel d'action	50 à 70 % de compression
Owen et al. (1988)	Modèle simien avec ostéotomie à T11 (in vivo)	Traction quasi-statique	Potentiels somatosensoriel et moteurs évoqués	Déformation de 0,10 (potentiels moteurs) ou 0,15 (potentiels somatosensoriels)
Rydevik et al. (1991)	Cauda equina porcine (in vivo)	Compression quasi-statique	Potentiels somatosensoriel et moteurs évoqués	Compression de 6,7 à 10 kPa pendant deux heures

Dans une étude préliminaire combinant l'IRM, l'histologie et la méthode des éléments finis (Fradet, 2013), un chargement en contusion de 0,2 ou 0,4 N avec une vitesse de 0,12 m/s et suivi d'une compression maintenue pendant cinq secondes a été appliqué sur la moelle épinière

de souris entre les vertèbres C3 et C4. Un effet de seuil a été observé entre les deux charges utilisées puisque les souris du groupe avec 0,2 N de chargement ont significativement mieux récupérés que celles de l'autre groupe. Des valeurs préliminaires de 0,176 MPa et de 0,246 MPa pour la substance blanche et la substance grise respectivement sur une durée de cinq secondes ont été définies comme seuils de perte définitive de la fonction motrice.

**Donc, la détermination d'un seuil lésionnel pour la moelle épinière est ardue étant donné que plusieurs facteurs influencent l'apparition de trouble neurologique** tel que la vascularisation de la moelle, la réponse immunitaire, le taux de chargement, la direction du chargement et le temps de compression. Cependant, les études expérimentales précédentes ont permis de fournir des premières propositions de seuils lésionnels qui peuvent être utilisés dans l'étude des mécanismes lésionnels et en particulier dans les études numériques.

## **1.4 Études sur le trauma du rachis cervical**

Cette dernière section de l'état de l'art présente une revue des études expérimentales et des études numériques qui ont été menées sur le trauma du rachis et au niveau cervical en particulier.

### **1.4.1 Études expérimentales**

Diverses études ont été effectuées sur des spécimens cadavériques ou animaux dans le but d'améliorer notre compréhension des mécanismes de blessures au rachis cervical. Certaines études se sont concentrées sur la reproduction de cas d'accidents réels sur spécimens cadavériques entiers tandis que d'autres ont analysés des mécanismes lésionnels précis et contrôlés sur des segments vertébraux, sur des modèles animaux ou sur le comportement du canal médullaire et de la moelle lors du trauma. Finalement, des critères de blessure du cou ont été définis pour l'évaluation de la sécurité des voitures et des dispositifs de sécurité, par exemple les coussins gonflables, dans l'industrie.

#### **1.4.1.1 Études sur sujets volontaires et sujets anatomiques**

Afin d'analyser le comportement de la tête et du cou suite à certaines situations, des études ont effectué des impacts ou des chargements à faible intensité sur des volontaires sains soit en appliquant des forces au niveau du front et de la mâchoire pour représenter une chute ou l'impact du coussin gonflable (Fukushima et al., 2006 ; Ono et al., 2003) , soit avec des essais d'impact sur chariots (Ewing, Thomas, Beeler, Patrick, & Gillis, 1968 ; Mertz & Patrick, 1971 ; Viano & Davidsson, 2002 ; Watanabe et al., 2000). Certaines études ont également utilisé la ciné-radiographie pour visualiser les déplacements intervertébraux du rachis cervical (Fukushima et al., 2006 ; Ono et al., 2003). Bien que ces données soient utiles pour caractériser le comportement normal du rachis cervical et valider les mannequins et les modèles par éléments finis du cou, elles ne sont pas directement applicables à des situations traumatiques puisque les structures biomécaniques du cou possèdent un comportement viscoélastique et non-linéaire. Il est donc impossible d'évaluer le comportement dynamique et traumatique à partir d'essais à faibles vitesses et non traumatiques.

C'est pourquoi les essais sur sujets anatomiques offrent des informations primordiales sur le comportement biomécanique du rachis cervical lors des situations traumatiques. De plus, par rapport aux essais sur quelques unités fonctionnelles, elles permettent d'éviter la présence de conditions frontières artificielles (Meyer et al., 2019). Plusieurs études ont été menées pour représenter les accidents automobiles et en particulier l'impact arrière (Kang et al., 2012 ; Mertz & Patrick, 1968 ; Philippens, Wismans, Cappon, Yoganandan, & Pintar, 2000 ; White et al., 2009 ; Yoganandan et al., 2000). Ces essais d'impact arrière entraînent un mécanisme d'hyper-extension au niveau du rachis cervical. L'objectif de ces essais est généralement de caractériser la cinématique de la tête, les forces et moments obtenus et d'évaluer le risque de blessure.

En impact frontal, quelques études ont été effectuées pour analyser les risques de blessure au rachis cervical (Lopez-Valdes et al., 2010 ; Meyer et al., 2019 ; Pintar, Yoganandan, & Maiman, 2010). Lopez-Valdes et al. (2010) ont effectué sur des sujets anatomiques et des

mannequins des impacts frontaux à faibles et hautes vitesses, puis des techniques de dynamiques inverses ont été utilisées pour évaluer les charges au niveau de l'occiput. Ils ont constaté que les charges étaient plus grandes lors des essais sur sujets anatomiques par rapport aux charges mesurées sur les mannequins. Après des essais d'impact frontal de 3,6 à 15,8 m/s sur cinq sujets anatomiques, quatre présentaient une dislocation avec fracture vertébrale à C6-C7, C7-T1 ou T1-T2 et un sujet n'avait aucun signe de blessures (Pintar, Yoganandan, & Maiman, 2010). Plus récemment, Meyer et al. (2019) ont effectué des tests sur chariots en impact frontal avec des spécimens anatomiques complets pour ensuite implémenter les courbes d'accélération obtenues dans un modèle tête-cou par éléments finis. Leur but était d'analyser numériquement la distribution des charges locales dans le rachis cervical.

Pour ce qui est des essais d'impact direct à la tête, Viano et Parenteau (2008) ont effectué une révision de trois études menées dans les années 80 d'impact à la tête sur spécimens entiers : des essais de type chute sur la tête et des impacts linéaires ou en pendule sur la tête (Nusholtz, Huelke, Lux, Alem, & Montalvo, 1983 ; Sances Jr et al., 1986 ; Yoganandan et al., 1986). Cette compilation a été effectuée pour déterminer les risques lésionnels au rachis cervical lors d'un impact au-dessus de la tête selon la vitesse de la tête. Maiman et al. (1983) ont également fait des essais de chargement en compression du rachis cervical avec le rachis cervical en position neutre, en flexion ou en extension. Ils ont montré que la force nécessaire pour causer la rupture était moindre lorsque le cou était en flexion ou extension et qu'alors c'étaient principalement les ligaments qui étaient lésés et non les structures osseuses. **Peu d'essais d'impact direct à la tête ont été effectués sur des spécimens cadavériques complets.**

#### **1.4.1.2 Études sur spécimens tête-cou**

D'autres études ont utilisé des spécimens ostéoligamentaires du rachis cervical et de la tête biologique ou avec une réplique artificielle de la tête. L'utilisation de ce type de spécimens permet un plus grand contrôle des paramètres expérimentaux, cependant l'effet des muscles et des tissus mous est perdu. Plusieurs études expérimentales se sont concentrées sur la blessure

du coup du lapin (Ivancic & Xiao, 2011 ; Panjabi, Ito, Pearson, & Ivancic, 2004 ; Panjabi et al., 2004 ; Stemper, Yoganandan, & Pintar, 2003).

Pour ce qui est des impacts frontaux, il a été observé lors d'essais cadavériques d'impact sur chariot de 4 à 10 g sur des segments cervicaux avec tête artificielle et reproduction de forces musculaires que les ligaments supraépineux, interépineux et le ligament jaune sont les ligaments qui subissent les plus grandes déformations lors de l'impact. Le mouvement du rachis observé a eu lieu en deux phases soit une phase de flexion du rachis cervical et puis un retour vers la position neutre. Le segment C3-C4 a été le plus touché lors de ces essais (Panjabi et al., 2004). Selon les auteurs, la flexion est le mécanisme lésionnel le plus probable lors d'un impact frontal. Ito et al. (2005) se sont concentrés sur les lésions discales lors d'impact frontal sur chariot de 4 à 10 g. Leur modèle incluait une réplique de la force musculaire assurée par un système de câble. Des points sélectionnés sur le plateau cartilagineux inférieur et supérieur ont permis de mesurer indirectement les déformations dans le disque. A partir de 4g, des déformations importantes ont été observées dans le disque. La déformation la plus importante dans les essais a été mesurée à C2-C3 dans l'anneau fibreux postérieur. Les patrons de déformations suggèrent que la flexion intervertébrale combinée au cisaillement antéro-postérieur est le mécanisme responsable des lésions aux disques lors de l'impact frontal. Dans l'étude de Nightingale et al. (1996), les blessures observées ont eu lieu à 2,2 à 18,8 ms de l'impact avec le sol soit avant le déplacement de la tête démontrant que le mouvement de la tête n'est pas représentatif du mécanisme lésionnel. Le chargement observé est un flambage axial causant une extension de C3 à C6 et une flexion à C7-T1.

Certaines études se sont aussi intéressées à l'effet de différentes positions initiales de la tête avant l'impact (Maiman, Yoganandan, & Pintar, 2002 ; Pintar et al., 1990 ; Pintar, Voo, Yoganandan, Cho, & Maiman, 1998). La position initiale a un impact sur le type de réponse du rachis, la charge à la rupture et la gravité de la blessure (White & Panjabi, 1990). Une excentricité positive et plus grande était corrélée plutôt avec des blessures non-osseuses et de type hyper-flexion (Maiman 2002).

Le Tableau 1.10 présente une synthèse d'essais expérimentaux effectués sur des spécimens tête et cou de compression axiale et d'impact frontal sur chariot. Des vitesses d'impact de 3 m/s en moyenne sont utilisées. Les forces et moments à la rupture cependant varie beaucoup selon les conditions d'impact et le spécimen utilisé. Les résultats démontrent que la compression axiale à la tête résulte en une grande diversité de blessures : dislocation, hyper-flexion, hyper-extension et fracture de compression. La position initiale du modèle lors du chargement est un des facteurs qui affectent la détermination du type de blessures produites. Cependant, **aucune de ces études n'a appliqué de chargement à l'arrière de la tête.**

Tableau 1.10 Synthèse d'essais expérimentaux de blessures du rachis cervical pour spécimens de tête et rachis ostéoligamentaire

Article	Type d'essai	Spécimen	Blessures observées	Forces et moments à la rupture
Bauze et Ardran (1978)	Compression axiale	Rachis cervical et basioccipital	Dislocation bilatérale et unilatérale si présence de rotation ou d'inclinaison latérale	Force axiale de 1422 N (charge appliquée)
Ivancic (2012)	Impact sur chariot (2,4 m/s)	Rachis cervical avec une tête de mannequin et torse simulé (55,5 kg)	Hyper-flexion à C6-C7 et C7-T1 et hyper-extension pour la partie supérieure. Rupture du LPL, LF, LIE et LSE à C7-T1 pour tous les spécimens. Rupture du LAL et du disque à C4-C5	Fz (aux condyles occipitaux) = 788,8 N, Fz (à T1) = 736 N, F cisaillement postérieur (aux condyles occipitaux) = 305,7 N, M extension (aux condyles occipitaux) = 21,6 Nm
Pintar et al. (1990)	Compression axiale avec lordose aplanie	Tête à T2	Fracture de type <i>wedge</i> , fracture comminutive et fracture de compression antérieure	Force axiale de 1177 à 6193 N (cellule de charge distale)



Tableau 1.10 Synthèse d'essais expérimentaux de blessures du rachis cervical pour spécimens de tête et rachis ostéoligamentaire (suite)

Article	Type d'essai	Spécimen	Blessures observées	Forces et moments à la rupture
Maiman et al. (2002)	Compression axiale avec excentricité de -0,5 à 10,2 cm	Tête à T2. La vertèbre distale était fixée dans du PMMA.	19 spécimens avec fractures vertébrales. 3 avec blessures de type compression-extension, 5 de type compression-flexion, 9 de type hyper-flexion, 12 de type compression vertical.	Non rapporté
Pintar et al. (1998)	Compression axiale avec lordose aplanie (2 à 5 m/s)	Tête à T2 avec muscles et peau conservé en postérieur	Lésions au complexe ligamentaire postérieur, dislocation complète et fractures vertébrales accompagnées de plusieurs ruptures ligamentaires	Moment de 52 Nm à T1-T2 pour blessures mineurs et de 97 Nm pour blessures majeures.
Nightingale et al. (1996)	<i>Drop-test</i> (2,3 à 3,3 m/s)	Tête à T3 avec torse simulé (masse 16 kg)	Blessures de types multiples : compression-flexion, compression-extension, compression, distraction-extension et distraction-flexion	2600 N = 90 % de probabilité de blessure (cellule de charge à la partie distale du cou)
Saari et al. (2011)	<i>Drop test</i> (2,8 à 3,1 m/s)	Rachis cervical de C0-T2 avec tête simulée (4,4 kg) et torse simulé (15 kg)	4 cas d'hyper-extension et 2 cas de fracture de l'odontoïde et dislocation atlanto-axiale	Non rapporté
Yoganandan et al. (2016)	Impact axial avec ou sans toit (1 à 6 m/s)	Spécimen tête-T3	Rupture du DIV, de LAL, fracture à C1, fracture des processus épineux, dislocation atlanto-axiale, dislocation des facettes, etc.	Force maximale = 1364-4382 N dans la lancée et 868-3368 N au contact du casque avec le toit

### 1.4.1.3 Études sur segments ostéoligamentaires

Le rachis cervical est également étudié sous forme de segments d'une ou de plusieurs unités fonctionnelles. Cette méthode permet à la fois un contrôle important de l'expérience, mais aussi d'optimiser le nombre de tests possibles par spécimen. Il est également possible d'en tirer les forces et les déplacements à la rupture spécifiques à chaque niveau intervertébral pour des chargements spécifiques. Dans une des premières études de ce genre, Roaf (1960) ont soumis des spécimens d'une à plusieurs unités fonctionnelles du rachis cervical à différents chargements : compression, flexion, extension et flexion latérale. L'auteur a remarqué qu'une flexion pure d'une unité fonctionnelle ne produisait pas de blessures dites d'hyper-flexion car la flexion entraîne ultimement la compression du corps vertébral avant la dislocation des facettes articulaires. L'application d'une faible rotation axiale appliquée à un segment cervical en flexion a cependant permis d'obtenir un phénomène de dislocation.

Dans une étude *in vitro*, Nightingale et al. (2007) ont effectué des essais de flexibilité en flexion-extension jusqu'à un moment appliqué de 3,5 Nm et des essais de rupture sur des segments humains de C0-C2, C4-C5 et C6-C7. Les tests de rupture ont été effectués à 90 Nm/s. Pour le segment C4-C5, un moment à la rupture en flexion de  $19,2 \pm 2,8$  Nm et une rotation à la rupture de  $13,1^\circ \pm 3,4$  ont été recueillis.

Carter et al. (2002) ont effectuées des tests sur 24 spécimens cadavériques de deux unités fonctionnelles (C2-C4 à C6-T1). Les spécimens ont été chargés jusqu'à la rupture en compression, compression-flexion et compression-extension avec un vérin hydraulique contrôlé en déplacement à une vitesse de chargement de 0,85 à 1,14 m/s. La force axiale à la rupture était quatre fois plus importante pour le chargement en compression ou compression-extension par rapport au chargement en compression-flexion (Carter et al., 2002). Lors de la compression-flexion, les premiers éléments qui ont rompus sont les ligaments supraépineux et interépineux tandis que pour la compression-extension, ce sont les processus épineux, les processus transversaux et les lames vertébrales.

Crowell et al. (1993) ont investigué les lésions produites au rachis cervical soumis à un chargement en compression et flexion combinés. Douze spécimens humains de trois unités fonctionnelles (C2-C5 ou C5-T1) ont été soumis à un chargement en flexion ou en chargement combiné flexion et compression. Les deux types de chargement ont produit des patrons de blessures similaires. Le disque était la structure la plus souvent endommagée (lésions à l'anneau fibreux dans 8 cas sur 12). Les deux groupes ont subi des ruptures des ligaments du complexe postérieur et des fractures osseuses en antérieur de type *wedge*. Des hernies discales ont également été observées. La flexion était appliquée à un taux de 2 à 5° par seconde et la compression axiale à 3 à 5 mm par seconde. Le moment à la rupture pour le chargement en flexion était de 8,6 Nm et correspondait à 25 degrés de rotation. Pour les spécimens soumis à la compression-flexion, le déplacement moyen à la rupture était de  $4,2 \pm 1,3$  mm pour une force axiale de  $1\ 948 \pm 985$  N et un angle en flexion de 25 degrés et un moment sagittal de  $7 \pm 5$  Nm.

O'Connell et al. (2011) ont étudié la déformation du disque sous des chargements combinés de compression (1000 N) avec flexion ou extension (5°). Leur étude a utilisé des spécimens humains os-disque-os du segment lombaire. L'anneau postérieur est la zone du disque où les déformations en compression et en tension radial sont les plus importantes sous tous les types de chargement.

Panjabi et al. (2007) ont voulu reproduire une dislocation bilatérale sur des segments C3-C4, C5-C6 et C7-T1. L'unité fonctionnelle était placée avec une inclinaison antérieure moyenne de 12,5° et sur un plateau avec une inclinaison postérieure de 55°. Le plateau subissait un impact antérieur jusqu'à ce que la dislocation ait lieu ce qui a fonctionné dans 10 des unités fonctionnelles sur 12 en total. Selon leurs résultats, le mécanisme de dislocation se produit avec la séparation des facettes, une rotation en flexion et un cisaillement vers l'antérieur. La rotation sagittale maximale moyenne lors des tests était de 63° ce qui semble improbable pour un spécimen avec la peau, les tissus mous et les muscles. La translation antéro-postérieure maximale moyenne et la séparation axiale maximale moyenne des facettes étaient 22 mm et 7,9 mm respectivement. Une accélération d'impact de 9,79 g en moyenne fut nécessaire pour

produire la dislocation bilatérale. Plus récemment, Quarrington et al. (2018) ont reproduit sur des spécimens d'une unité fonctionnelle le phénomène de dislocation et de fracture de l'articulation des facettes, soit en appliquant une flexion pure ou une force en cisaillement aux facettes inférieures de la vertèbre distale avec un chargement de 1 mm/s. La partie antérieure des deux vertèbres étaient fixées. Pour les chargements en cisaillement antéro-postérieur, ils ont obtenu une rupture à l'extrémité des facettes. Pour les chargements en flexion, la majorité des spécimens ont eu une fracture au niveau des pédicules. La valeur de chargement appliquée à la rupture était plus grande pour une rupture en flexion qu'en cisaillement antérieur et le déplacement angulaire sagittal à la rupture était plus grand en flexion qu'en cisaillement antérieur.

Donc, **ces études expérimentales sur une unité fonctionnelle ou plus fournissent des informations sur le mécanisme lésionnel pour des chargements précis.** Elles permettent aussi d'identifier les structures les plus à risques d'être endommagées pour un certain type de chargement. Aussi, ces études fournissent des valeurs de charges et de déplacements à la rupture qui sont des éléments essentiels à la validation des modèles numériques de trauma.

#### **1.4.1.4 Critères de blessures**

Divers critères lésionnels ont été conçus par l'industrie automobile pour déterminer les risques de blessures au cou sous certaines conditions de chargements. Le Tableau 1.11 présente quelques critères lésionnels définis pour le cou. L'avantage de ces critères est qu'ils sont généralement basés sur des reproductions d'accidents réalistes et qu'ils incluent l'effet de l'inertie du tronc et de la tête. Cependant, ces critères sont généralement validés seulement dans des conditions d'évaluation précises et dépendent du mécanisme lésionnel. Ce qui est considéré comme un seuil lésionnel est également différent d'une étude à l'autre, c'est-à-dire blessure fatale ou blessures aux tissus mous ce qui rend difficile la comparaison de l'efficacité de ces critères. De plus, ces critères sont basés sur des mannequins anthropométriques ou des animaux et leur applicabilité sur des modèles cadavériques est potentiellement limité.

En conclusion, la pluralité des critères lésionnels démontre que **les facteurs ayant un impact sur la création d'une blessure sont nombreux et complexes**. Ceux-ci incluent les charges appliquées dans tous les plans anatomiques, la vitesse et l'accélération de chargement et les déplacements intervertébraux. L'application de ces critères sur des sujets cadavériques est déficiente dans la littérature, mais permettraient d'évaluer si les critères existants sont adéquats.

Tableau 1.11 Critères lésionnels pour le cou

Critère	Équation	Conditions d'évaluation	Référence
Nij	$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}}$ <p>Charges tirées de la cellule de charge du rachis cervical supérieur sur mannequin (C0).</p>	Impact frontal et arrière. Le critère tient en compte les chargements en tension, compression, flexion et extension	Kleinberger et al. (1998)
NIC ( <i>Neck injury criteria</i> )	$NIC = 0,2 * a_{rel} + v_{rel}^2 < 15m^2/s^2$ <p>Vitesse et accélération relatives entre la tête et le torse.</p>	Impact arrière et mécanisme d'extension du cou	Boström et al. (1996)
Critère intervertébral (IV-NIC)	$IV - NIC = \frac{\theta_{dynamic}}{\theta_{physiologique}}$ <p>Angle intervertébral</p>	Impact arrière et mécanisme du coup du lapin	Panjabi et al. (2005)
NKm	$N_{km} = \frac{F_x}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}}$ <p>Charges de la cellule de charge du rachis cervical supérieur (C0).</p>	Impact arrière à faible vitesse. Développé pour évaluer les risques de blessures aux tissus mous	Schmitt et al. (2002)

Tableau 1.11 Critères lésionnels pour le cou (suite)

Critère	Équation	Conditions d'évaluation	Référence
Critère de déplacement du cou (NDC)	$ND_{axial} = \frac{z_{C0-T1}}{z_{int}}$ $ND_{cisaillement} = \frac{x_{C0-T1}}{x_{int}}$ $ND_{Rotation} = \frac{\theta_{C0-T1}}{\theta_{int}}$ Les déplacements et rotations sont mesurés entre C0 et T1	Impact arrière et mécanisme du coup du lapin	Viano et Davidsson (2002)
LNL	$LNL = \frac{ M_y }{C_{moment}} + \frac{ F_x }{C_{cisaillement}} + \frac{ F_z }{C_{tension}}$ Charges de cellule de charge du rachis cervical inférieur (T1).	Impact arrière et mécanisme du coup du lapin	Munoz et al. (2005)
Critère lésionnel du coup du lapin (WIC)	$WIC = M_{y C0} - M_{y T1}$ Moments dans le plan sagittal à C0 et T1.	Impact arrière et mécanisme du coup du lapin	Munoz et al. (2005)
Critère d'excentricité	$E_{yz} = \frac{M_x}{\sqrt{F_y^2 + F_z^2}}$ Charges calculées au centre du disque intervertébral inférieur.	Compression axiale avec excentricité latérale	Whyte et al. (2020)

#### 1.4.1.5 Études sur la moelle épinière

Alors que de nombreuses recherches ont été effectuées sur les blessures au niveau des disques, ligaments et vertèbres, la détérioration rapide post-mortem de la moelle a limité l'étude de la sollicitation traumatique de la moelle épinière. Des modèles de moelle épinière synthétique ont été développés dans le but de déterminer l'impact de divers chargements sur la moelle (Bilston, Meaney, & Thibault, 1993 ; Facchinello et al., 2017 ; Pintar, Schlick, Yoganandan, & Maiman, 1996 ; Saari et al., 2011 ; Wilcox, Bilston, Barton, & Hall, 2003). Saari et al. (2011) ont effectué des tests de chute sur la tête avec des spécimens équipés d'une moelle synthétique radio-opaque aux propriétés mécaniques biofidèles. Ils ont obtenu des patrons de compression

de la moelle pour divers types de blessures (hyper-extension et dislocation atlanto-axiale). Wilcox et al. (2003) ont utilisé deux techniques pour évaluer le comportement du canal médullaire lors d'un essai en compression sur des spécimens bovins thoraco-lombaires. La première technique utilisait un modèle de moelle synthétique incorporant un capteur de pression. La deuxième technique utilisait un système de miroir pour mesurer la lumière passant à travers le canal. Une forte corrélation a été observée entre les conditions de chargement et la pression mesurée dans la moelle, mais une faible corrélation a été mesurée entre l'occlusion maximale dynamique et l'occlusion finale du canal. Boisclair et al. (2013) ont créé des fractures comminutives sur des modèles d'unités fonctionnelles porcines en appliquant un chargement en compression. L'occlusion post-trauma du canal a été mesurée sur des images obtenues par tomodensitométrie. Ils ont observé que l'augmentation de la charge axiale n'était pas directement reliée à l'occlusion du canal. L'occlusion était plutôt dépendante du patron de fractures et de la taille des fragments osseux.

L'obstruction dynamique du canal a également été analysée in vitro à l'aide de marqueurs et de techniques de stéréographies avec vidéos haute vitesse en simulant une dislocation bilatérale d'une unité fonctionnelle (Ivancic et al., 2007) ou sur un modèle du rachis ostéoligamentaire complet lors d'un impact arrière sur chariot (Panjabi, Maak, Ivancic, & Ito, 2006).

Des modèles animaux in vivo ou in vitro ont également été utilisés pour comprendre les mécanismes lésionnels de la moelle (Anderson, 1982 ; Bhatnagar et al., 2016 ; Carlson et al., 2003 ; Chen et al., 2015 ; Choo et al., 2007, 2008 ; Kearney et al., 1988 ; Ouyang et al., 2008). Notamment, Mattucci et al. (2017) ont produit des dislocations au niveau C4-C5 sur 34 rats. Les vertèbres C3 et C4 étaient maintenues immobiles et un déplacement postérieur de 2,0 à 2,3 mm à 0,66 à 0,7 m/s était appliqué aux vertèbres C5 et C6. Des études histologiques post-mortem de la moelle sont prévues pour de futures études utilisant cette méthode afin d'évaluer les lésions typiques à la dislocation bilatérale. Aussi, Lucas et al. (2018) ont développé une méthode basée sur l'insertion de billes radio-opaques dans la moelle sur un modèle de rat afin d'observer de manière dynamique les déformations de la moelle épinière lors d'une blessure. Leurs résultats lors d'essais d'impact en contusion ont montré que l'observation de la surface

externe uniquement de la moelle n'est pas suffisante puisque les déformations internes sont différentes des déformations externes. Dans une autre étude, 24 rats ont subi une contusion ou une dislocation dans un appareil IRM afin d'observer la déformation de la moelle épinière (Bhatnagar et al., 2016). Cependant cette technique ne fonctionne que pour une blessure maintenue de façon statique.

Ainsi, compte tenu des difficultés expérimentales liées à l'extraction et la conservation de la moelle épinière, **peu d'études ont été menés sur le comportement biomécanique de la moelle dans une situation traumatique**. Les différentes techniques développées permettent de fournir des informations intéressantes, mais leur utilisation dans des contextes fidèles à la réalité est restreinte et complexe.

#### **1.4.2 Étude numérique de la blessure du rachis cervical**

Afin d'étudier le comportement traumatique du rachis différents types de modèles ont été créés et exploités incluant des modèles du corps humain complet ou des modèles détaillés de structures précises. La méthode par éléments finis permet d'estimer des données difficilement accessibles expérimentalement et d'étudier des structures qui se dégradent rapidement in vitro comme la moelle épinière. Parmi les modèles commerciaux, le THUMS (*Total Human Model for Safety*) a été développé par Toyota pour la recherche et le développement de technologies plus sécuritaires pour les conducteurs et les piétons. Le modèle comprend les os, les organes internes, les muscles passifs et les muscles actifs (Iwamoto et al., 2002). Le GHBMC (*Global Human Body Model Consortium*) a aussi été développé pour la modélisation d'impacts automobiles et est dérivé en plusieurs modèles pour représenter par exemple les personnes plus âgées ou obèses (Combest, 2018).

HUMOS (*Human Model for Safety*) est un modèle entier du corps humain en position de conduite ayant été développé pour l'étude et l'amélioration de la sécurité routière. Le comportement du modèle a été évalué pour des impacts frontaux et latéraux (Behr et al., 2003). Le modèle inclut les os, ligaments, tendons, muscles passifs, organes internes, les tissus



adipeux et la peau. Un accident du type coup du lapin a été simulé sur ce modèle pour observer la cinématique du modèle, les forces et les contraintes ainsi que les déformations subites (Tropiano et al., 2004). Dans une étude sur les risques de blessures pour les accidents de motocyclettes, Sun et al. (2012) ont utilisé le modèle HUMOS en lui intégrant un casque de motocycliste. Divers angles et vitesses d'impact ont été appliqués sur le casque du modèle. Le risque de blessure a été évalué en mesurant les rotations intervertébrales, la contrainte de von Mises dans les vertèbres et le pourcentage de déformation dans les ligaments. Une relation linéaire entre la vitesse d'impact et le risque de blessure a été observée. Selon l'analyse, les segments C6-C7, C5-C6 et C2-C3 sont ceux que possèdent le plus de risque de blessures ligamentaires tandis que les vertèbres C7, C6 et C5 sont celles qui risquent le plus de se fracturer. Pour ce qui est du mécanisme lésionnel, l'impact frontal a produit d'abord une translation postérieure, une extension du segment bas du cou et une flexion du segment haut du cou suivi d'une hyper-extension du cou. La simulation de l'impact arrière a produit une translation antérieure de la tête et une flexion de tout le rachis cervical.

Des modèles par éléments finis plus raffinés du rachis cervical ostéoligamentaire partiel ou complet ont également été développés. L'annexe I présente une synthèse de quelques-uns de ces modèles.

Le modèle SM2S (*Spine Model for Safety and Surgery*), développé par le groupe international iLab Spine, est un modèle par éléments finis détaillé du rachis créé à partir des images par tomodensitométrie d'un volontaire masculin du 50ième percentile (El-Rich, Wagnac, Arnoux, & Aubin, 2008). Il a été développé pour la recherche sur la traumatologie et la chirurgie du rachis. Le modèle comprend une modélisation détaillée des vertèbres, les disques intervertébraux divisés entre anneau fibreux noyau et fibres de collagènes, les ligaments spinaux et le système nerveux central incluant la dure-mère, la pie-mère, les ligaments denticulés, la substance blanche et la substance grise (Bailly et al., 2020 ; Beauséjour et al., 2020 ; Fradet, Arnoux, et al., 2016 ; Wagnac, Arnoux, Garo, & Aubin, 2012).

Les modèles par éléments finis permettent de réaliser des études de la traumatologie du rachis cervical de façon rapide, économique et avec un contrôle aisé des conditions de chargement. De plus, il est possible d'avoir accès à des valeurs difficilement accessibles lors des études expérimentales tel que les contraintes et déformations dans les tissus et d'étudier le comportement de structures plus difficiles à conserver in vitro comme la moelle épinière. Les sections suivantes contiennent une synthèse des études numériques réalisés sur la reproduction d'accidents de véhicules motorisés, les simulations de trama sur des segments du rachis cervical et les simulations de blessures médullaires.

#### **1.4.2.1 Reproduction d'accidents de véhicules motorisés**

Plusieurs études ont analysé les accidents de voiture et le mécanisme de blessure du coup du lapin en particulier qui peut survenir lors d'un impact à l'arrière de la voiture (Cronin, 2014 ; Fice, Cronin, & Panzer, 2011 ; Leahy & Puttlitz, 2012 ; Panzer, Fice, & Cronin, 2011 ; Pramudita, Kikuchi, Minato, & Tanabe, 2017 ; Putra et al., 2020 ; Sato et al., 2017 ; Stemper et al., 2003 ; Tropiano et al., 2004). En contrepartie, peu d'études ont été menées sur l'impact frontal, alors que cet impact est relié aux blessures de type flexion-distraktion (Ivancic, 2016 ; M. M. Panjabi et al., 2004) qui sont fréquentes au rachis cervical. Une étude numérique a analysé la déformation dans les ligaments pour un impact frontal (Panzer et al., 2011). Le comportement de leur modèle numérique a été validé à partir de données cinématiques d'essais d'impact frontal sur sujets volontaires. La déformation était plus importante dans les ligaments postérieurs et en particulier le ligament jaune et interépineux dont la déformation a excédé le seuil de rupture pour un impact à 22 g. La déformation maximale dans les fibres de collagène a surpassé le seuil de rupture à tous les niveaux vertébraux pour l'impact de 22 g et à C5-C6 et C7-T1 pour l'impact de 15 g.

#### **1.4.2.2 Simulation de trauma sur segments du rachis cervical**

D'autres études numériques se sont concentrées sur le mécanisme lésionnel local sur des modèles d'unité fonctionnelle du rachis cervical. Notamment, DeWit et Cronin (2012) ont étudié le chargement dynamique en flexion jusqu'à la rupture du segment C4-C5. La flexion

imposée au modèle (segment C4-C5) a généré premièrement la rupture des ligaments inter-épineux et du ligament jaune. Ensuite, la rupture s'est propagée au mur postérieur du corps vertébral et du disque pour générer finalement la rupture du ligament longitudinal postérieur et l'avulsion du disque. La simulation de rupture en flexion a prédit un moment de rupture de 20,9 Nm correspondant à un déplacement de 13,7 degrés. Mustafy et al. (2016) et Mustafy et al. (2014) ont proposé un modèle par éléments finis dynamique du segment C2-C3. L'étude de 2016 étudiait les mécanismes lésionnels pour des chargements dynamiques combinés. Le modèle comportait une loi de rupture pour les ligaments et pour l'os. Les structures les plus vulnérables étaient les facettes, l'os trabéculaire à proximité des facettes, le ligament capsulaire et le ligament jaune. En chargement de flexion et compression combinées, les ligaments du complexe postérieur, les capsules ligamentaires et le disque soutenaient la majorité de la charge selon la répartition de l'énergie de déformation. Les fibres de collagène n'étaient que très peu sollicités pour ce chargement. Le modèle n'a pas prédit la rupture des ligaments du complexe ligamentaire postérieure en flexion-compression, mais la rotation n'était que de 5 degrés.

D'autres études se sont concentrées spécifiquement sur la réponse du disque intervertébral. Un groupe a modélisé le disque intervertébral ovin en utilisant une formulation anisotrope et hyper-élastique afin d'étudier la rupture du disque (Casaroli et al., 2017). La simulation de plusieurs types de chargement a démontré que la flexion était le chargement le plus dommageable pour le disque et que tous les types de chargement étaient susceptibles de générer une rupture au plateau cartilagineux. Dans une étude sur le comportement en chargements multidirectionnels de modèles EF de disques sains et dégénérés lombaires, Schmidt et al. (2007) ont observé que les déformations internes les plus grandes apparaissaient dans la région postéro-latérale de l'anneau. Des valeurs très hautes de déformations en cisaillement ont été observées à la jonction entre le plateau cartilagineux et l'anneau ce qui indique que ce serait une zone à risque.

Certaines études ont plutôt étudié les conséquences de blessures sur la mobilité post-traumatique du rachis. Teo et Ng (2001) ont développé un modèle par éléments finis de C4-C6 pour tester l'impact du retrait des ligaments, facettes et noyau sur la réponse force-déplacement

en compression axiale et flexion-extension. Avec le même modèle, Ng et al. (2003) ont étendu l'étude au comportement sous le cisaillement antéro-postérieur, la rotation axiale et la flexion latérale. Une autre étude a analysé l'effet de dommages attribués au coup du lapin aux ligaments LAL et LF sur un modèle C3-C7 et a mesuré l'effet de cette blessure ligamentaire sur la mobilité sous l'application en quasi-statique de moments de  $\pm 2\text{Nm}$ . Les auteurs avancent que la blessure ligamentaire partielle doit être traitée avec autant de précaution que la rupture ligamentaire complète (Leahy & Puttlitz, 2012). Sur un modèle complet du rachis cervical, C2-T1, Erbulut et al. (2014) ont effectué une résection progressive de différentes structures au niveau C4-C5 (ligament interépineux, ligament jaune, ligament longitudinal postérieur, noyau puis articulations des facettes) et analysé l'impact de cette résection sur la mobilité dans les trois plans anatomiques. Au niveau du rachis cervical supérieur, Laswell et al. (2017) ont modélisé une fracture de l'odontoïde et testé l'impact de cette lésion sur la mobilité dans les trois plan anatomique ( $\pm 1,5\text{ Nm}$ ).

En résumé, on peut voir que les études numériques de simulation de situation traumatique utilisés incluent rarement la rupture du disque intervertébral dans leur modèle ou alors utilisent un modèle du disque seul. De plus, **aucune simulation numérique ne s'est intéressée à la subluxation ou la dislocation des facettes articulaires qui est un mécanisme reconnu comme dangereux pour la moelle épinière**. Les études ont analysé comment les différentes structures du rachis étaient sollicités par certains chargements, mais il existe peu d'information sur le mécanisme de propagation de la lésion lors de l'accident. Pour ce qui est des études sur la mobilité post-traumatique, similairement aux études in vitro, **les études numériques précédentes n'utilisent généralement qu'une seule unité fonctionnelle et aucune étude n'a évalué l'effet d'une rupture transversale postérieure du disque**.

### 1.4.2.3 Simulations de blessures médullaires

Quelques études ont utilisé des modèles par éléments finis du rachis incorporant la moelle épinière pour étudier spécifiquement les blessures médullaires. Ces études portent généralement sur l'impact de différents mécanismes lésionnels (Greaves, Gadala, & Oxland,

2008 ; Khuyagbaatar, Kim, Man Park, & Hyuk Kim, 2016), de différentes pathologies (Khuyagbaatar, Kim, Park, Lee, & Kim, 2017 ; Taso, Fradet, Callot, & Arnoux, 2015) ou de chirurgies spinales (Henao, Aubin, Labelle, & Arnoux, 2016 ; Henao, Labelle, Arnoux, & Aubin, 2018 ; Stoner et al., 2020) sur les contraintes et déformations de la moelle épinière.

Greaves, Gadala et Oxland (2008) ont développé un modèle du segment C4-C6 incorporant la moelle épinière et simulé trois différents mécanismes de blessure : la contusion postérieure, l'étirement et la dislocation. L'étude a démontré que la distribution de la déformation de von Mises dans la moelle variait grandement selon le type de blessure. Dans le cas de la contusion, deux zones de déformation de von Mises extrêmes apparaissent à l'emplacement du poinçon et au côté opposé. Pour l'étirement, la déformation était répartie de façon généralement uniforme dans la moelle tandis que pour la dislocation, la déformation était regroupée de façon transversale entre les deux vertèbres disloquées. Avec un modèle par éléments finis composé du rachis cervical (C2-T1) et de la moelle épinière, Khuyagbaatar et al. (2016) ont testé trois différents mécanismes de lésions médullaires soit la contusion, la dislocation et la distraction. Les paramètres mesurés dans cette étude pour évaluer l'atteinte à la moelle étaient la contrainte de von Mises dans la moelle, le taux de déformation dans la moelle et le changement d'aire du canal médullaire. La contusion était simulée par un fragment (le tiers de la vertèbre C5) comprimant le canal médullaire. La dislocation était représentée par le retrait du disque et des ligaments entre C4 et C5 pour ensuite déplacer les vertèbres C2 à C4 en antérieur. Finalement, la distraction était simulée en retirant le disque et les ligaments entre C4 et C5 et en déplaçant le segment C5 à C7 vers le bas. Pour chaque mécanisme, diverses amplitudes d'occlusion du canal ou de distraction ont été testées. Pour les trois mécanismes, la déformation maximale était corrélée avec la sévérité du mécanisme. Pour la contusion et la dislocation, l'augmentation de la contrainte dans la moelle était constante jusqu'à 60 % d'occlusion où l'augmentation était substantielle. Une corrélation a également été observée entre la diminution de l'aire du canal médullaire et la contrainte et déformation maximale dans la moelle. Malgré l'intérêt de ces résultats, le modèle présenté a seulement été validé en contusion et non en distraction ou dislocation. De plus, les mécanismes lésionnels sont fortement simplifiés et l'aspect dynamique de la blessure n'est pas représenté.

Des études se sont intéressées au mécanisme de contusion en particulier. Sur un modèle de la section T12-L1 de la moelle épinière seule, Yan et al. (2012) ont étudié le lien entre le pourcentage de compression du canal et la déformation de la moelle lors de la projection d'un fragment osseux. Leurs résultats ont démontré une corrélation avec le pourcentage de compression et la déformation dans la moelle. Khuyagbaatar, Kim et Kim (2014) ont testé sur un modèle par éléments finis de la moelle épinière bovine seule l'effet de la vitesse d'impact (1,5 m/s à 7,5 m/s) et de la grosseur de l'impacteur (pour une même masse) sur la contrainte de von Mises, la déformation, le taux de compression de la moelle et l'aire de la section transversale de la moelle. Les résultats suggèrent un seuil de 4,5 m/s pour une augmentation marquée de la contrainte. La taille de l'impacteur n'a pas eu d'effet significatif sur les paramètres étudiés. Avec le modèle SM2S, la réponse de la moelle à une contusion transverse dynamique (Fradet, Arnoux, et al., 2016) ou à la projection de fragments de vertèbres lors de la fracture comminutive (Diotalevi et al., 2020) a également été évaluée.

Khuyagbaatar et al. (2017) ont étudié l'effet de l'ossification du ligament PLL avant et après laminectomie sur les contraintes et déformations en position neutre, en flexion et en extension dans la moelle épinière. La flexion était la posture créant les plus grandes amplitudes de contrainte et déformation sans doute à cause de l'élongation de la moelle en flexion. En extension, c'est un phénomène de pincement qui était observé. Le modèle SM2S a aussi été utilisé dans le cadre d'études de pathologies du rachis. Une étude a été effectuée sur l'impact de la myélopathie sur la moelle épinière. L'étude a simulé des cas de déplacement quasi-statique des disques intervertébraux C4-C5 et C5-C6 vers la dure-mère (Taso et al., 2015). Une autre étude a été menée sur l'effet de différentes configurations de sténose au niveau du rachis cervical lors d'un chargement dynamique en hyper-extension (Bailly et al., 2020).

Bien que la majorité des études utilisent les contraintes et déformations, il existe un débat sur la pertinence de ces métriques pour déterminer l'atteinte neurologique. Cependant, une étude utilisant un modèle de la moelle épinière isolée a rapporté une corrélation statistiquement significative entre l'ampleur de la contrainte et de la déformation avec la présence de troubles neurologiques en effectuant une étude rétrospective à l'aide de données cliniques de 28 patients

(Czyż, Ścigala, Będziński, & Jarmundowicz, 2012). Similairement, en effectuant des tests expérimentaux sur des échantillons de substance blanche provenant de cochons d'Inde, Galle et al. (2007) ont établi une corrélation statistique entre l'endommagement cellulaire et les contraintes et déformations mesurées grâce à un modèle par éléments finis.

En conclusion, les diverses études numériques menées sur la moelle épinière ont démontré que la blessure médullaire est dépendante du mécanisme lésionnel (Jones & Clarke, 2019). Cependant, les modèles existants de rachis cervical incluant la moelle épinière sont souvent peu détaillés, certaines structures ne sont pas intégrées et ils comportent des lois matériaux linéaires, alors que les études expérimentales démontrent que la moelle a un comportement non-linéaire. De plus, la modélisation des chargements est généralement très simplifiée par rapport aux situations réelles et la validation du comportement de la moelle est limitée. Finalement, **aucune étude n'a été faite sur l'impact de la mobilité post-traumatique sur l'endommagement mécanique de la moelle épinière.**





## CHAPITRE 2

### HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS

#### 2.1 Contexte de la problématique

La revue des connaissances effectuée sur les traumatismes au rachis cervical a permis de soulever plusieurs points et de révéler certaines problématiques.

1) Les blessures en flexion-distraction sont parmi les plus fréquentes et les plus sévères au niveau du rachis cervical. Elles sont caractérisées par une rupture postérieure principalement ligamentaire et, dans les cas les plus graves, elles peuvent mener à la subluxation ou la dislocation de l'articulation des facettes. Elles surviennent lors d'un impact frontal dans un accident de voiture ou lors d'une chute sur la tête. Cependant, le mécanisme global en cause est encore débattu dans la littérature. Aussi, aucune étude expérimentale à notre connaissance n'a produit systématiquement des lésions en flexion-distraction avec un modèle du corps complet.

2) Il existe peu de liens entre l'état du rachis cervical tel que visualisé par l'imagerie après le trauma et l'ampleur des troubles neurologiques du patient. Certains seuils sont utilisés en clinique pour déterminer la sévérité de l'atteinte neurologique, mais ceux-ci ont été peu étudiés d'un point de vue biomécanique. D'ailleurs, ils n'existent pas de consensus dans la communauté médicale ou scientifique. Il est donc difficile pour le clinicien d'établir le pronostic du patient et de sélectionner le traitement (durée de l'immobilisation, choix d'un traitement de stabilisation chirurgicale ou non). Peu d'information existe également sur le comportement mécanique de la moelle épinière après un traumatisme.

3) La relation entre le mécanisme lésionnel, le patron de blessures disco-ligamentaires et l'atteinte neurologique n'a été que peu étudiée. Bien que des modèles numériques du rachis cervical aient été développés, ces derniers n'incluent que rarement la moelle épinière et

simulent généralement des cas de chargements simplifiés : appliqués sur une seule unité fonctionnelle et avec des conditions limites qui ne tiennent pas compte du chargement global sur le corps humain. En effet peu d'informations existent sur le lien entre le mouvement de la tête et du torse et les mouvements intervertébraux lors d'un accident.

## **2.2 Question et hypothèses de recherche**

La question de recherche posée par cette thèse est : **Comment le mécanisme lésionnel des blessures en flexion-distraction est relié à l'instabilité spinale post-traumatique et la sévérité de l'endommagement mécanique de la moelle épinière ?**

Les objectifs définis par cette question de recherche viseront à réfuter ou confirmer les hypothèses suivantes :

H1) Le mécanisme lésionnel a un impact sur les patrons de blessures obtenus

H2) Le patron de blessures disco-ligamentaire a un impact sur l'instabilité et l'endommagement post-traumatique de la moelle épinière

H3) Le mécanisme de blessure médullaire et sa sévérité peuvent être évalués par les contraintes et déformations de la moelle épinière

## **2.3 Objectifs**

L'objectif principal est d'analyser l'influence du mécanisme lésionnel (conditions de chargement, cinématique des vertèbres, patron de blessures disco-ligamentaires) sur l'instabilité (amplitude de mouvement, déplacements relatifs intervertébraux) et l'endommagement mécanique de la moelle épinière (compression de la moelle, contrainte de von Mises, déformations principales) lors de blessures en flexion-distraction.

Cet objectif s'articule en trois sous-questions :

Q1) Comment les conditions de chargement (vitesses et orientation) influencent la cinématique de la tête et des vertèbres du rachis cervical et le patron de blessures lors d'un chargement dynamique en flexion ou en flexion-compression ? (Q1)

Q2) Quelle est la contribution des différentes structures disco-ligamentaires postérieures sur l'instabilité du rachis cervical post-traumatique en flexion (amplitude de mouvement, position des centroïdes des vertèbres)? (Q2)

Q3) Quel est l'endommagement de la moelle épinière en flexion-extension post-traumatique après une blessure en flexion-distraction (contraintes de von Mises dans la moelle, déformations de la moelle, compression de la moelle) ? (Q3)

Pour répondre à ces questions, les objectifs spécifiques suivant sont définis :

O1) Développer et exploiter un banc d'essai afin d'étudier la cinématique de la tête et du rachis cervical lors d'un impact dynamique à l'arrière de la tête ainsi que les blessures subséquentes dans le cadre d'une campagne d'essais expérimentaux sur sujets anatomiques complets (Q1) (H1)

O2) Raffiner et valider un modèle par éléments finis de l'unité fonctionnelle C4-C5 en lui intégrant des propriétés mécaniques et des modèles de rupture adaptés aux conditions dynamiques et l'exploiter pour caractériser les patrons de blessures en hyper-flexion et hyper-flexion avec compression (Q1) (H1)

O3) Mesurer la mobilité cervicale pré- et post-trauma sur sujets anatomiques complets après un impact dynamique à l'arrière de la tête (Q2) (H2)

O4) Raffiner un modèle par éléments finis du rachis cervical (C2-T1) en calibrant les propriétés mécaniques des ligaments et disques intervertébraux par rapport à la pression intradiscale et la mobilité intervertébrale en flexion-extension puis effectuer un plan d'expérience pour quantifier la contribution des structures disco-ligamentaires postérieurs à la stabilité spinale en flexion (Q2) (H2)

O5) Raffiner le modèle par éléments finis du système nerveux central, l'intégrer au modèle de rachis cervical (C2-T1), valider son comportement en flexion et extension, puis l'exploiter pour caractériser l'endommagement de la moelle épinière pour des blessures en flexion-distraktion (Q3) (H2, H3)

## **2.4 Organisation de la thèse**

Le projet se divise en deux volets soit un volet portant sur la biomécanique du trauma en flexion-distraktion et un second sur le comportement post-traumatique (Figure 2.1). La réalisation des objectifs a mené à trois articles scientifiques et un article de conférence qui seront présentés dans ce manuscrit. Le chapitre 3 porte sur la campagne expérimentale d'essais à l'arrière de la tête menée sur spécimens cadavériques (objectif 1 et 3) et sur l'étude de la cinématique globale lors de l'impact et les blessures subséquentes. Le chapitre 4 fait suite à cette étude et investigate le lien entre la cinématique des vertèbres et la cinématique de la tête ainsi que les blessures obtenues. Le chapitre 5 est un article de conférence présentant une étude numérique sur le mécanisme lésionnel local lors d'un chargement en flexion ou flexion-compression (objectif 2). Le chapitre 6 présente un article scientifique rédigé au sujet de la contribution des ligaments postérieurs et du disque sur la stabilité post-traumatique en flexion (objectif 4). Le chapitre 7 est un article scientifique au sujet du mécanisme de blessure médullaire due à des blessures en flexion-distraktion lors de la flexion-extension post-traumatique (objectif 5). Finalement, le chapitre 8 est la discussion globale du projet de recherche.

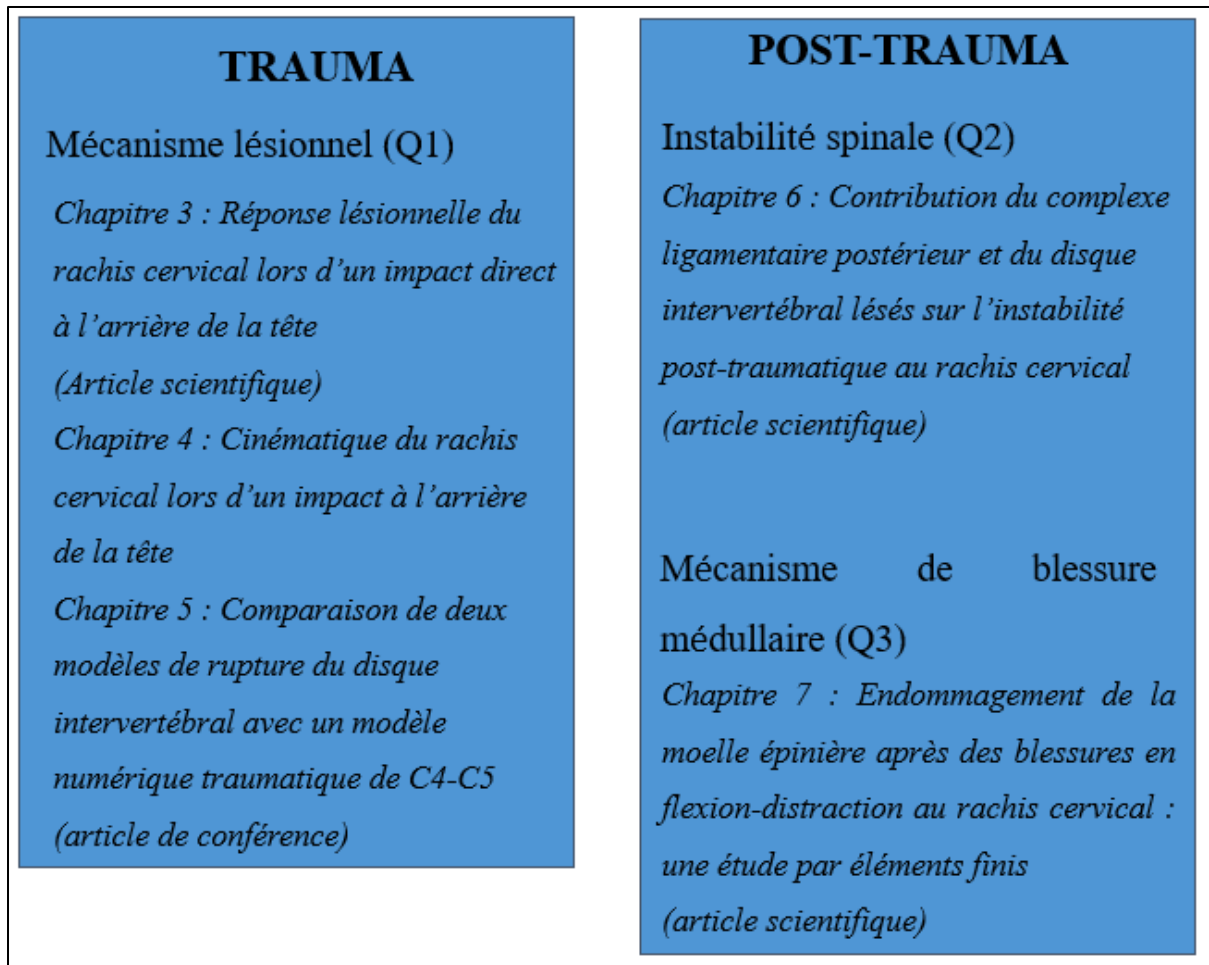


Figure 2.1 Organisation du corps de la thèse



## CHAPITRE 3

### CERVICAL SPINE INJURY RESPONSE TO DIRECT REAR-HEAD DYNAMIC IMPACT

Marie-Hélène Beauséjour<sup>a, b, c, d</sup>, Yvan Petit<sup>a, b, c</sup>, Eric Wagnac<sup>a, b, c</sup>, Anthony Melot<sup>a, d</sup>, Lucas Troude<sup>d, e</sup> et Pierre-Jean Arnoux<sup>a, d</sup>

<sup>a</sup> Laboratoire international d'imagerie et biomécanique du rachis (iLab-Spine), Montréal, Canada et Marseille, France

<sup>b</sup> Département de Génie mécanique, École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

<sup>c</sup> Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal 5400 boulevard Gouin Ouest, Montréal, Québec, Canada, H4J 1C5

<sup>d</sup> Laboratoire de biomécanique appliqué – Université Gustave Eiffel Faculté de médecine Secteur Nord, Boulevard P. Dramard, Marseille, France, 13015

<sup>e</sup> Neurochirurgie, Hôpital Nord, Chemin des Bourrely, Marseille, France, 13015

Article soumis dans « Clinical Biomechanics », mai 2021

#### 3.1 Avant-Propos

Ce chapitre contient un article scientifique présentant les résultats obtenus lors de la campagne d'essais expérimentaux sur sujets anatomiques soumis à un impact dynamique à l'arrière de la tête. Cette campagne a eu lieu au Laboratoire de biomécanique appliquée à Marseille. Cet article répond à deux objectifs de la thèse soit d'étudier la cinématique de la tête et les blessures obtenues lors d'un impact dynamique à l'arrière de la tête (O1) et de mesurer la mobilité cervicale pré- et post-trauma après un impact à l'arrière de la tête (O3). Le présent chapitre porte spécifiquement sur la cinématique de la tête tandis que le chapitre 4 présentera les données de cinématique des vertèbres cervicales. Six sujets anatomiques masculins (âge moyen de 88 ans) ont été impactés à l'arrière de la tête par un impacteur de 40 kg avec une inclinaison postérieure de 0 ou 25 degrés et à une vitesse de 3,5 à 5,5 m/s. Les forces appliquées par l'impacteur ont été mesurées grâce à une cellule de force et les sujets ont été équipés d'accéléromètres au sternum, au front et à la bouche. Des marqueurs noirs et blancs ont aussi été fixés à la tête et à l'épaule des sujets. La position de ces marqueurs a été suivie en 3D par

stéréographie. Les essais ont été filmés par deux caméras haute vitesse (1000 Hz). Les sujets ont été imagés par tomographie avant et après l'impact afin d'évaluer l'état de dégénérescence des rachis cervicaux et les blessures encourues. Les sujets ont également été disséqués après l'impact. Les forces d'impact, les données des accéléromètres et le déplacement de la tête dans le plan sagittal lors de l'essai ont été reportés. Les blessures générées ont été identifiées et reliées à la présence d'ostéophytes antérieurs au rachis cervical. L'amplitude de mouvement en flexion-extension de la tête avant et après l'impact a aussi été rapportée. La première auteure a participé à la rédaction du protocole et à la réalisation des essais avec le support technique de Catherine Masson, Max Py et Virginie Bascop. La dissection des sujets ainsi que l'analyse des images tomодensitométrique ont été effectuées par les neurochirurgiens Anthony Melot et Lucas Troude. La première auteure a effectué l'analyse des données et la rédaction de la première version de l'article.

### **3.2 Abstract**

*Background:* Direct rear-head impact can occur during falls, road accidents, or sports accidents. They induce flexion-compression loading suspected to cause flexion-distraction injuries at the cervical spine. However, post-mortem human subject experiments mostly focus on sled impacts and flexion-distraction injuries have not been systematically produced on cadavers.

*Methods:* Six male cadavers were subjected to a direct rear-head impact of 3.5 to 5.5 m/s with a 40 kg impactor. The subjects were equipped with accelerometers at the forehead, mouth and sternum. High-speed cameras and stereography were used to track head displacements. Head range of motion in flexion-extension was measured before and after impact for four cadavers. The injuries were assessed from CT-scan and dissection.

*Findings:* Maximum head rotation was between 43 degrees and 78 degrees, maximum cranial-caudal displacement between -12 mm and -196 mm and antero-posterior displacement between 90 mm and 139 mm during the impact. Four subjects had flexion-distraction injuries. Anterior vertebral osteophytes identification showed that fractures were produced to inferior or superior



adjacent levels of osteophytic bridges. The other two subjects had no anterior osteophytes. They suffered from C2 fracture and one subject had a C1-C2 subluxation. C6-C7 was the most frequently injured spinal level.

*Interpretation:* Anterior vertebral osteophytes influenced the type and position of injuries. Osteophytes appear to provide stability in flexion for the osteoarthritic cervical spine but also lead to stress concentration in levels adjacent to the osteophytes. Clinical management of patients presenting with osteophytes fracture should include neck immobilization and careful follow-up to ensure bone healing.

Keywords: cervical spine; flexion-distraction, trauma; osteophyte; head-first impact

### **3.3 Introduction**

Rear-head impact can occur from motorcycle or bicycle accidents (Bourdet et al., 2014 ; Molinero, 2013), car and pedestrians collisions (Yin, Li, & Xu, 2017) or sport accident (Bailly, Llari, Donnadieu, Masson, & Arnoux, 2018 ; Dennison et al., 2012). This type of impact generate flexion and compression loads to the spine. Nightingale et al. (2019) postulated that compression and compression-buckling are the main mechanisms of cervical spine dislocation rather than hyperflexion. Dislocation is a serious situation correlated to high risks of spinal cord injury (Mattucci et al., 2019). Flexion-distraction injuries characterized by rupture of the posterior ligamentous complex and intervertebral disc (IVD) with or without bony fracture are also common at the cervical spine and are associated with neurological deficits in 61 % of cases (Blauth et al., 2007). It is therefore important to characterize the mechanisms leading to flexion-distraction injuries to better understand the injuries and design more efficient safety devices. However, studies on flexion-distraction mechanism are few and rarely performed on full body specimens.

Several studies on cervical spine trauma due to head loading have used complete cervical spine specimens with the head or an artificial head. These studies performed axial loading to the head with an hydraulic testing device (Maiman, Yoganandan, et Pintar 2002; Pintar et al. 1998;

1990). Maiman et al. (2002) and Pintar et al. (1998) observed cases of flexion-distraction injury due to axial compression loading of the head, but this is not necessarily representative of the transient loading experienced during real-life accidents. Pintar et al. (1990) mostly produced vertebral body fractures since they straightened the cervical spine before loading. Ivancic (2012) simulated head-impact by throwing cervical spine specimens and a surrogate head to a wall with a forward protrusion of the head. All their 10 osteo-ligamentous specimens sustained injuries to the posterior ligamentous complex at C7-T1, however their specimens were removed of muscles and soft tissues spine and the fixation of T1 may have encouraged injuries at the C7-T1 functional spinal unit (FSU). Using 5 post-mortem human subjects (PMHS), Pintar et al. (2010) performed frontal sled impact. Three specimens had lower cervical spine dislocation at C6-C7 or C7-T1 accompanied with vertebral body fractures, but this test corresponds to a different mechanism than direct head impact. Three different studies on neck compression injury following impact to the top of head performed on PMHS were analyzed by Viano et Parenteau (2008). Merging the results of the three tests demonstrated that head velocity increases impact force and risk of serious injury. However, applying the load to the top of the head did not lead systematically to flexion-distraction injuries.

Notably, PMHS are often old and osteoarthritic. Spinal segments with osteophytes are stiffer under axial loading and exhibit a higher load at failure (Wagnac et al. 2017). Osteophytes at the thoracolumbar spine restrain movements especially bending (Al-Rawahi et al. 2011). Therefore, osteophytes could protect the spine from trauma by limiting movement. In a clinical study of cervical spine injury of professional wrestlers, Sasaki et al. (2018) observed that for patients with large anterior osteophytes, spinal cord injury occurred at levels adjacent to the osteophytes. Yet, there have been no experimental studies on osteoarthritis and osteophytes influence on cervical spine injuries.

This study objective was to characterize the injuries and the head kinematics due to direct dynamic rear-head impact.

## **3.4 Methods**

### **3.4.1 Preparation of post-mortem human subjects**

Six male PMHS embalmed with zinc chloride solution (41%) were used (Goodarzi, Akbari, et Razeghi Tehrani 2017). The PMHS were aged between 83 and 96 years old and their height was between 154 and 187 cm. A CT-scan was performed to check for spinal pathologies along with a phantom to enable the measurement of the trabecular bone mineral density (TBMD). Using the 3D slicer software (<http://www.slicer.org>), the antero-posterior length of the cervical osteophytes was measured as described in Al-Rawahi et al. (2011). The middle sagittal thickness of the cervical spine IVD and the length from C0 to T1 were also measured on the CT images. A Thompson grade for assessing the IVD degeneration was assigned to each subject based on the presence and size of osteophytes (Thompson et al. 1990). The most severe grade among all spinal levels was assigned to each subject.

### **3.4.2 Manual mobility evaluation and impact**

Prior to the impact, the PMHS were mobilized manually in flexion-extension, axial rotation and lateral bending for 20 cycles to reduce post-mortem rigidity and pre-condition the cervical spine. Then, the head was rotated manually to maximal flexion and maximal extension to assess the pre-trauma range of motion (RoM). Position markers were glued on the PMHS head and shoulder. The motion was filmed by two cameras (Fastcam SA3, Photron, San Diego, United States) and the Vic3D system (Correlated Solutions, Irmo, United States) was used to report the markers 3D position and measure the head displacement.

After the mobility evaluation, head impact was done with a horizontal impactor of 40 kg with a cross-section of 75 mm of diameter propelled by a system of springs. The PMHS were seated in a custom bench made from an isolated car seat and rails (Peugeot 307, Peugeot, Poissy, France) fixed to an elevation platform (Figure 3.1). The seat was adjusted for the impactor to hit the parietal region of the PMHS skull. The parietal region was chosen since it was identified as the main site of impact for rear impact of motorcyclists (Molinero 2013). The PMHS were

fixed with straps to the seat: one at the hips and one under the arms. Weights (total of 120 kg) were placed on the platform to reduce its motion during the impact. Four combinations of seat backward inclination, length of contact between the impactor and the head before the impactor is stopped by the propulsors system and velocity of impact were tested, as described in Table 3.1. Three impact velocities (3.5, 4.7 and 5.5 m/s) were chosen to fit past experimental testing on neck injuries (Nightingale et al. 1996; Saari, Itshayek, et Cripton 2011; Ivancic 2012; Viano et Parenteau 2008; Yoganandan et al. 2000). A foam protector (PUG-10-480) of 2 cm thick was placed at the extremity of the impactor. A helmet (Oxelo MF500, Decathlon, Lille, France) was used at medium and high velocity to avoid skull fracture (identified in Table 3.1). A flexible plastic was positioned to support the back of the neck and maintaining C4-C5 perpendicular to the seat. After impact, the manual mobility evaluation procedure was performed again.

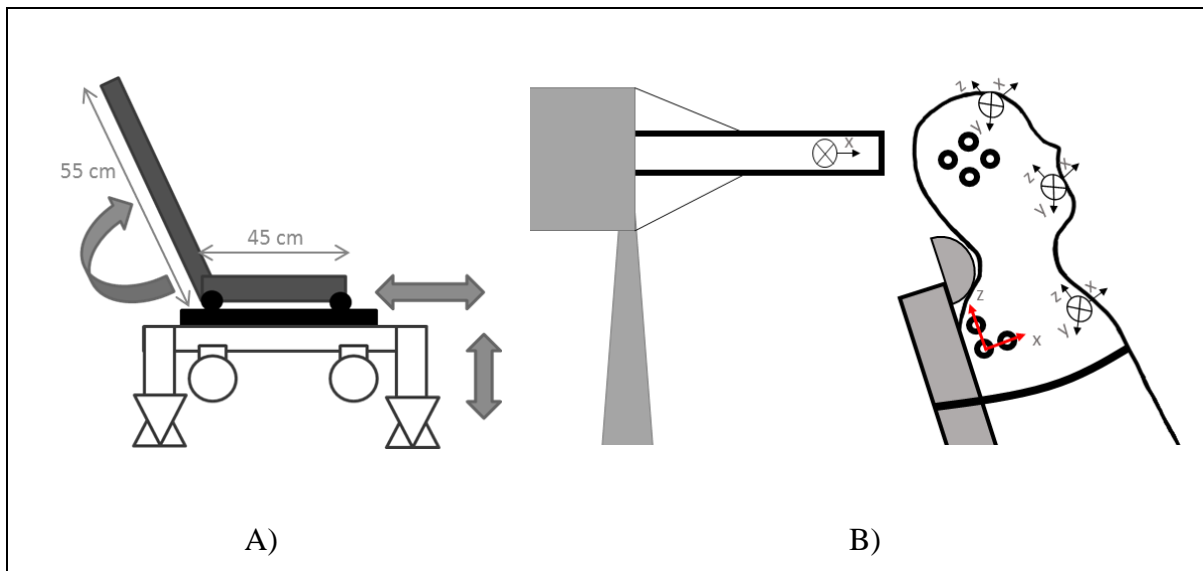


Figure 3.1 Test bench and subject instrumentation. A) Seat design and dimensions, grey arrows represent the possible seat adjustments. B) Accelerometers and markers' position and coordinate systems. The accelerometers are represented by a black cross. The black and white markers represent the points followed by stereography. The red coordinate system represents the subject specific sagittal plane.

Table 3.1 Impact conditions

<b>Subject number</b>	<b>Impact Velocity (m/s)</b>	<b>Impact energy (J)</b>	<b>Head backward angle (degrees)</b>	<b>Length of contact between the head and impactor (cm)</b>	<b>Helmet used</b>
1	3.5	245	25	0	No
2	3.5	259	0	20	No
3	4.7	461	25	20	Yes
4	4.7	442	25	20	Yes
5	5.5	627	25	20	Yes
6	5.5	605	25	20	Yes

### 3.4.3 Instrumentation and data analysis

The PMHS were equipped with nine  $\pm 250$  g range uniaxial accelerometers (EGAS S403A-250-/L1.5M, TE Connectivity, Schaffhouse, Switzerland): 3 on the forehead, 3 in the mouth and 3 on the sternum. One uniaxial accelerometer was placed on the impactor in the direction of the impact. The location and coordinate systems of the accelerometers are shown in Figure 3.1. A triaxial load cell (capacity of  $\pm 30$  kN, type 9347C, Kistler, Winterthur, Switzerland) was placed on the impactor under the foam protector. The data were collected at 10 000 Hz by the data acquisition system (Kidau 3446, Kistler, Winterthur, Switzerland).

The acceleration and force data were filtered using a low-pass second order Butterworth filter (between 150 and 250 Hz). Fast Fourier transforms were performed to extract the data frequency domain and to identify the noise frequency. The resultant of mouth accelerometer data in the three axes was reported since it is difficult to ensure the accelerometers correct alignment in the mouth. The head and shoulder markers 3D position was recorded using Vic3D. The images were filmed at 1000 Hz by two high-speed cameras (Fastcam SA3,

Photron, San Diego, United States). The subject specific coordinate system (SCS) was constructed from three markers placed on the subject (Figure 3.1). The markers positions were then projected onto the SCS sagittal plan to measure the head rotation and displacements during mobility evaluation and impact testing.

After the impact and post-trauma manual mobility evaluation, another CT-scan was performed. The images were reviewed by a neurosurgeon to identify bony fractures and signs of discoligamentous injuries. Finally, the cervical spine was dissected by a neurosurgeon. The IVD and ligaments integrity was visually assessed. The AO spine classifications for the upper cervical spine (C0-C3) and subaxial spine were used to classify the injuries (Vaccaro et al. 2016; Divi et al. 2019).

### **3.5 Results**

Table 3.2 shows the anterior osteophytes spinal level position, type of osteophytes, anteroposterior length and volume. The PMHS age, measured TBMD, the IVD middle thickness and the Thompson grade are also presented in Table 3.2. The average TBMD was between 200 mg/cc and 370 mg/cc and the Thompson grade between III and V. Two subjects (PMHS #1 and #5) had no anterior vertebral osteophytes. PMHS #2 was the most osteoarthritic with the lowest TBMD. The anterior osteophytes were fused at C4-C5 and the vertebrae C6 and C7 were fused.

Table 3.2 Trabecular bone density, anterior osteophytes and intervertebral disc average middle height

Subject number	Trabecular bone mineral density (mg/cc)	Antero-posterior length of osteophytes (mm)	Intervertebral disc thickness (mm)	Most severe Thompson grade
1	C2: 330 C3: 370 C4: 400 C5: 430 C6: 350 C7: 310 <b>Average: 370</b>	0	C2-C3: 5.3 C3-C4: 4 C4-C5: 3.5 C5-C6: 1.2 C6-C7: 4.1 C7-T1: 3.8 <b>Average : 3.7</b>	III
2	C2: 230 C3: 240 C4: 230 C5: 170 C6: 170 C7: 190 <b>Average: 200</b>	C2: 10 C3: 6.4 C4: 5.9 C5: 5.1	C2-C3: 4.1 C3-C4: 2.7 C4-C5: 2.8 C5-C6: 3 C6-C7: 0 C7-T1: 4.5 <b>Average : 2.9</b>	V
3	C2: 320 C3: 310 C4: 390 C5: 420 C6: 370 C7: 340 <b>Average: 360</b>	C4: 4.5 C5: 3.7 C6: 2.3	C2-C3: 5 C3-C4: 4.6 C4-C5: 2.8 C5-C6: 2.6 C6-C7: 4.7 C7-T1: 4.1 <b>Average: 4</b>	V
4	C2: 310 C3: 350 C4: 350 C5: 350 C6: 310 C7: 300 <b>Average: 330</b>	C5: 1.3 C6: 1.8	C2-C3: 3.6 C3-C4: 4.3 C4-C5: 4.3 C5-C6: 3 C6-C7: 4.1 C7-T1: 3.7 <b>Average : 3.8</b>	IV

Table 3.2 Trabecular bone density, anterior osteophytes and intervertebral disc average middle height (continued)

Subject number	Trabecular bone mineral density (mg/cc)	Antero-posterior length of osteophytes (mm)	Intervertebral disc thickness (mm)	Most severe Thompson grade
5	C2: 300 C3: 300 C4: 380 C5: 400 C6: 320 C7: 280 <b>Average: 330</b>	0	C2-C3: 4.3 C3-C4: 2.8 C4-C5: 3.4 C5-C6: 3.5 C6-C7: 2.4 C7-T1: 4 <b>Average: 3.4</b>	III
6	C2: 380 C3: 330 C4: 230 C5: 180 C6: 190 C7: 290 <b>Average: 270</b>	C4: 2.5 C5: 2.5 C6: 3	C2-C3: 3.9 C3-C4: 2.7 C4-C5: 2.4 C5-C6: 1.7 C6-C7: 2.1 C7-T1: 2.2 <b>Average: 2.5</b>	V

A schematic representation of the subjects' cervical spine, the post-trauma injuries and the anterior osteophytes are reported in Figure 3.2. The two PMHS without anterior osteophytes (PMHS #1 and #5) had fractures at the C2 vertebral body (Figure 3.2). PMHS #2 presented a fracture of the superior osteophyte at C3 and a fracture at the fused vertebrae C6-C7. The other three subjects (#3, #4 and #6) had posterior disco-ligamentous injuries at C6-C7 or C7-T1 (type B2). The other injuries were fractures at the facets at C3-C4, C5-C6 or C6-C7 (type F1). PMHS #6 also had fractures of the lamina at C3 and of the lamina and spinous process at C6. There was one case of subluxation at C1-C2 (PMHS #5).



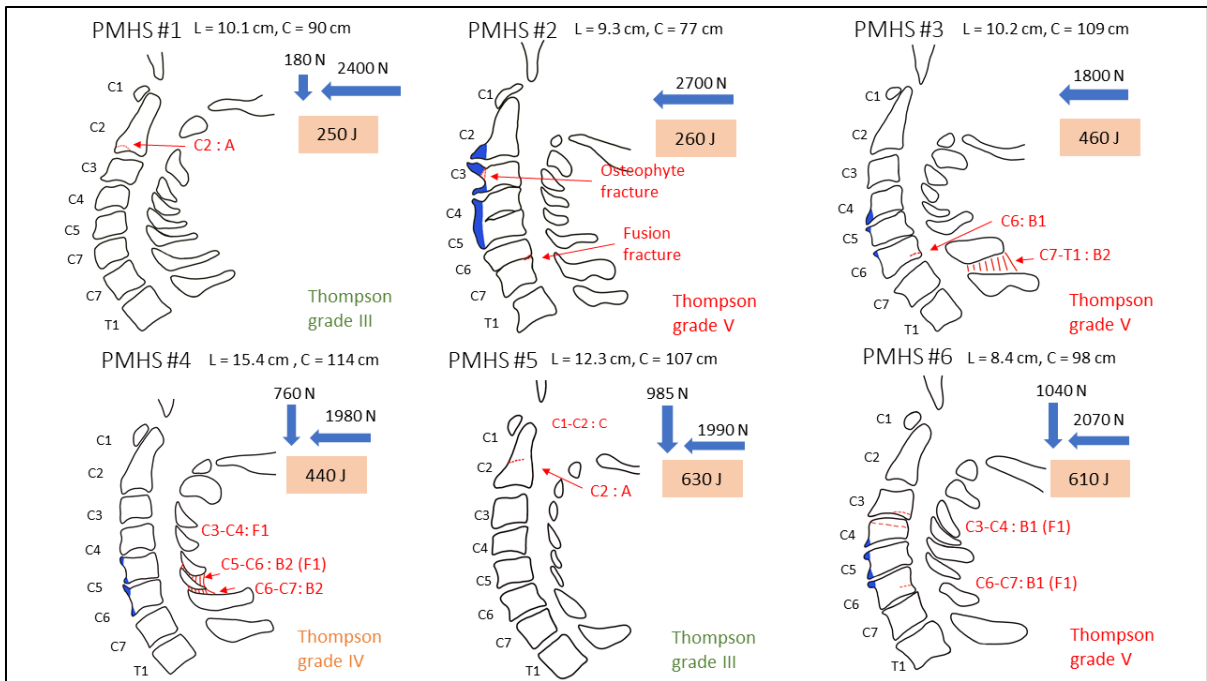


Figure 3.2 Cervical spine contour of the subject after the impact. Schematic representation made from CT images of the subjects and post-trauma dissection. Osteophytes are represented in blue, fractures are represented by dotted red lines and disco-ligamentous injuries are represented by red dashes. L is the length of the neck from C0 to T1. C is the circumference of the neck including the soft tissues. The Thompson grade corresponds to the most severe grade in the entire cervical spine. The impact force in the axial and antero-posterior direct is given in Newton adjacent to the blue arrows and the energy of the impact is indicated in joules in the orange square.

The head flexion-extension RoM measured during the manual mobility tests before and after the impact are presented in Table 3.2. This test was not performed on PMHS #1 and #2. The flexion-extension RoM increased between 35 and 75 % after impact. The PMHS with larger osteophytes had a smaller pre-impact global RoM. The head displacements relative to the shoulders during the impact are presented in Table 3.3. The cranial-caudal displacements were between -12 and -196 mm. In all cases, the cranial-caudal displacement was negative which is normal during neck flexion. This movement was generally larger as the impact velocity increased. The relative anterior posterior translation (90 to 140 mm) however did not show a relation with the impact velocity. Finally, the head rotation was almost doubled from the lowest velocity (43 to 45 degrees) to the medium and high velocity (between 69 and 78 degrees).

Table 3.3 Pre- and post-trauma flexion-extension global range of motion and head displacements during impact relative to the shoulders measured by markers tracking

<b>Subject number</b>	<b>Pre-impact flexion-extension RoM (degrees)</b>	<b>Post-impact flexion-extension RoM (degrees)</b>	<b>Difference between the pre- and post-impact RoM (%)</b>	<b>Head cranial-caudal displacement during impact (mm)</b>	<b>Head antero-posterior displacement during impact (mm)</b>	<b>Head rotation during impact (degrees)</b>
1				-12.1	90.4	43
2				-30.1	139.3	45
3	32	56	75	-97.6	125.5 *	78
4	34	50	47	-195.6	118.8	75
5	57	77	35	-194.7 *	133.3 *	71
6	42	66	57	-182.7	98.2	69

\* The asterisk indicates that some of the test data are missing due to loss of markers visualization.

The load cell data for all the impacts in antero-posterior and cranial-caudal directions are presented in Figure 3.3. The antero-posterior direction force was higher for PMHS #1 and #2 because of the absence of helmet and the duration of the impact was about 3 times smaller. From the medium velocity impacts (PMHS #3 and #4) to the high velocity impacts (PMHS #5 and #6), the antero-posterior force increased slightly (8 %) and the shape of the curves were similar. There was a dip in the antero-posterior curve for PMHS #4 which may represent the articular facet fracture at C3-C4. The axial force increased between the three velocities. There was a positive force measure in the axial direction for subject #3 which may have been caused by a slippage of the impactor on the helmet.

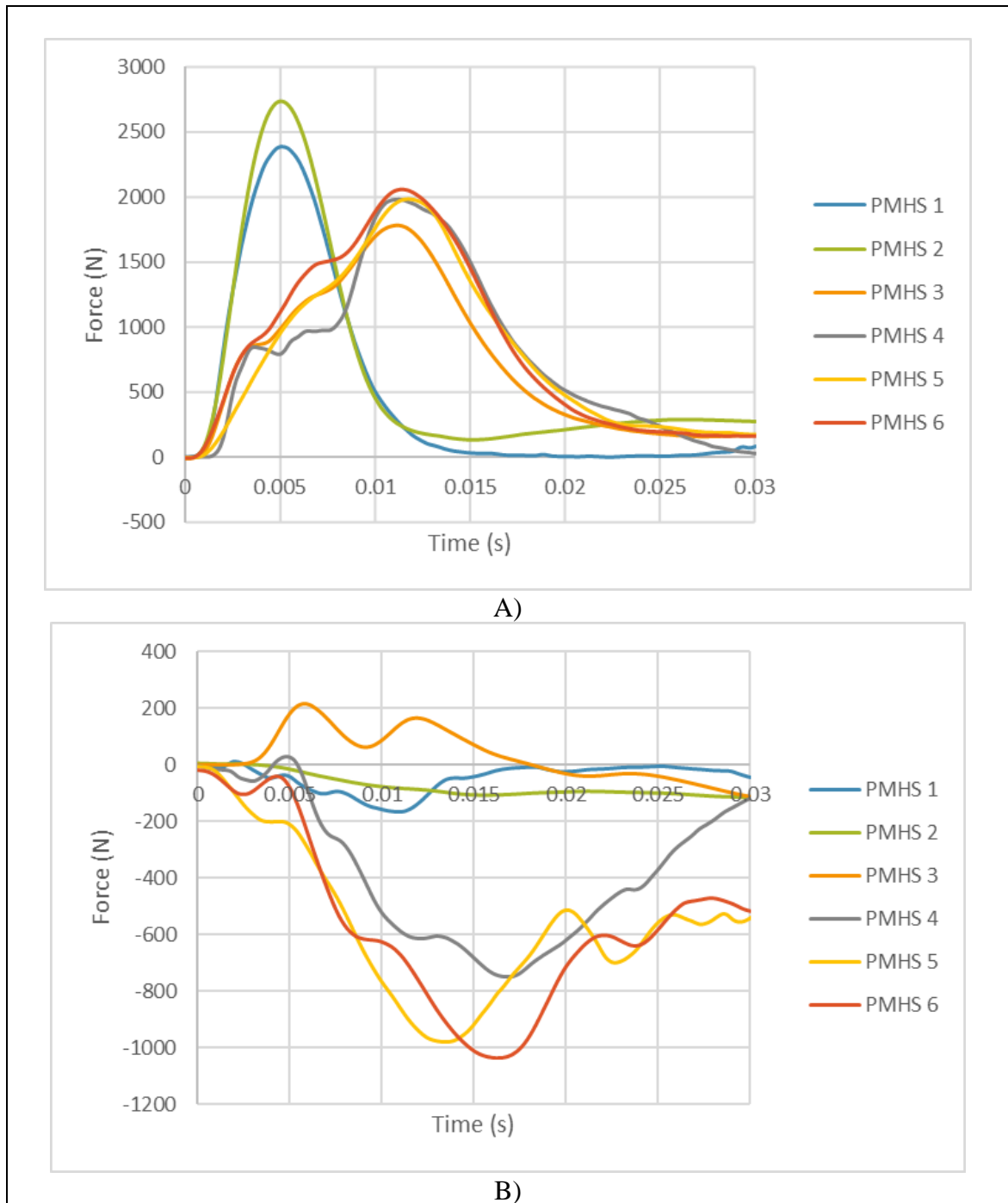


Figure 3.3 Load cell data at the impactor in A) the antero-posterior direction and B) the cranial-caudal direction. Forces (Newtons) measured during the impact for PMHS 1 to 6 in relation to time (seconds). The data were filtered with a low-bass second order Butterworth filter. The triaxial cell load was placed on the impactor under the protective foam.

Peak values of the PMHS accelerometers data are shown in Table 3.4. Peak accelerations in the left-right direction (y) were small compared to the other accelerations which show that the motion was mostly in the sagittal plane. The sternum accelerations magnitude were 7 to 32 % of the forehead resultant accelerations showing that the sternum motion was small but still present. The resultant acceleration measured at the mouth was between 55 and 106 g and tended to increase with the velocity of the impactor. The higher difference between the forehead and sternum accelerations occurred for PMHS #3. Some accelerometers data are absent for PMHS #5 and #6 due to material malfunction.

Table 3.4 Peak accelerations during the impact for all the PMHS

<b>Subject number</b>	<b>Forehead acceleration (X) (g)</b>	<b>Forehead acceleration (Y) (g)</b>	<b>Forehead acceleration (Z) (g)</b>	<b>Sternum acceleration (X) (g)</b>	<b>Sternum acceleration (Y) (g)</b>	<b>Sternum acceleration (Z) (g)</b>	<b>Mouth resultant acceleration (g)</b>
1	39	-9	55	-3	1	8	55
2	47	-4	0	4	-2	9	67
3	27	3	18	-4	-1	-9	63
4	38	13	-106	-3	1	8	106
5	ERROR	ERROR	ERROR	3	-1	-12	ERROR
6	13	-10	-97	10	2	-12	ERROR

### 3.6 Discussion

This is to our knowledge the first full scale study to test rear-head impact on PMHS. A new test bench and protocol was designed to submit six male PMHS to rear-head impact of 250 to 630 Joules. This study provides essential information for the understanding of dynamic head impact and the validation of finite element models that simulate dynamic neck flexion-

compression. This is also the first experimental study to investigate the impact of osteophytes on cervical spine injuries.

Most of the produced injuries were flexion-distraction type injuries (type B1 or B2 in the AOSpine classification) and two PMHS had an articular facet fracture. Posterior discoligamentous injuries were confirmed at autopsy at C5-C6 (once) and C6-C7 (twice). C6-C7 was the most often injured level. This corresponds to the most frequent spinal levels for clinical flexion-distraction injuries at the cervical spine (Quarrington et al. 2018). Two PMHS suffered from injuries at non-contiguous spinal levels which is similar to Ivancic (2012) who observed neck buckling causing injuries to the posterior ligaments at C7-T1 accompanied by injuries at another FSU at the upper or middle spine. They also reported spinous process fractures and atlas and odontoid fractures similarly to our study. However, their specimens were osteoligamentous cervical spines combined with an artificial head and the impact was performed on the top of the skull. Pintar et al. (2010) obtained dislocations at C6-C7 or C7-T1 accompanied with vertebral body fracture on three specimens during frontal sled tests. However, their impact velocities, 6.9 m/s and 15.8 m/s, were superior to our velocities and they used a multi-impact protocol. Pintar et al. (1998) obtained cases of posterior ligaments disruption at the lower cervical spine and cases of vertebral fractures or dislocations. However, they applied a vertical load at 2 to 5 m/s on the head with the cervical spine pre-flexed while our PMHS had a neutral cervical spine position. Their measured failure forces ranged from 3000 to 9700 N which is higher than the loads we measured: resultant force of 1800 N to 2800 N at the impactor. In this study, the maximum forces were similar in amplitude to the force at the impact surface reported by Nightingale et al. (1996) even though the muscles were removed from their specimens. Our experimental results confirm that flexion and compression loading of the spine may lead to flexion-distraction injuries. However, a more important compressive force may be needed to lead to subluxation or dislocation which could be tested in a future study.

Distinct injury patterns were observed depending on the presence and location of anterior vertebral osteophytes. Two of our specimens had no anterior osteophytes and suffered from C2 vertebral body fracture. C2 fracture due to falls or motor vehicle accidents are frequent in

older patients (Tadros et al. 2019; Barrey et al. 2021). One of these subjects also had a C1-C2 subluxation. The other subjects with anterior osteophytes had B1 or B2 injury at the subaxial spine. This suggests that the presence of anterior vertebral osteophytes protected the osteoarthritic subjects from upper cervical spine injury. Osteophytes were found to resist bending moments at the thoracolumbar spine (Al-Rawahi et al. 2011) and reduce cervical RoM (Kuhlman 1993). FSU with osteophytes better resist to axial loading and are less prone to compression fracture (Wagnac et al. 2017). Therefore, anterior osteophytes and lower bone density seem to protect the PMHS from the occurrence of bone fracture. The pre-trauma RoM of PMHS #3 and #4 (with anterior osteophytes) were smaller than the pre-trauma RoM of PMHS #5 with no anterior vertebral osteophyte. This is in accordance with the knowledge that RoM decreases with age and the presence of osteophytes at the thoracic spine (Healy et al. 2015). Pre-impact RoM in flexion-extension showed that subjects with more osteophytes had a smaller initial RoM. Therefore, anterior osteophytes limit the bending of the spine. Also, the osteophyte fracture at C3 observed for PMHS #2 suggests that the osteophytes resisted the movement during the impact. However, our results also show that B1 type fracture were produced at the levels inferior or superior to osteophytic bridges. The same phenomenon was observed by Sasaki et al. (2018) for cervical spine injuries in professional wrestlers with giant anterior osteophytes. Our experimental results show that anterior osteophytes provide stability in flexion and protect the spinal levels where they are formed but seem to increase the stress at the adjacent spinal levels. Finite element analysis could investigate this phenomenon by controlling the number, size and position of anterior osteophytes and the rigidity of the cervical spine and the bone quality. The clinical care of patients with an osteophyte fracture should include observation of the state of the osteophytes and immobilization could be recommended until the osteophytes have been repaired. Also, active patients with diagnosed osteophytes should be advised of the potential increased risk of injury.

In our study, the forehead and mouth acceleration were higher than head acceleration previously reported at the head center of gravity in full-scale experiment using sled test (Yoganandan et al. 2000; Pintar, Yoganandan, et Maiman 2010). However, the head accelerations are in concordance with what was reported at the head center of gravity for direct

head impact on PMHS (Viano et Parenteau 2008). The head acceleration increased with impact velocity, but for the observed range it did not seem to increase the risk of injury. Cranial-caudal displacement increased with the velocity of the impact and head rotation, but the maximum antero-posterior displacement showed no clear pattern. The amplitude of antero-posterior displacement is probably dependent on subject morphometry but may also be influenced by other spine motion like cervical spine buckling. Global head rotation increased from the low velocity to the medium and high velocity, but not between the medium and high velocity. Neck rotation went over the physiological maximum flexion of  $65^\circ$  determined by Niewiadowski et al. (2019) and the maximum flexion of  $48.5^\circ$  determined for volunteers wearing a motorcycle helmet (Lecoublet et al. 2019) for the PMHS hit at medium and high velocities (#3 to 6) but not for the PMHS hit at low velocity. Therefore, the same protocol should be applied in the future to PMHS equipped with a motorcycle helmet or a neck brace since wearing protective equipment can affect the head kinematics and the resultant injuries. Articular facet fracture and disco-ligamentous injuries were seen only for cases of high flexion suggesting that flexion is an important mechanism in the development of this type of injury.

This study comprises limits that should be noted. The subjects were older than the average age for traumatic spinal cord injury (Wagnac et al. 2019) and some had important anterior osteophytes and grade IV or V degeneration (Thompson et al. 1990). However, osteoarthritis is frequent with age (Anderson et Loeser 2010). Considering that the osteoarthritic cervical spine has a different biomechanical behaviour than the healthy spine and that the number of older drivers is increasing (Islam et Mannering 2006), it is essential to gain better knowledge of the osteoarthrosis cervical spine response to dynamic loading and tolerance to injury. While the muscles were preserved, the effect of muscles activation is absent in this experimentation. However, for severe impact, muscles activation in head impact is negligible compared to the effect of ligaments and passive muscles (Kuo et al. 2019). The number of subjects was too small to perform statistical analysis of the test parameters effect which is often the case with full body cadaveric studies. More tests should be done in the future to better understand the effects of the impact velocity and the PMHS morphology and bone pathology.

### **3.7 Conclusion**

Clinically relevant injuries were obtained by applying dynamic rear-head impacts at 3.5 to 5.5 m/s on PMHS. The sustained injuries demonstrate that neck flexion-compression loading can lead to flexion-distraction injuries, type B1 and B2 of the AO Spine classification. A novel experimental protocol was designed which can be used to investigate the efficiency of protective devices in the context of direct head-impact. Significant anterior vertebral osteophytes appear to protect the specimens from injuries by limiting the neck flexion but also lead to stress concentration at the level adjacent to the osteophytes. Clinical care of older patients who have sustained a cervical spine injury should incorporate a close follow-up of the osteophytes state. If an osteophyte fracture is noted, immobilization should be recommended until the fusion of the osteophyte. Understanding the mechanism of injury and neck tolerance is fundamental in the design of protective devices. Finite element analysis should be performed in a future study to investigate the impact of osteophytes size and location on the pattern of injuries and the tolerance to injury.

### **3.8 Conflict of interest**

The authors have no conflict of interest to report regarding this study.

### **3.9 Acknowledgments**

The authors would like to thank Virginie Bascop, Max Py and Catherine Masson for their participation to the experiments. This research was funded by the Federation Internationale de l'Automobile; Canada research chair in biomechanics of head and spine injuries [grant number 231815]; and the Fonds de recherche du Quebec [grant number 271503]. The funding sources were not involved in the study design or writing of the paper. This study was approved by l'École de technologie supérieure, Montréal, Canada under reference number H20180509.



## CHAPITRE 4

### CINÉMATIQUE DU RACHIS CERVICAL LORS D'IMPACT À L'ARRIÈRE DE LA TÊTE

Le présent chapitre répond à deux objectifs de la thèse soit d'étudier la cinématique du rachis cervical lors d'un impact dynamique à l'arrière de la tête (O1) et de mesurer la mobilité cervicale pré- et post-trauma après un impact à l'arrière de la tête (O3). Il présente des données supplémentaires acquises lors des essais expérimentaux d'impact à l'arrière de la tête sur sujets cadavériques qui ont été décrits dans le chapitre 3. Ces données sont tirées du suivi stéréographique des vertèbres cervicales lors de l'impact et lors de mobilisation manuelle des sujets en flexion et extension avant et après le trauma.

#### 4.1 Introduction

À ce jour, la cinématique du rachis cervical lors d'un impact est peu connue. Les études faites sur des sujets sains ne rapportent habituellement que le déplacement de la tête pour éviter d'irradier les volontaires (Deng, Melvin, & Rouhana, 1998 ; Margulies, Yuan, Guccione Jr, & Weiss, 1998). Les études qui ont utilisé la radiographie haute vitesse ou l'IRM sur des sujets sains ont mesuré le déplacement des vertèbres pour des mouvements statiques (Ishii et al., 2004), quasi-statiques (Anderst, Donaldson III, Lee, & Kang, 2015) ou dynamiques, mais évidemment non-traumatiques (Ono et al., 2003). Sur sujets cadavériques, Ivancic et Xiao (2011) ont utilisé des marqueurs fixés sur des tiges vissés aux vertèbres, mais avec des spécimens de rachis cervical ostéoligamentaire jumelés avec torse et tête artificiels et lors d'essais d'impact arrière sur chariot. Cette méconnaissance de la cinématique du rachis est nuisible pour notre compréhension des mécanismes lésionnels et pour le développement et la validation de modèles par éléments finis du corps humain.

Des seuils lésionnels de mobilité intervertébrale ont été développés lors d'essais sur des spécimens d'une ou deux unités fonctionnelles (Carter et al., 2002 ; Nightingale et al., 2002,

2007 ; Shea, Edwards, White, & Hayes, 1991), mais ceux-ci sont déterminées dans des conditions de chargements simplifiées et n'ont pas été évalués lors d'essais sur sujets anatomiques complets. La majorité des études portant sur le mécanisme lésionnel intervertébral utilise des spécimens ostéoligamentaires seulement (Ivancic, 2012 ; Ivancic & Xiao, 2011 ; Saari et al., 2013). Le lien entre la cinématique des vertèbres et les blessures obtenues est donc toujours méconnu.

Finalemt, les études portant sur l'instabilité spinale utilisent un protocole de résection séquentielle des structures disco-ligamentaires (Hartman et al., 2016 ; Brown et al., 2005 ; Goel et al., 1984 ; Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007 ; Richter et al., 2000) et représente donc des cas simplifiés de blessures. Seules des études sur modèles porcins ont effectués des protocoles d'essais traumatiques afin d'évaluer l'instabilité subséquente (Oxland, Panjabi, Southern, & Duranceau, 1991 ; Panjabi et al., 1989), mais sur des spécimens ostéoligamentaires.

Lors de la présente étude expérimentale, le premier objectif était de mesurer la cinématique des vertèbres lors d'un impact dynamique à l'arrière de la tête afin de relier le déplacement intervertébral aux conditions de chargements et de caractériser comment la cinématique des vertèbres affecterait les patrons de blessures obtenus. Le second objectif était de mesurer l'augmentation potentielle de mobilité intervertébrale après l'impact.

## **4.2 Méthodes**

Six sujets cadavériques (de sexe masculin, âge moyen de 88 ans) dont les caractéristiques ont été présentés au chapitre 3 ont été utilisés. Avant les essais d'impact à l'arrière de la tête, un neurochirurgien a inséré des gonds à vis (4,5 mm de diamètre et 60 mm de longueur) dans les corps vertébraux des vertèbres accessibles du cou en disséquant la peau et les tissus sur la face antéro-latérale droite du cou tel qu'indiqué par la ligne pointillée jaune à la Figure 4.1. Cette méthode a permis d'accéder au rachis en minimisant l'atteinte aux structures musculaires du cou. La Figure 4.2 présente un exemple de placement des vis tel que visualisé par

tomodensitométrie. La ligne jaune indique où la dissection a été effectuée pour permettre l'insertion des vis dans les corps vertébraux

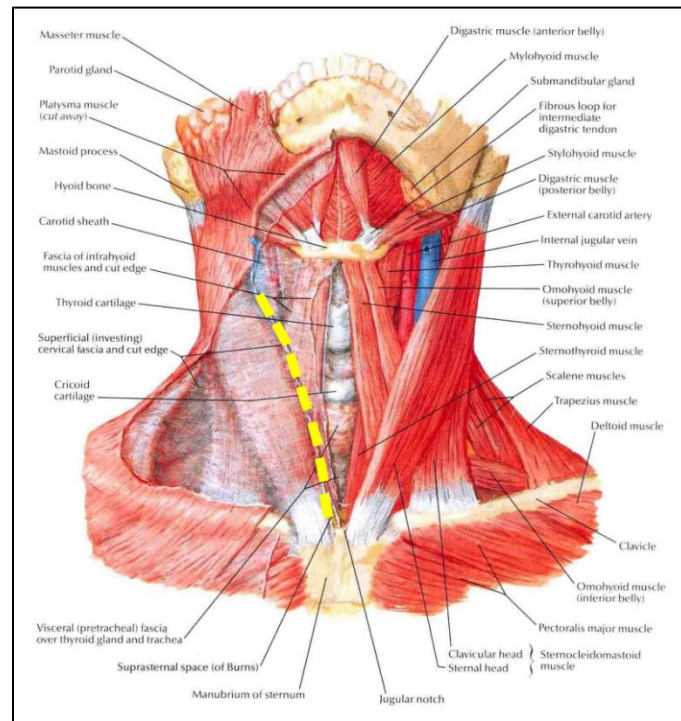


Figure 4.1 Vue antérieure des muscles du cou  
Adaptée de Netter & Scott (2019)

L'objectif de cette insertion était de permettre le suivi par stéréographie des vertèbres cervicales lors de l'impact et de la mobilisation manuelle en flexion-extension pré et post-impact. Selon l'anatomie du patient, plus spécifiquement la longueur du cou et l'emplacement de la clavicule et de la mâchoire, les vertèbres accessibles à l'insertion de vis étaient différentes. Donc, les vis ont été insérées à différents niveaux selon les sujets, bien que cela limite la comparaison de la cinématique cervicale des six sujets (Tableau 4.1). Une imagerie par tomodensitométrie a été effectuée après l'insertion pour s'assurer du bon positionnement des vis.

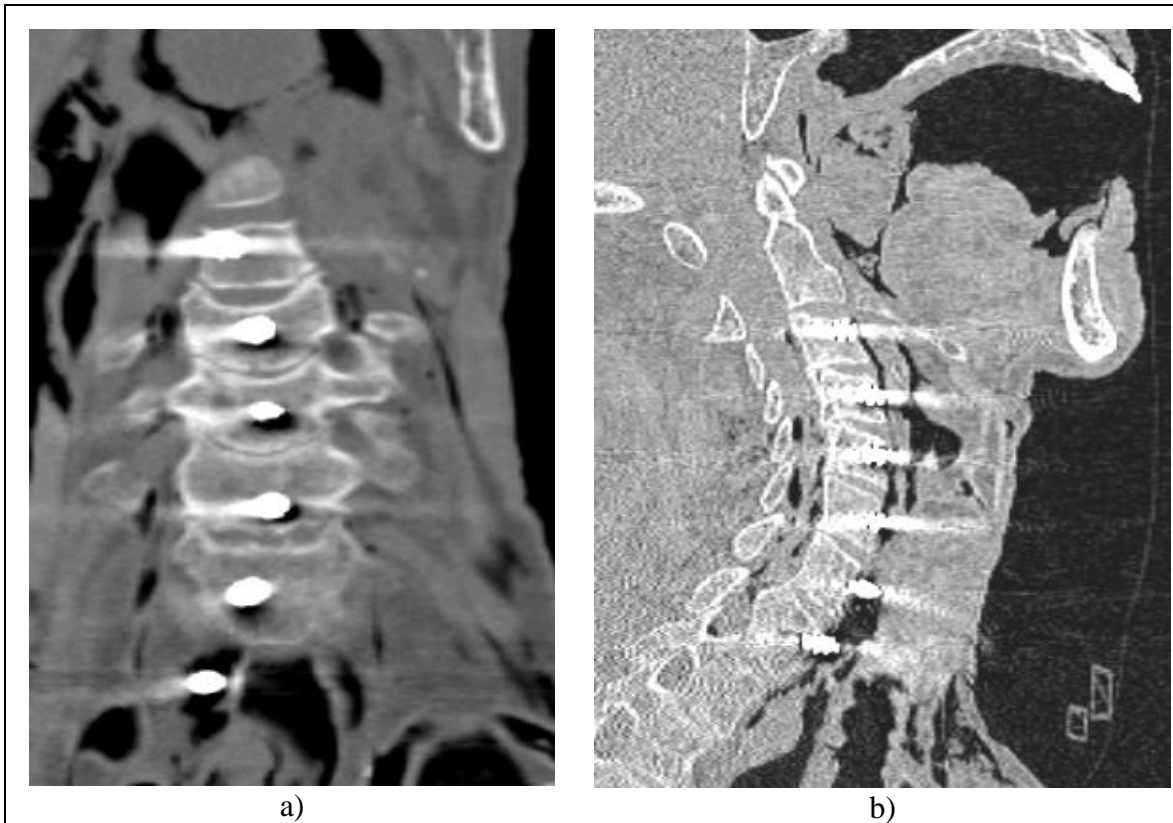


Figure 4.2 Coupes tomographiques montrant le positionnement des gonds de vis sur un sujet (sujet #1) : a) coupe frontale, b) coupe sagittale

Tableau 4.1 Niveaux spinaux d'insertion des vis selon les sujets

Numéro de sujet	Vertèbres					
	C2	C3	C4	C5	C6	C7
1			X	X	X	X
2			X	X	X	X
3	X	X	X	X	X	
4		X	X	X	X	
5		X	X	X		X
6		X	X	X	X	

Le jour de l'essai, des supports de marqueurs fabriqués par impression 3D ont été fixés aux gonds de vis en utilisant de la colle instantanée. Deux marqueurs noirs et blancs ont été fixés sur chaque support (Figure 4.3). Les flèches rouges représentent le système de coordonnées propre au sujet. L'utilisation de trois marqueurs non colinéaires aurait été préférable pour permettre la création d'un système d'axes local pour chaque vertèbre, mais la proximité des vertèbres cervicales empêche cela. La position 3D des marqueurs a été enregistrée en utilisant le logiciel Vic3D (Correlated Solutions, Irmo). Les images ont été acquises par deux caméras haute vitesse (Fastcam SA3, Photron, San Diego) à 1000 Hz lors de l'impact. Une manipulation manuelle de la tête en flexion et extension a été effectuée avant et après l'impact pour les sujets #3 à 6. Cette mobilisation a été filmée à 10 Hz. Les sujets ont été impactés à l'arrière de la tête à trois vitesses différentes : 3,5 m/s (sujets 1 et 2), 4,7 m/s (sujets 3 et 4) et 5,5 m/s (sujets 5 et 6).

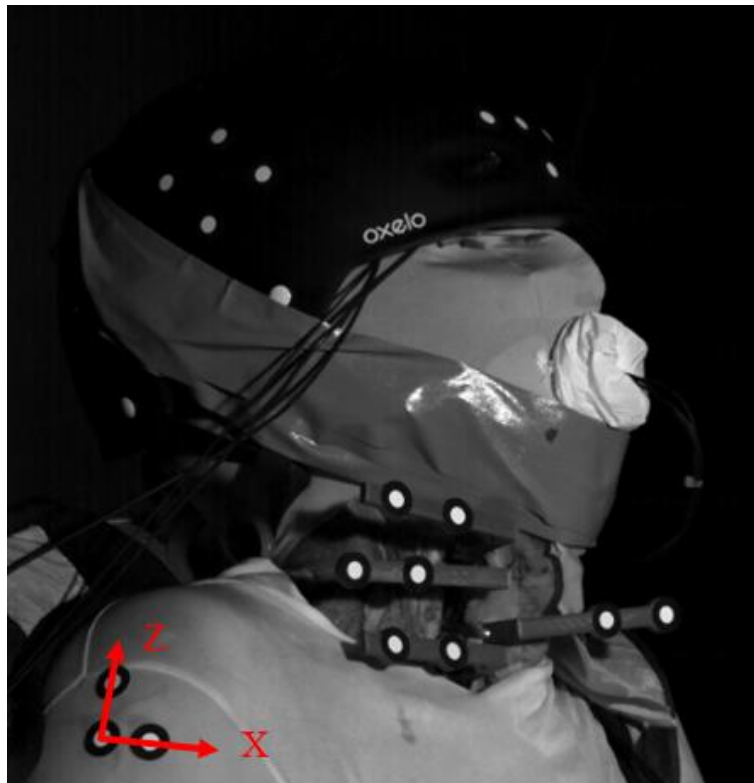


Figure 4.3 Positionnement des tiges et des marqueurs sur un sujet (sujet #5)

Un système de coordonnées propre à chaque sujet a été créé en utilisant trois marqueurs positionnées sur l'épaule du sujet (Figure 4.3). Les positions 3D des marqueurs ont tout d'abord été projetées sur le plan sagittal (XZ) du sujet. Ensuite, un vecteur  $\vec{v}_n$  a été créé entre chaque pair de marqueurs (P1n et P2n) appartenant à la même vertèbre cervicale n (équation 4.1). L'angle intervertébral ( $\theta_{n/n+1}$ ) a été calculé comme l'angle entre deux vecteurs correspondant à des vertèbres adjacentes n et n+1 (équation 4.2). Les rotations intervertébrales ( $\Delta\theta_{n/n+1}$ ) ont été mesurées par le changement d'angle par rapport à l'angle de la position de départ.

$$\vec{v}_n = \overrightarrow{P1P2}_n = \overrightarrow{P2}_n - \overrightarrow{P1}_n \quad (4.1)$$

$$\theta_{n/n+1} = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{v}_n \cdot \vec{v}_{n+1}}{\|\vec{v}_n\| * \|\vec{v}_{n+1}\|}\right) \quad (4.2)$$

Les rotations intervertébrales lors de l'impact ont ensuite été mesurées et comparées à un seuil lésionnel de 19,3 degrés  $\pm$  5,39 degrés de flexion à la rupture déterminé pour le rachis cervical inférieur (Nightingale et al., 2002).

Les déplacements antéro-postérieurs (axe X) intervertébraux ont été calculés en soustrayant le déplacement d'une vertèbre n au déplacement de la vertèbre adjacente caudale n+1 (équation 4.3). La position moyenne entre les deux marqueurs P1<sub>n</sub> et P2<sub>n</sub> a été utilisée pour calculer le déplacement  $\vec{u}$  de chaque vertèbre n. Le déplacement  $\vec{u}$  à un temps d'acquisition a été calculé en soustrayant la position de départ (équation 4.4). Le système de coordonnées spécifique au sujet a été utilisé. Les courbes de déplacement antéro-postérieur intervertébral par rapport au temps ont été filtrés par un filtre passe-bas de Butterworth de second ordre (fréquence de coupure de 0,1).

$$\vec{u}_{n/n+1} = \vec{u}_{n+1} - \vec{u}_n \quad (4.3)$$

$$\vec{u}_{n,t} = \left(\frac{\overrightarrow{P2}_n + \overrightarrow{P1}_n}{2}\right)_t - \left(\frac{\overrightarrow{P2}_n + \overrightarrow{P1}_n}{2}\right)_0 \quad (4.4)$$

La longueur du cou ( $L$ ) des sujets a été calculée à partir de la norme du vecteur entre la position moyenne des marqueurs de la vertèbre la plus crâniale (cr) et la position moyenne des marqueurs de la vertèbre la plus caudale (cd) (équation 4.5). Le changement de longueur du cou a été calculée ensuite en soustrayant la longueur initiale du cou  $L_o$ . Le changement de longueur maximal lors de l'impact normalisé par la longueur initiale du cou a ensuite été rapportée.

$$L = \left\| \left( \frac{\vec{P2}_{cr} + \vec{P1}_{cr}}{2} \right) - \left( \frac{\vec{P2}_{cd} + \vec{P1}_{cd}}{2} \right) \right\| \quad (4.5)$$

Les différences de longueurs du cou ont été comparés à des valeurs de raccourcissement du cou de  $-15 \% \pm 5\%$  mesurés chez des sujets volontaires lors d'un impact frontal sur chariot (Margulies et al., 1998).

Finalement, la vitesse des vertèbres à un temps  $t$  a été calculée en dérivant, par rapport au temps, la résultante du déplacement moyen  $u$  de chaque paire de marqueurs pour une vertèbre  $n$ .

$$v_{n,t} = \frac{\|\vec{u}_{n,t}\| - \|\vec{u}_{n,t-1}\|}{\Delta t} \quad (4.6)$$

Les courbes de rotation intervertébrale, de déplacement antéro-postérieur intervertébral, de longueur du cou et de vitesse des vertèbres par rapport au temps ont été filtrés par un filtre passe-bas de Butterworth de second ordre (fréquence de coupure de 0,1).

### 4.3 Résultats

Les blessures qui ont été identifiées sur les six sujets après l'impact par évaluation des images par tomodynamétrie et par dissection (chapitre 3) sont ici détaillées dans le Tableau 4.2. La classification AO pour le rachis cervical supérieur et inférieur a été utilisée.

Tableau 4.2 Description des blessures identifiées pour chacun des sujets et la classification AOSpine correspondante

Numéro de sujet	Description des blessures	Classification AO
1	- Fracture au plateau cartilagineux de C2	C2: type A
2	-Fracture de l'ostéophyte antérieur supérieur à C3 -Fracture de type B à C6-C7 -Fracture des facettes articulaires supérieures à T2	C6-C7: type B1 T2: F1 bilatéral
3	-Grand espace inter-épineux à C7-T1 non confirmé à la dissection car l'extraction a été effectuée à C6-C7 -Fracture de type B1 à C6-C7	C6-C7 : type B1 C7-T1: type B2
4	-Fracture de la facette articulaire gauche C3-C4 -Fracture de la facette articulaire droite C5-C6 -Blessures des ligaments inter-épineux à C5-C6 et C6-C7 confirmées à l'autopsie	C3-C4: F1 C5-C6: type B2; F1 C6-C7: type B2
5	-Fracture de C2 à la base de l'odontoïde -Suspicion de blessures aux ligaments inter-épineux à C6-C7 car ils étaient laxés à l'autopsie, pas de signe sur les images par tomodensitométrie - Subluxation à C1-C2	C2: type A C1-C2: type C
6	- Fracture des facettes articulaires et des lames vertébrales à C3 - Fracture de type B à C4 - Fracture des lames vertébrales, du processus épineux et des facettes articulaires à C6 - Grand espace interépineux à C6-C7, mais pas de signe de blessures à l'autopsie	C3-C4: type B1; F1 bilatéral C6-C7: type B1; F1 bilatéral C4: type B T2: type B1

Les mobilités intervertébrales en flexion-extension mesurées lors de la mobilisation manuelle avant et après impact sont présentées à la Figure 4.4. Sur la figure, l'astérisque (\*) représente



des cas où des données ont été perdues à cause de perte de vue des marqueurs. Une augmentation de mobilité de 44 à 151 % a été observée à tous les niveaux vertébraux et pour tous les sujets.

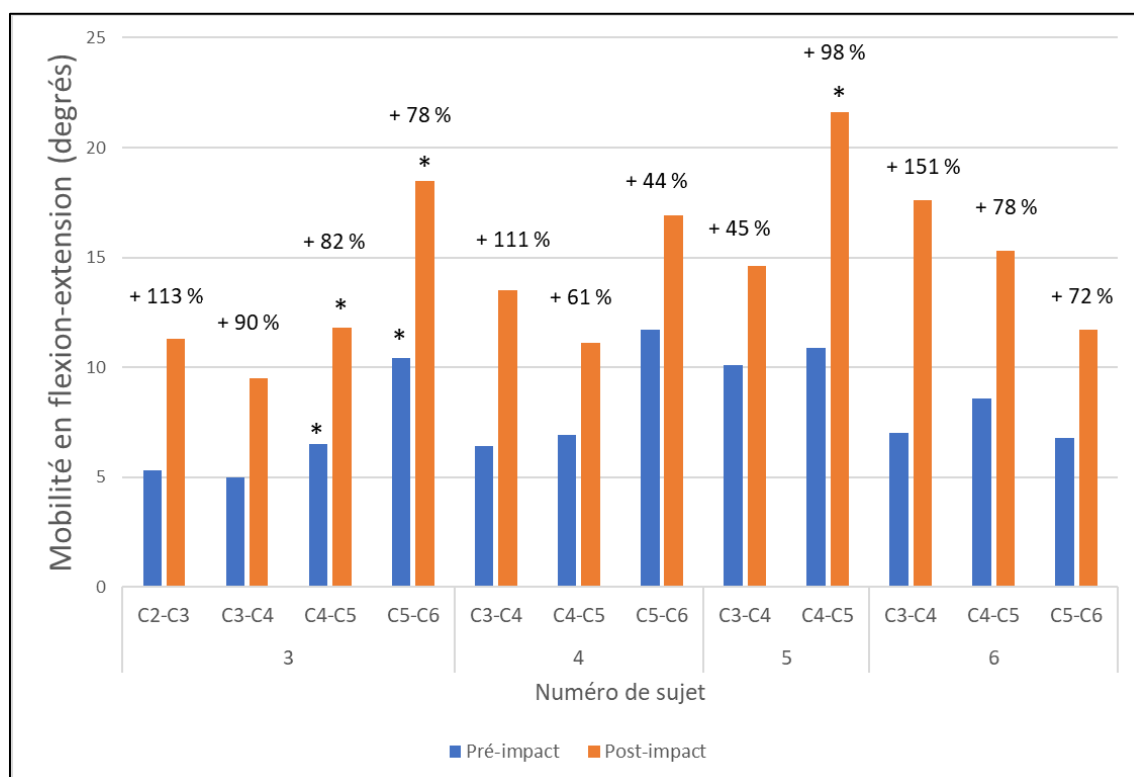


Figure 4.4 Mobilité intervertébrale en flexion-extension pré- et post-trauma

Les sujets avec les rachis les plus dégénérés selon le grade de Thompson (sujet #3 et #6) avait une mobilité intervertébrale avant impact plus faible (de 0,4 à 4,9 degrés) au même niveau intervertébral par rapport aux sujets avec moins d'ostéophytes antérieurs (Figure 4.5). Ceci avait également été observé par la mobilité de la tête en flexion-extension. En particulier, les niveaux avec des ponts ostéophytiques avaient généralement une plus faible amplitude de mouvement que les mêmes niveaux sans ostéophytes chez les autres sujets. Après l'impact, les mobilités aux niveaux intervertébraux possédant des ponts ostéophytiques antérieurs avaient augmenté de 72 à 82 % ce qui est proche de la moyenne des augmentations soit 85 %. La

présence de ponts ostéophytiques semble donc avoir eu un impact sur la mobilité initiale, mais pas sur l'augmentation post-trauma de la mobilité.

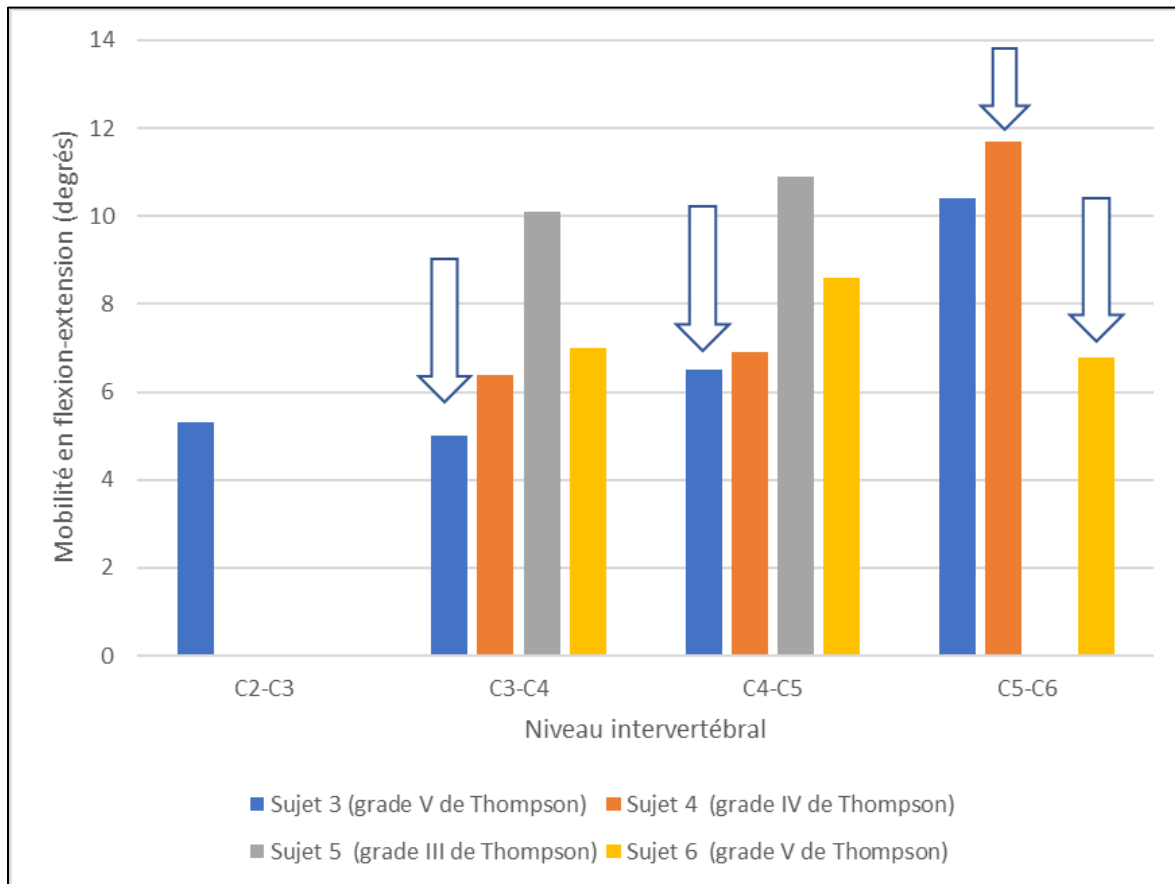


Figure 4.5 Mobilité intervertébrale en flexion-extension pré-trauma selon les niveaux intervertébraux

Les Figures 4.6 à 4.11 sont des images tirées de l'enregistrement vidéo de l'impact des sujets de la position initiale jusqu'à l'apex du mouvement. On voit que pour les sujets #3 à #6, le menton a été en contact avec le torse. Dans tous les cas, on voit que la tête se déplace d'abord en antérieur et que par la suite le cou se fléchit.

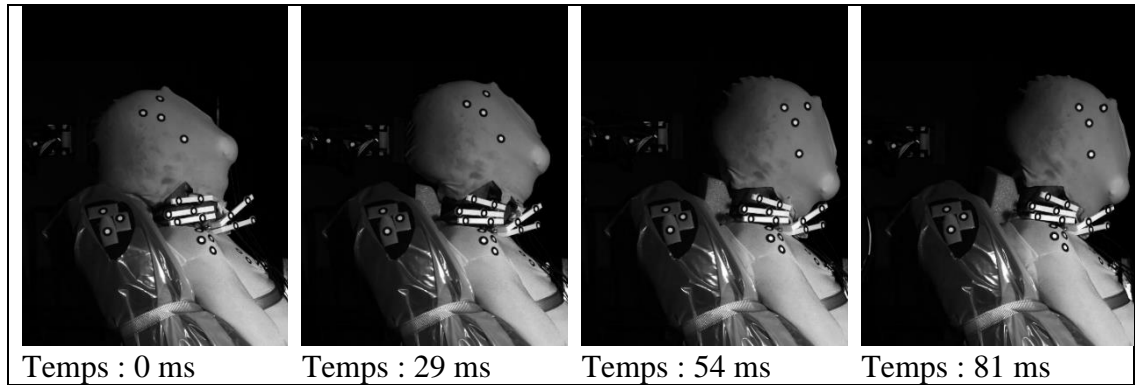


Figure 4.6 Photos de l'impact du sujet #1

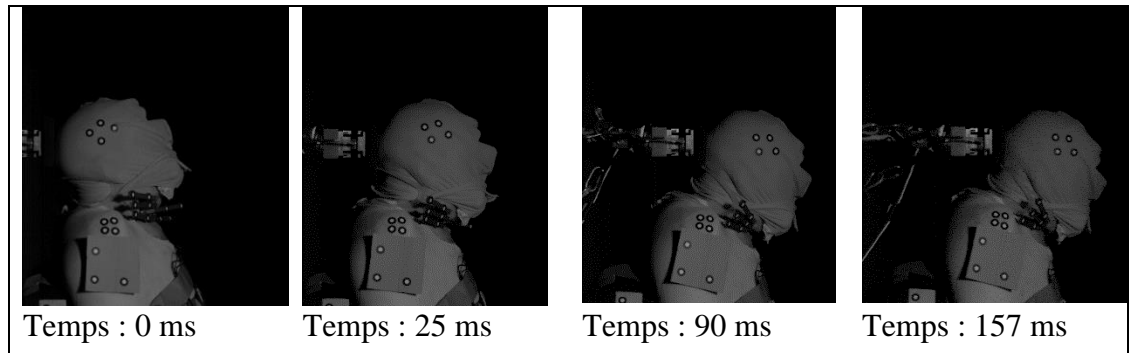


Figure 4.7 Photos de l'impact du sujet #2

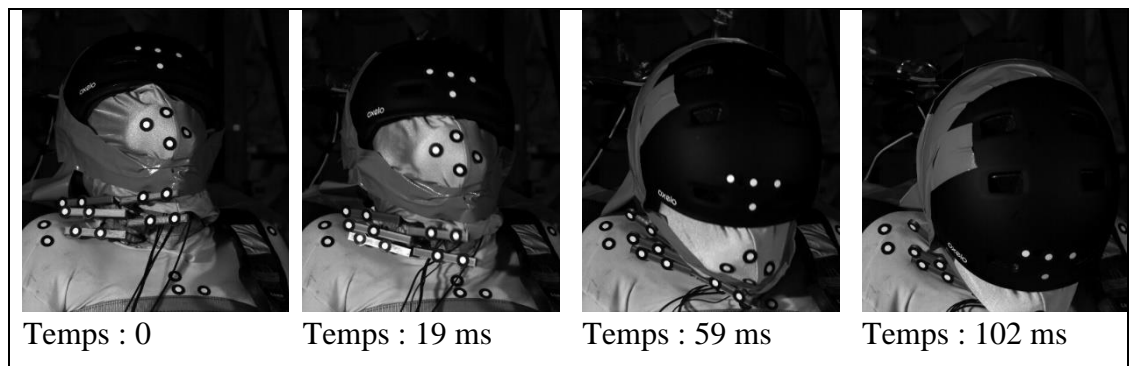


Figure 4.8 Photos de l'impact du sujet #3

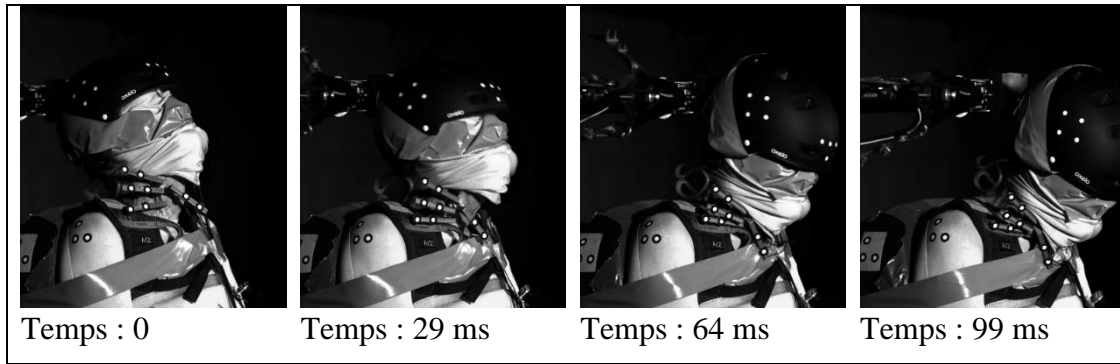


Figure 4.9 Photos de l'impact du sujet #4

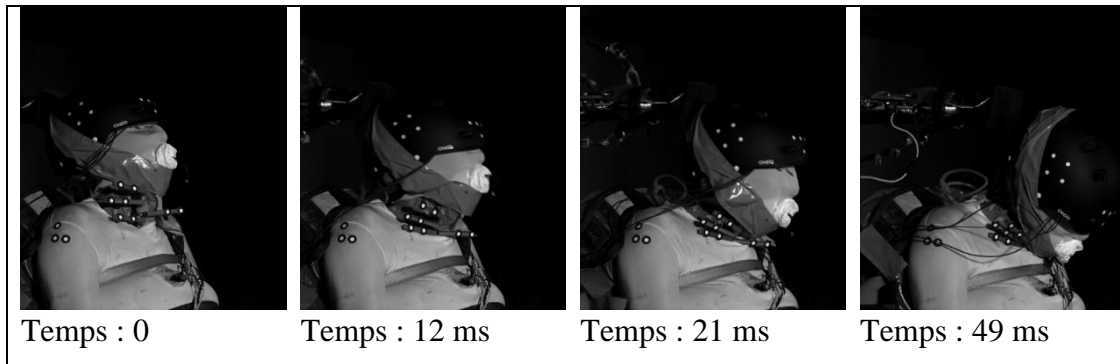


Figure 4.10 Photos de l'impact du sujet #5

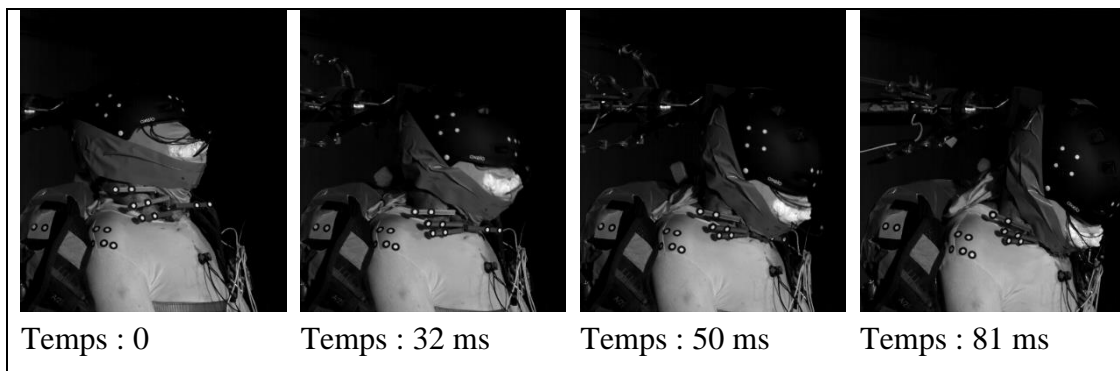


Figure 4.11 Photos de l'impact du sujet #6

Les rotations intervertébrales mesurées lors de l'impact sont présentées de la Figure 4.12 à la Figure 4.16. Aucune mesure de rotation intervertébrale lors de l'impact n'a été possible pour le sujet #4. Les courbes présentent des discontinuités car dans certains cas le déplacement du sujet a entraîné la disparition de certains des marqueurs. Dans le cas du sujet #1, il y a eu très peu de rotation entre les vertèbres (moins de 1,5 degrés) et les rotations mesurées sont faibles pour le sujet #2, mais les données ont été perdues rapidement. Les rotations pour les autres sujets montraient un comportement parabolique avec chez deux sujets une première rotation dans le sens inverse au contact avec l'impacteur (sujet #3 et 6). Ce premier mouvement de recul semble représenter une résistance du cou à l'avancée de la tête.

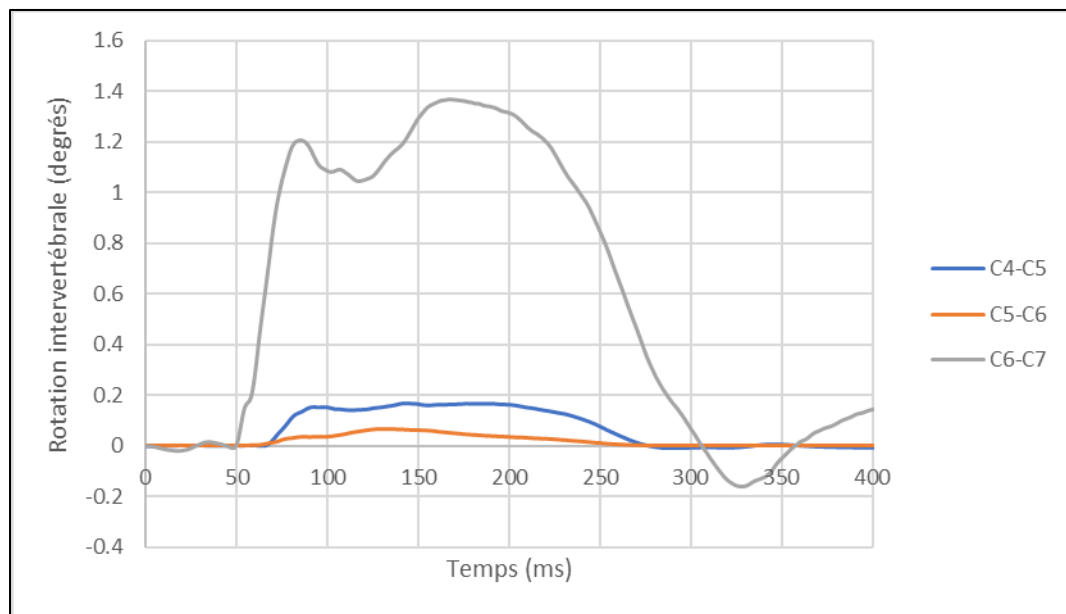


Figure 4.12 Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #1

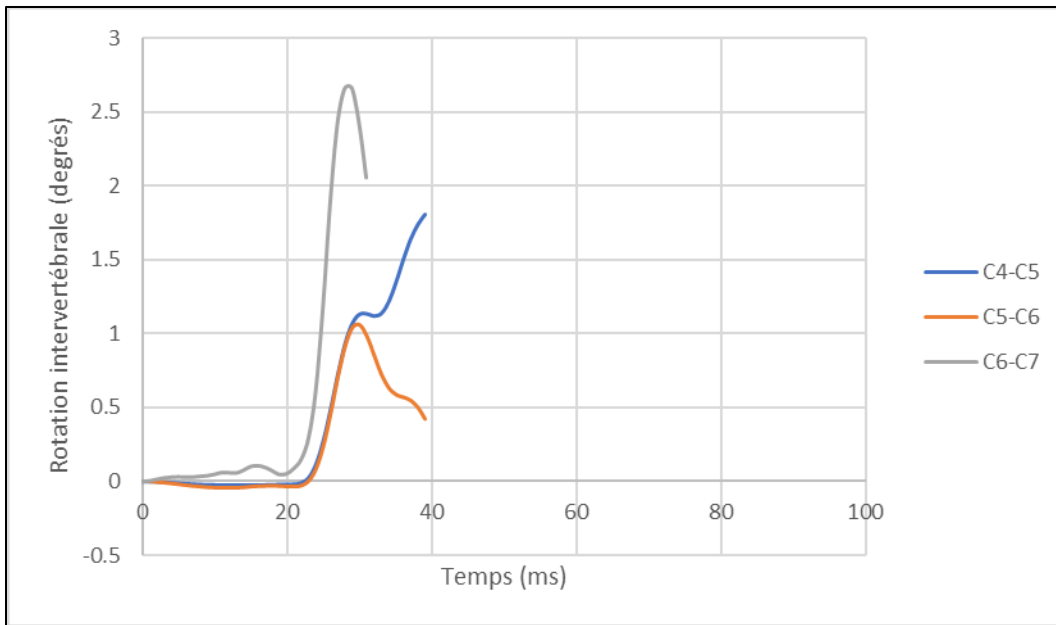


Figure 4.13 Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #2

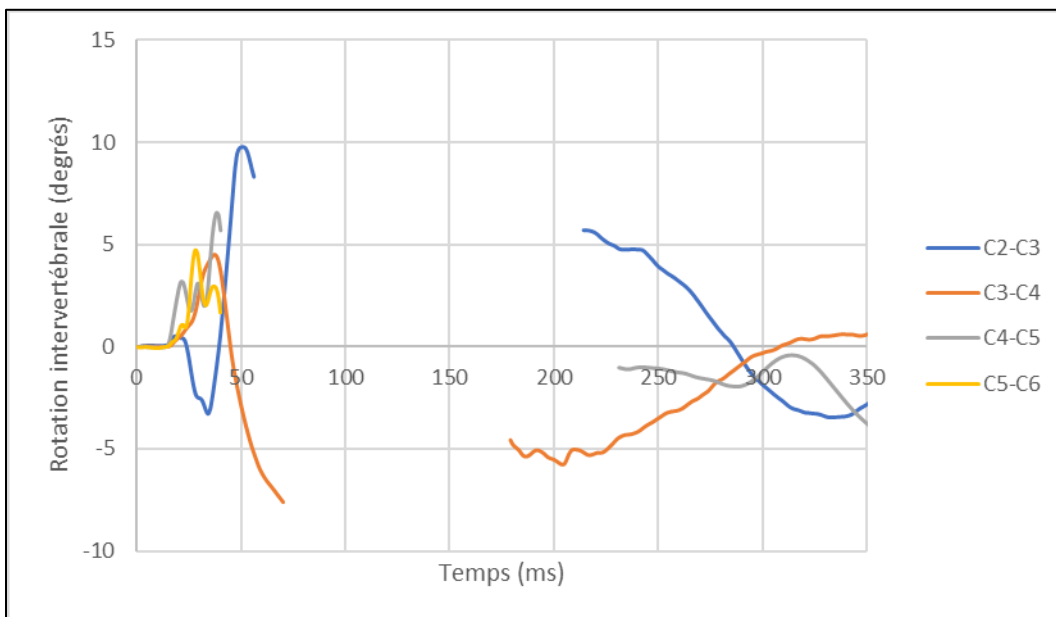


Figure 4.14 Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #3

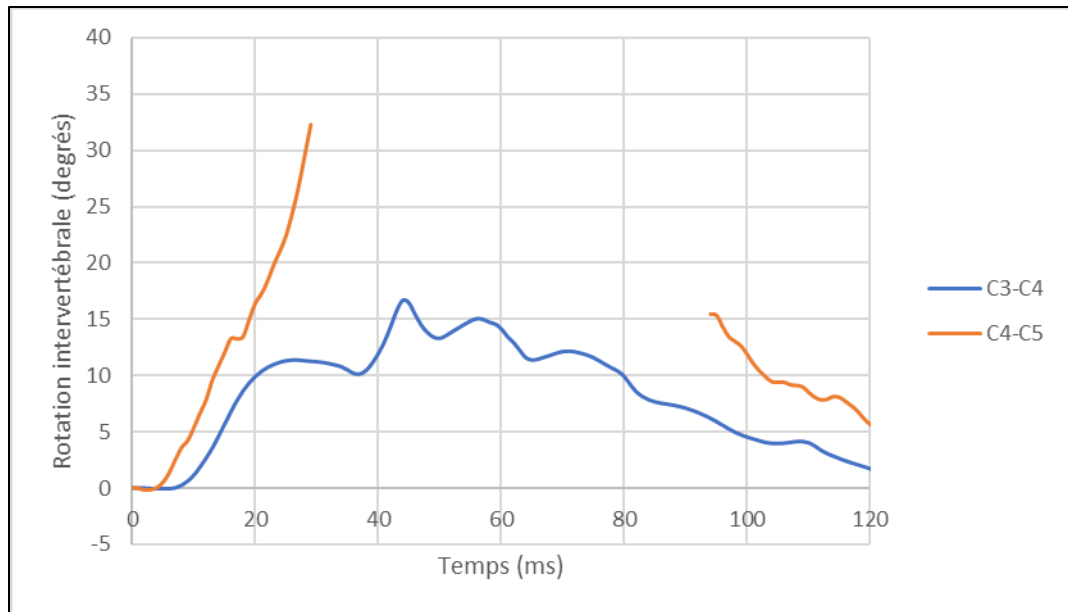


Figure 4.15 Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #5

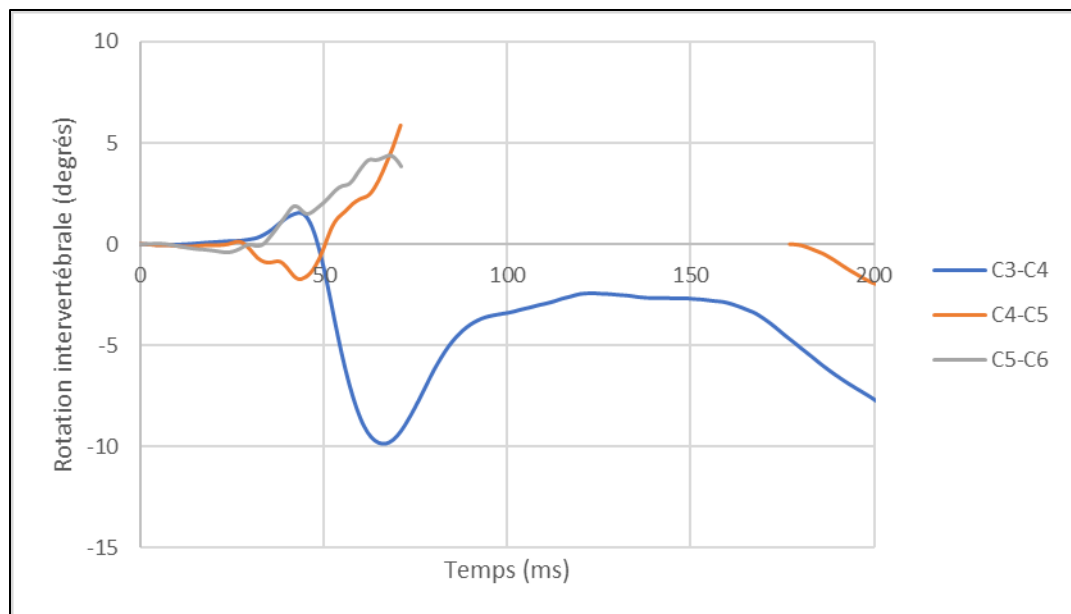


Figure 4.16 Rotation intervertébrale dans le plan sagittal lors de l'impact du sujet #6

Le Tableau 4.3 montre les valeurs d'amplitude de rotation intervertébrale mesurées lors de l'impact. Certaines de ces valeurs ne représentent potentiellement pas l'amplitude maximale lors de l'impact puisqu'à l'apex de la flexion de la tête des capteurs ont été perdus par les

caméras. En comparant ces valeurs au seuil lésionnel de 19,3° de Nightingale et al. (2002), on voit que seule la rotation C4-C5 chez le sujet #5 le dépasse, bien que des blessures aient été observées chez tous les sujets. Les rotations intervertébrales chez les sujets #1 et 2 sont faibles, inférieures à 3°, par rapport aux rotations mesurées chez les autres sujets. Il semble y avoir une tendance d'augmentation des rotations intervertébrales par rapport à la vitesse de l'impact et par rapport à la rotation de la tête.

Tableau 4.3 Amplitude de rotation intervertébrale lors de l'impact

Numéro de sujet	1 unité fonctionnelle					3 unités fonctionnelles		2 unités fonctionnelles	Globale
	Rotation C2-C3 (°)	Rotation C3-C4 (°)	Rotation C4-C5 (°)	Rotation C5-C6 (°)	Rotation C6-C7 (°)	Rotation C4-C7 (°)	Rotation C3-C6 (°)	Rotation C4-C6 (°)	Rotation tête (°)
1			0,2	0,1	1,4	5,5		0,5	43
2			1,9 *	1,1 *	2,7 *	2,8 *		11,9	45
3	9,7 *	-7,3 *	6,6 *	4,7 *			17,7 *	6,2 *	78
4							45,5		75
5		16,7	32,2 *			40,8			71
6		-9,8	6,7 *	4,4 *			21,6 *	24,1	69

\* Cas où des données ont été perdues à cause d'une perte de vue de marqueurs

Les déplacements antéro-postérieurs des unités fonctionnelles de chaque sujet en fonction du temps lors de l'impact sont présentés de la Figure 4.17 à la Figure 4.21. La majorité des vertèbres se sont déplacés en antérieur par rapport à la vertèbre inférieure lors de l'impact. Pour les sujets 1, 2 et 6, les unités fonctionnelles plus crânielles avaient un déplacement relatif en antérieur tandis que les unités fonctionnelles plus caudales se déplaçaient en postérieur. Dans le cas du sujet 3, bien qu'une grande partie des données soient absentes, les niveaux C2-C3 et C4-C5 semblent avoir un déplacement antérieur tandis que les niveaux C3-C4 et C5-C6 se déplacent vers le postérieur. Pour le sujet 5, seul deux unités fonctionnelles étaient



instrumentées et les deux se sont déplacés en antérieur. Tel que mentionné pour les rotations intervertébrales, une partie des données a été perdue à cause de la perte de visualisation des marqueurs.

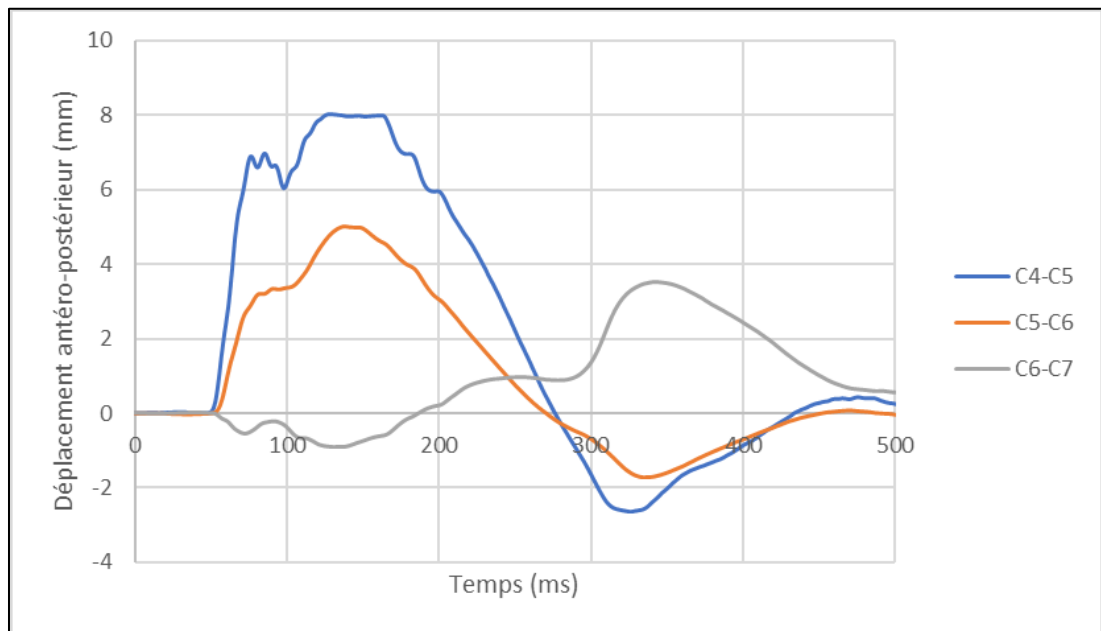


Figure 4.17 Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #1

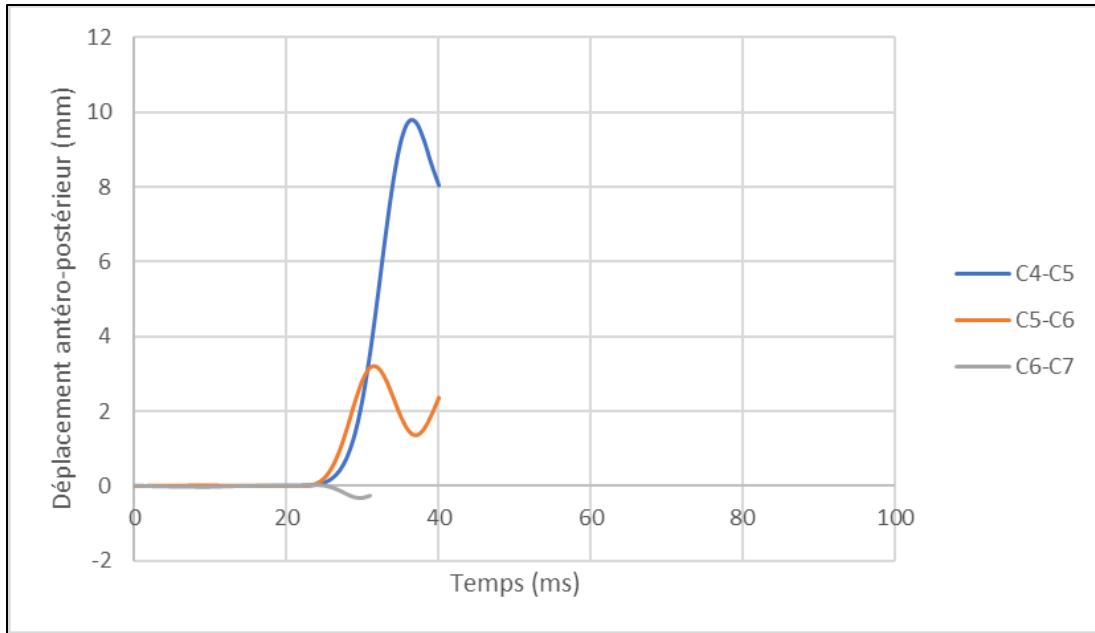


Figure 4.18 Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #2

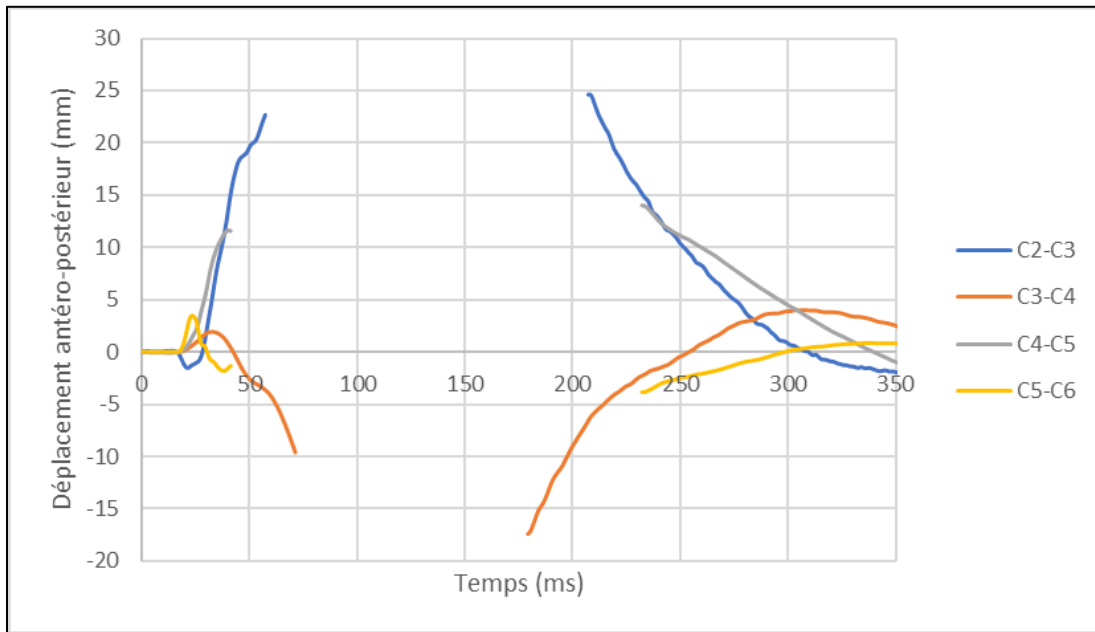


Figure 4.19 Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #3

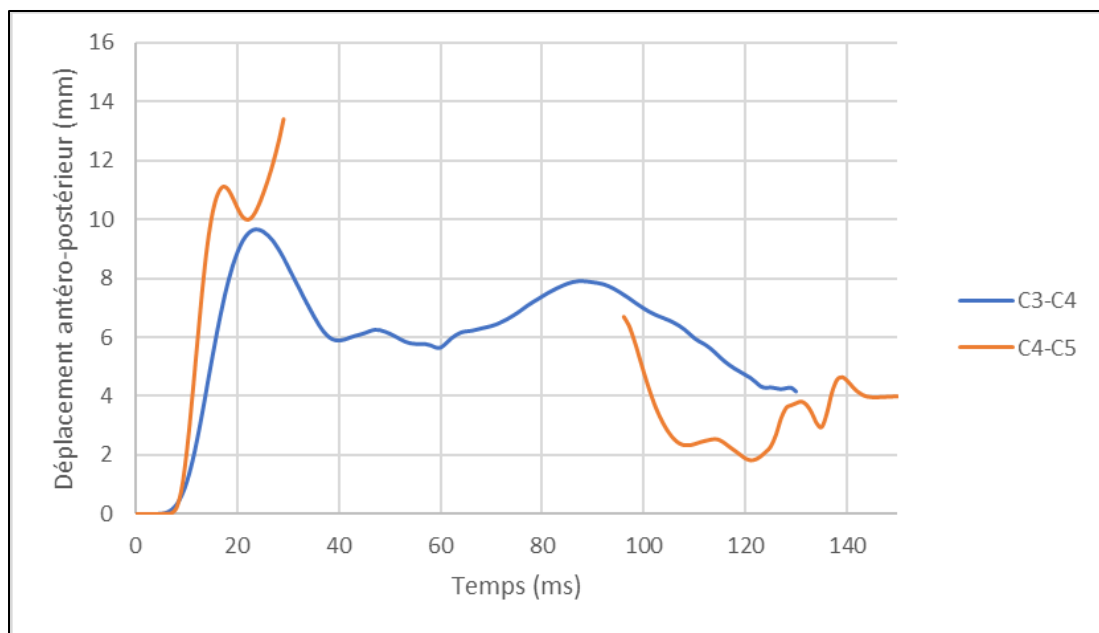


Figure 4.20 Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #5

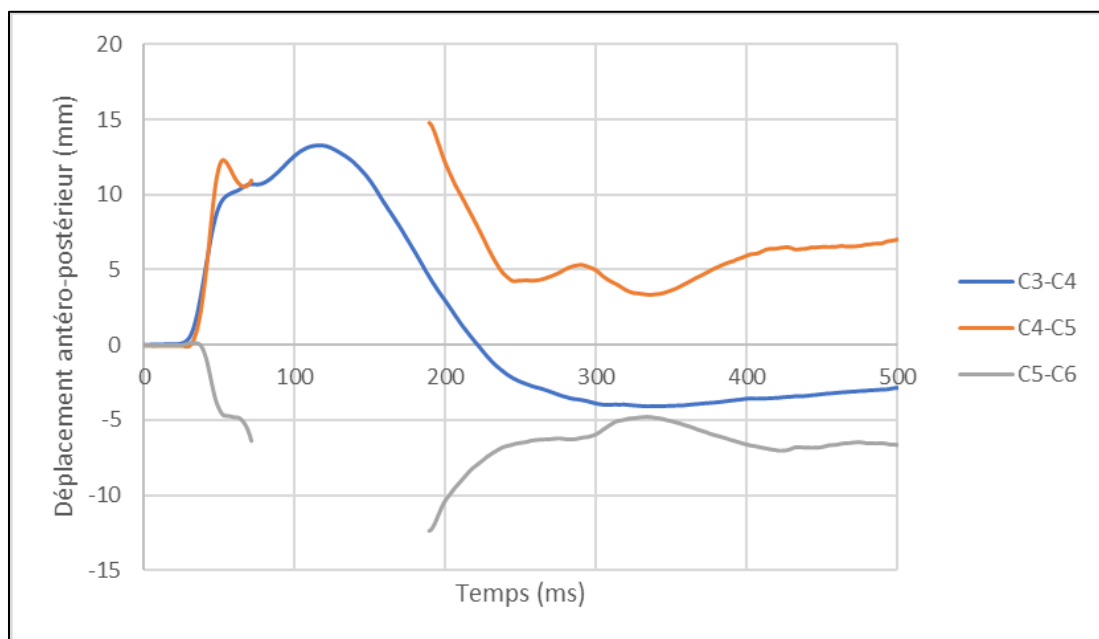


Figure 4.21 Déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact du sujet #6

Les amplitudes des déplacements antéro-postérieurs relatifs sont présentées au Tableau 4.4 ainsi que le déplacement antéro-postérieur relatif entre la tête et le torse. Les astérisques représentent les cas pour lesquels une partie des données a été perdue lors de l'impact. Des valeurs allant de - 17 mm jusqu'à 25 mm ont été mesurés. Les sujets 1 et 2 ont présenté les amplitudes de déplacement les plus faibles, tandis que le sujet 3 a présenté les amplitudes de déplacements les plus élevés. Il n'y a pas de lien apparent entre le déplacement de la tête par rapport au torse et les déplacements intervertébraux mesurés.

Tableau 4.4 Amplitude de déplacement intervertébral antéro-postérieur lors de l'impact

Numéro de sujet	Déplacement C2-C3 (mm)	Déplacement C3-C4 (mm)	Déplacement C4-C5 (mm)	Déplacement C5-C6 (mm)	Déplacement C6-C7 (mm)	Déplacement tête-torse (mm)
1			8,0	5,0	3,5	90,4
2			9,7 *	3,2 *	-0,3 *	139,3
3	24,6 *	-17,4 *	14,0 *	-3,9 *		125,5*
4						118,8
5		9,7	13,4 *			133,3*
6		13,2 *	14,8 *	-12,4 *		98,2

\* Cas où des données ont été perdues à cause d'une perte de vue de marqueurs

Les amplitudes de changements de la longueur du cou lors de l'impact sont présentées au Tableau 4.5. Les changements de longueur pour les six sujets étaient toujours négatifs et compris entre -12 et - 44 %. L'augmentation de la vitesse d'impact semble avoir augmenté la compression de la longueur du cou. Les sujets 2, 4, 5 et 6 ont atteint le raccourcissement de - 15% observé chez des sujets sains soumis à une flexion involontaire du cou (Margulies et al., 1998).

Tableau 4.5 Amplitude de changement de longueur  
du cou lors de l'impact

Numéro de sujet	Vertèbres utilisées	$\Delta L / L_0$
1	C4-C7	-0,09
2	C4-C6	-0,16 *
3	C3-C6	-0,11 *
4	C3-C6	-0,24
5	C4-C7	-0,44 *
6	C3-C6	-0,30

\* Cas où des données ont été perdues à cause d'une perte de vue de marqueurs

Finalement, la vitesse résultante maximale des vertèbres a été mesurée. Ces données sont présentées au Tableau 4.6. Les vitesses mesurées aux vertèbres étaient comprises entre 0,9 et 7,6 m/s. Les vertèbres les plus crânielles avaient généralement une vitesse résultante plus grande que les vertèbres les plus caudales. Puisque des données ont été perdues lors de l'essai, ces vitesses ne représentent pas la vitesse maximale dans certains cas marqués par un astérisque. La vitesse des vertèbres semble augmenter avec la vitesse de l'impact à l'exception du sujet #6 dont les vitesses mesurées aux vertèbres sont environ deux fois inférieures à la vitesse d'impact.

Tableau 4.6 Vitesse maximale résultante des vertèbres lors de l'impact

Numéro de sujet	Vitesse C2 (m/s)	Vitesse C3 (m/s)	Vitesse C4 (m/s)	Vitesse C5 (m/s)	Vitesse C6 (m/s)	Vitesse C7 (m/s)
1			1,8	1,4	1,1	1,7
2			2,0 *	2,7	1,0 *	0,9 *
3	3,2 *	4,3 *	2,5 *	4,3 *	2,1 *	
4		3,1			1,7	
5		7,6 *	5,4 *	7,5 *		3,3 *
6		3,5	2,8	3,5 *	1,9	

\* Cas où des données ont été perdues à cause d'une perte de vue de marqueurs

#### 4.4 Discussion

La position 3D des vertèbres du rachis cervical a été mesurée lors des mobilisations manuelles en flexion-extension pré- et post-impact et lors d'un essai d'impact à l'arrière de la tête sur six sujets cadavériques ce qui n'avait jamais été accompli sur sujets cadavériques avec conservation des structures musculaires. Ces données ont également été analysées par rapport à l'état de dégénérescence des rachis cervicaux. D'abord, on a pu observer une mobilité intervertébrale pré-impact plus faible pour les sujets avec un grade de Thompson plus élevé ce qui est en accord avec les études précédentes qui ont montré que la dégénérescence du rachis diminue la mobilité en flexion (Al-Rawahi et al., 2011). Les niveaux intervertébraux avec des ponts ostéophytiques semblaient généralement moins mobiles que ces mêmes niveaux chez d'autres sujets, mais l'augmentation de mobilité après l'impact (72 à 82 %) était proche de la moyenne des différences mesurées (85 %), alors qu'on s'attendait à ce que les ponts ostéophytiques diminuent l'augmentation post-trauma de mobilité. Cependant, le faible nombre de spécimens rend difficile ce type de comparaison.

Les mobilités intervertébrales en flexion-extension pré- et post-trauma ont montré une augmentation de la mobilité à chaque niveau intervertébral. Les deux plus grandes augmentations ont eu lieu au niveau C3-C4 et correspondent à une fracture de la facette articulaire pour le sujet #4 et à une fracture de la facette articulaire accompagnée d'une fracture

en flexion de type B1 pour le sujet #6. Ceci est en accord avec le fait que les facettes sont importantes pour la stabilité du rachis (Jaumard, Welch, & Winkelstein, 2011 ; Panjabi, White III, & Johnson, 1975), même si une fracture non déplacée de la facette n'équivaut pas directement à un rachis instable (Halliday, Henderson, Hart, & Benzel, 1997). D'ailleurs pour le sujet #4, une fracture de la facette à C5-C6 a généré l'augmentation la plus faible soit 44 %. Chez le sujet #5, une subluxation à C1-C2 et une fracture stable a été observée au corps vertébral de C2, mais la mobilité à C4-C5 a pourtant augmenté de 98 % après l'impact. L'effet éventuel des blessures sur la stabilité est difficile à évaluer puisque la mobilité intervertébrale a augmenté à tous les niveaux et peu de liens ont pu être fait entre le type de blessures et cette augmentation. Deux phénomènes pourraient expliquer cette augmentation de la mobilité à tous les niveaux : 1) des micro-lésions non observables ont été créées dans les ligaments et les muscles lors de l'impact ce qui rend les segments plus flexibles ou 2) le pré-conditionnement du cou des sujets étaient insuffisants. Généralement, l'augmentation était plus importante aux niveaux plus crâniens ce qui semble indiquer que l'énergie de l'impact a d'abord été transmise aux niveaux les plus proches de la tête pour ensuite se dissiper et diminuer dans les niveaux plus caudaux. De plus, il faut rappeler que cette mobilisation a été imposée manuellement sans connaissance de la force appliquée. Il faut donc considérer ces résultats avec précaution. Bref, cette méthode est intéressante, mais ne semble pas suffisamment sensible. Pour des études futures, il serait préférable d'extraire le rachis cervical et d'évaluer sa mobilité avec des essais mécaniques post-trauma de moment-rotation sur machines hydrauliques avec cellule de force.

Les amplitudes de rotations intervertébrales lors de l'impact avaient tendance à augmenter avec la rotation de la tête et avec la vitesse d'impact. Ces rotations étaient très faibles lors de l'impact pour les sujets #1 et #2, alors que ces deux sujets ont été impactés à la vitesse la plus faible et ont eu la rotation de la tête la plus faible. Pour le sujet #1, on a observé sur les images de tomographie axiale une fracture dans le corps vertébral de C2 et le rachis est resté relativement immobile par rapport à la tête comme on peut voir sur la vidéo (Figure 4.6) ce qui impliquerait que la majorité du mouvement ait eu lieu aux niveaux supérieurs qui n'étaient pas instrumentés. Pour le sujet #2, le CT-scan a démontré que ce sujet avait des ostéophytes antérieurs très importants (Table 3.2) ce qui pourrait expliquer le peu de rotation intervertébrale en flexion,

mais les marqueurs ont été masqués rapidement lors de l'impact et par conséquent les rotations maximales n'ont pas été mesurées. Pour le sujet #2, une fracture a été observée aux vertèbres fusionnées C6 et C7, cependant étant donné l'état dégénératif de ce niveau, une rotation intervertébrale importante n'était potentiellement pas nécessaire pour créer cette blessure. Une flexion de 11,9 degrés a été mesurée entre C4-C6 ce qui représente en moyenne 6 degrés par unité fonctionnelle ce qui est bien en dessous du seuil lésionnel proposé par Nightingale et al. (2002). Similairement, pour le sujet #3, les rotations mesurées de C2-C3 à C5-C6 étaient inférieures à cette limite et aucune blessure n'a été observée à ces niveaux. Les niveaux lésés, C6-C7 et C7-T1, n'étaient pas équipés de marqueurs. Aucune rotation n'a pu être mesurée pour le sujet #4 à cause d'un problème de contact de marqueurs, mais la vidéo montre que la tête a subi d'abord une translation importante suivi d'une flexion jusqu'au contact du menton avec le torse. Cette translation pourrait être le signe d'un flambage du rachis. Ce flambage puis l'importante flexion subséquente (75 degrés) pourraient être responsables des diverses blessures observées sur ce sujet : fractures des facettes articulaires à C3-C4 et C5-C6 et rupture des ligaments postérieures à C5-C6 et C6-C7 (Tableau 4.2). Un cas de rotation intervertébrale au-delà du seuil lésionnel sans correspondance de blessures lors de l'examen des images de tomodensitométrie ou lors de la dissection a été observé pour le sujet #5. On a mesuré une rotation supérieure à 32 degrés à C4-C5 et supérieure à 17 degrés à C3-C4. Pour le sujet #6, les rotations à C4-C5 et C5-C6 n'ont pas excédé le seuil. À C3-C4, une extension de -10 degrés a été observée ce qui pourrait être relié à la fracture des facettes et de la lame vertébrale à C3 bien que la limite d'extension à la rupture soit -21 degrés (Nightingale et al., 2002). En conclusion, l'observation de la rotation intervertébrale est une métrique intéressante pour évaluer le risque de lésion, mais la perte importante de données rend l'analyse de ces résultats et la comparaison entre les sujets ardues.

La translation relative entre les vertèbres dans le repère global a été mesurée lors de l'impact dans la direction antéro-postérieure. Les déplacements antéro-postérieurs mesurables maximales étaient entre -17 mm et 25 mm. L'amplitude des translations semblent avoir augmentée avec la vitesse de l'impacteur ce qui était attendu puisque la rotation globale de la tête a augmenté également. En général, lors de la flexion de la tête, les unités fonctionnelles



les plus crânielles avaient un déplacement antéro-postérieur relatif vers l'antérieur tandis que les unités fonctionnelles les plus caudales avaient un déplacement vers le postérieur. Ce comportement semble physiologique puisque la lordose du rachis cervical s'aplanit lors de la flexion. Cependant, pour le sujet #3, lors de la flexion de la tête, les déplacements relatifs des unités fonctionnelles C3-C4 et C5-C6 allaient dans la direction postérieure et les unités fonctionnelles C2-C3 et C4-C5 dans la direction antérieure. Ce pourrait être un signe de flambage du rachis cervical. Le flambage du rachis cervical est un phénomène qui a précédemment été rapporté lors de chargement en compression (Ivancic, 2012 ; Nightingale et al., 2019 ; Saari et al., 2013). Cependant, pour le sujet #3, des lésions ont été observées à la vertèbre C6 et au niveau C7-T1 seulement. Puisque ces données de déplacements relatifs sont peu rapportées dans la littérature, il est difficile de déterminer si ces valeurs sont physiologiques. Aucun lien n'a été fait avec les valeurs de translation mesurées et la présence ou l'absence de lésions. La tolérance des unités fonctionnelles dans ces déplacements n'a d'ailleurs pas été détaillée dans la littérature. Howarth et al. (2013) rapporte une force ultime à la rupture en cisaillement antéro-postérieur de 1935,8 N à C3-C4 et 2470,9 N à C5-C6, mais pour des sujets ostéoligamentaires porcins et les auteurs ne mentionnent pas le déplacement à la rupture. La mesure de ces données de translation dans un repère local propre à chaque unité fonctionnelle serait préférable, cependant l'utilisation de seulement deux marqueurs par vertèbre rend ce calcul impossible. L'utilisation de radioscopie haute vitesse permettrait de visualiser les vertèbres et de suivre des marqueurs définis par des repères anatomiques.

Les changements extrêmes de longueur du cou à l'impact étaient compris entre -9 et -44 %. Tous les sujets ont subi une diminution de la longueur du rachis cervical. En général, plus la vitesse d'impact a augmenté et plus le raccourcissement du cou a augmenté. Margulies et al. (1998) ont soumis des volontaires à un impact frontal sur chariot de 15 g et ont mesuré un changement de longueur du cou de  $-15 \% \pm 5\%$ . Les sujets #1 et #2 qui ont été impactés à la vitesse la plus faible ont eu un raccourcissement du cou à l'intérieur de l'écart-type des résultats de Margulies et al. (1998) ou plus faible tandis que le raccourcissement des sujets #4 à #6 était supérieur à ces valeurs. Évidemment, il faut faire attention à comparer ces résultats puisque

nos sujets ne bénéficient pas de l'effet de l'activation musculaire et que les vertèbres utilisées pour mesurer le raccourcissement du cou différaient entre les essais.

Finalement, les vitesses résultantes maximales des vertèbres ont été mesurées. La vitesse des vertèbres a augmenté avec la vitesse de l'impacteur, à l'exception du sujet #6 dont les vertèbres C3 à C5 se sont déplacées entre 1,9 et 3,5 m/s par rapport à un impact de 5,5 m/s. Selon la vidéo, il semblerait que le cou du sujet était particulièrement rigide, sans doute dû à sa petite taille (longueur C0 – T1 de 84 mm). Le menton est rapidement arrivé en contact avec le torse ce qui a freiné la flexion du rachis cervical. La vitesse des vertèbres était généralement plus petite pour les vertèbres les plus caudales. Cela est normal puisque le déplacement est amorcé à la tête.

Parmi les limites à mentionner de cette étude, l'utilisation des vis et des marqueurs a entraîné des problèmes techniques principalement dû à l'encombrement généré par la proximité des vertèbres cervicales. Certaines données ont dû être écartées à cause de contact entre les marqueurs de vertèbres adjacentes lors de l'impact. Aussi lors de la flexion, la tête des sujets a caché une partie des marqueurs. À cause de divergences d'anatomie entre les sujets, notamment la position de la clavicule par rapport au rachis cervical, il n'a pas été possible de positionner les marqueurs systématiquement aux mêmes niveaux spinaux ce qui nuit à la comparaison des essais. De plus, l'insertion de vis dans les corps vertébraux pourrait potentiellement nuire au comportement biomécanique des vertèbres et favoriser la fracture des vertèbres. Ceci a été observée seulement pour le sujet #5 pour lequel une fracture au niveau de la vis à la vertèbre C5 a été observé après l'impact. Le diamètre des vis utilisées était de 4,5 mm ce qui correspond environ au tiers de la hauteur moyenne des vertèbres C3 à C7 des six sujets, soit 12,2 mm, et au sixième de la largeur moyenne, 27,9 mm. Les vis pourraient également alourdir le rachis cervical ce qui affecterait sa cinématique. Cependant, les vis pesaient 8 g chacune ce qui équivaut à 32 g supplémentaire en moyenne par sujet et qui faible par rapport au poids moyen de la tête soit 5 kg (Yoganandan, Pintar, Zhang, & Baisden, 2009). Aussi, les vis de niveaux adjacents peuvent potentiellement avoir limité la flexion de certaines unités fonctionnelles en entrant en contact lors de l'impact. Cependant, l'encombrement a été

testé lors de l'insertion des vis en imposant un mouvement de flexion et d'extension au rachis. L'erreur de projection des marqueurs lors de la stéréographie était de 0,5 pixels en moyenne pour les essais ce qui représente un carré de 0,25 par 0,25 mm et génère des erreurs sur les calculs de déplacements et de rotations. La partie blanche des marqueurs occupent toutefois 15 pixels de diamètre ce qui est 30 fois supérieur à l'erreur de projection. Pour les déplacements hors champ, la résolution du système Vic3D est précise soit de  $5E-06$  fois le champ de vue. Finalement, il existe des limites liées à l'utilisation de sujets cadavériques qui ont été détaillés dans la discussion du chapitre 3.

En conclusion, des problèmes d'encombrement spatial ont entraîné une perte de données non négligeable lors du suivi des marqueurs du cou. Toutefois, ces données sont parmi les première recueillies sur la cinématique des vertèbres lors d'un impact dynamique sur sujet anatomique et elles donnent des indications pertinentes pour des études futures. Notamment, ces données fournissent une plage de valeurs à utiliser pour des essais traumatiques sur des unités fonctionnelles. Les données pourront également être utilisées dans le contexte de la validation de modèles par éléments finis du corps humain.



## CHAPITRE 5

### COMPARISON OF TWO INTERVERTEBRAL DISC FAILURE MODELS IN A NUMERICAL C4-C5 TRAUMA MODEL

Marie-Hélène Beauséjour<sup>a, b, c, d</sup>, Yvan Petit<sup>a, b, c</sup>, Pierre-Jean Arnoux<sup>a, d</sup> et Eric Wagnac<sup>a, b, c</sup>

<sup>a</sup> Laboratoire international d'imagerie et biomécanique du rachis (iLab-Spine), Montréal, Canada et Marseille, France

<sup>b</sup> Département de Génie mécanique, École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

<sup>c</sup> Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal  
5400 boulevard Gouin Ouest, Montréal, Québec, Canada, H4J 1C5

<sup>d</sup> Laboratoire de biomécanique appliqué – Université Gustave Eiffel  
Faculté de médecine Secteur Nord, Boulevard P. Dramard, Marseille, France, 13016

Article publié dans «Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society», juillet 2019

#### 5.1 Avant-propos

Ce chapitre répond à l'objectif spécifique numéro 2 de la thèse. Afin d'évaluer l'effet des différentes conditions de chargement sur les patrons des blessures, cette étude numérique a été mise en place. Plus spécifiquement, l'effet de la flexion pure par rapport à la compression combinée à la flexion sur le mécanisme lésionnel d'une unité fonctionnelle, C4-C5, a été analysé. Le segment C4-C5 a été isolé du modèle numérique SM2S. Les propriétés des matériaux des ligaments ont été raffinés et des lois de rupture des ligaments et du disque basés sur les déformations à la rupture ont été implantés dans le modèle. La fiabilité du modèle a été validée en comparant les valeurs de force et de moment à la rupture du modèle avec des données expérimentales tirées de la littérature. De plus, afin d'investiguer différentes pistes pour le développement d'un modèle traumatique numérique adéquat, deux différentes méthodes de modélisation de la rupture du disque ont été implémentés et comparée. L'ordre de rupture des ligaments et le type de lésions présentes au disque intervertébral ont été rapportés. Avant la mise en œuvre de cette étude une validation de la morphologie du segment cervical de SM2S a été effectué. Cette validation se retrouve à annexe II. La première auteure a effectué

les modifications au modèle par éléments finis, la validation géométrique, le lancement et l'analyse des simulations et la rédaction de la première version de l'article.

## **5.2 Abstract**

The intervertebral disc (IVD) is essential for the mobility and stability of the spine. During flexion-distraction injuries, which are frequent at the cervical spine level (Blauth et al., 2007), the IVD is often disrupted (Vaccaro et al., 2001). Finite element studies have been done to investigate injury mechanisms and patterns at the cervical spine. However, they rarely include IVD failure model. The aim of this paper was to implement and compare two types of IVD failure models and their impact on hyperflexion and hyperflexion-compression injuries simulations. The failure models were tested on a detailed C4-C5 finite elements model. The first failure model consisted in a maximal strain model applied to the elements of the annulus and nucleus. The second failure model consisted in the implementation of a rupture plane in the middle of the IVD with a tied interface created between the two sections. This interface is defined by threshold stress values of detachment in traction and shearing. The two failure models were tested in flexion only and in flexion-compression. The model without inclusion of an IVD failure model was also tested. Loads at failure and injury patterns were reported. Both failure models produce failure loads that were consistent with experimental data. Injury patterns observed were in agreement with experimental and numerical studies. However, in flexion-compression, the rupture plane model simulation reached important energy error due to high deformations in the IVD elements. Also, without inclusion of an IVD failure model, energy error forced the end of the simulation in flexion-compression. Therefore, inclusion of IVD failure model is important since it leads to realistic results, but the maximal strain failure model is recommended.

## **5.3 Introduction**

The intervertebral disc (IVD) is an important structure for the stability of the spine. Its main role is to enable mobility and distribute loads along the spine. Clinical studies show that disruption of the IVD is frequent for spinal injuries (Ghanem et al., 2006 ; Taylor & Taylor,

1996). Flexion-distraction injuries are frequent at the cervical spine as it accounts for 35 % of injuries (Blauth et al., 2007). Disruption of the intervertebral disc is a frequent consequence of this type of lesion as well as disruption of the ligaments of the posterior ligamentous complex and the anterior longitudinal ligament (Vaccaro et al., 2001). Flexion-distraction injuries can also result in dislocation or in facet subluxation (Quarrington et al., 2018) causing disruption of the posterior ligament complex, the posterior longitudinal ligament and an horizontal tearing at the posterior aspect of the IVD (Green et al., 1981).

Experimental studies have tested the dynamic behaviour of cervical spine segments in flexion-extension and combined loadings. Nightingale et al. (2007), performed flexion-extension rotation up to failure on functional spinal units (FSU) and reported failure loads. Carter et al. (2002) submitted segments of two FSU to compression, compression-flexion and compression-extension loadings. In compression-flexion, the first lesions were disruption of the supraspinous and interspinous ligaments. Another study tested flexion or flexion-compression loading on specimens of three FSU. The IVD was the most frequently injured structure (Crowell et al., 1993). However, these studies did not systematically report the order of disco-ligamentous structures disruption. Finite elements (FE) studies have been used to study the kinematics and failure behaviour of the spine under various loads. However, most FE studies do not include failure model of the IVD (Casaroli et al., 2017 ; Mustafy et al., 2014 ; Wang, Peng, & Guo, 2013). Since disruption of the disc is frequent in spinal injuries, it would be important to include failure models. Disc disruption can modify the subsequent kinematics of the spine and the loads sustained by the remaining structures. Azarnoosh et al. (2018) have implemented a pseudo-elastic damage model for the IVD, but they studied damage caused by cyclic loading of porcine discs. DeWit and Cronin (2012) and Barker et al. (2017) included a failure model based on a tied contact criterion, but the contact was modeled between the disc and the endplate and did not enable disruption of the disc matrix. While rupture between the endplate and the disc has been reported in clinical studies (Taylor & Twomey, 1993 ; Tonetti et al., 2005), tearing of the IVD is also common (Ghanem et al., 2006 ; Green et al., 1981 ; Taylor & Taylor, 1996).

The objective of this paper is to implement and compare two types of IVD failure model and their impact on hyperflexion and hyperflexion-compression injuries. The two methods are 1) maximal strain model and 2) creation of a rupture plane defined by a tied interface.

## 5.4 Methods

### 5.4.1 Finite Element Model

The FSU C4-C5 (Figure 5.1) was derived from the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S), a comprehensive model of the spine (C1-sacrum) (Fradet, Petit, Wagnac, Aubin, & Arnoux, 2014 ; Wagnac et al., 2012). The vertebrae geometry was extracted from the CT-scan of a 50th percentile male subject. The IVD is formed of the nucleus, annulus and collagen fibers. The IVD was modeled using hexahedral solid elements. The collagen fibers were modeled by tension-only springs. The annulus was divided into three sections (anterior, posterior and lateral) whose collagen fibers force-displacement curves were scaled by a specific factor (Schmidt et al., 2006). The anterior longitudinal ligament, the capsular ligament, the posterior longitudinal ligament, the ligamentum flavum, the interspinous and the supraspinous ligament were meshed with shell elements and linked by tied interfaces to C4 and C5.

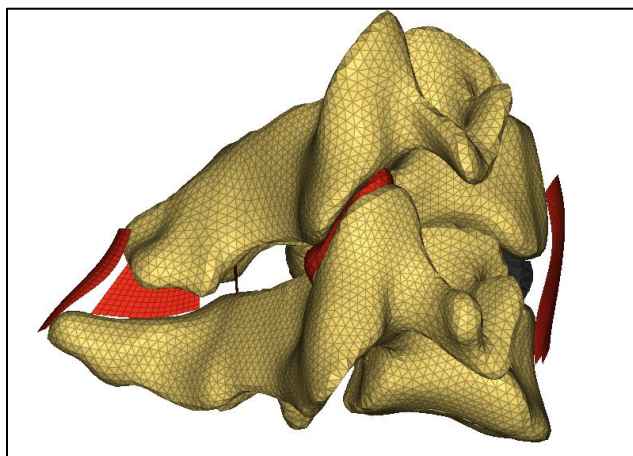


Figure 5.1 C4-C5 Finite elements model



The mechanical behaviour of the ligaments was defined by non-linear stress-strain curves derived from experimental studies cc. Vertebrae were set as rigid bodies and the material properties of the other structures of the FE are presented in Table 5.1.

Table 5.1 Finite element model material properties

Structures	Law	Parameters	References
Annulus	Hyper-elastic Rivlin Mooney	$C_{10} = 11.8$ $C_{01} = -2.9$	(Wagnac et al., 2012)
Nucleus	Hyper-elastic Rivlin Mooney	$C_{10} = 31.8$ $C_{01} = -8.0$	(Wagnac et al., 2012)
Collagen fibers	Force-displacement non-linear curves with scaling factor by region	Scaling factors: Anterior = 1.2 Posterior = 0.85 Lateral = 1.03	(Schmidt et al., 2006 ; Shirazi-Adl, Ahmed, & Shrivastava, 1986)
Ligaments	Stress-strain non-linear curves		(Mattucci & Cronin, 2015)

#### 5.4.2 Failure Models

Maximal strain failure models were implemented for the ligaments using strain values  $\epsilon_{t1}$  and  $\epsilon_{t2}$  from another study (Mustafy et al., 2014) where  $\epsilon_{t1}$  is the maximal principal strain and  $\epsilon_{t2}$  is the failure principal strain. A damage function, equation (1), was used to lower the stress in the elements. In equation (5.1), the term  $\epsilon_1$  is the principal strain. When  $D$  reaches 1, the element is deleted from the model.

$$D = \frac{\epsilon_1 - \epsilon_{t2}}{\epsilon_{t2} - \epsilon_{t1}} \quad (5.1)$$

Two failure models were tested for the IVD. The first model was a maximal strain failure model. The maximal strain value  $\epsilon_{t1}$  was 65%, a value taken from an in vitro study on bovine cervical annulus samples (Werbner, Zhou, & O'Connell, 2017). Due to the lack of information in the literature,  $\epsilon_{t2}$  was set to 66% and the same law was assigned to the nucleus.

The second model was a rupture plan defined by a tied interface. Accordingly, the disc was split in the middle and a tied interface was created between the sections (Figure 5.2). The contact included a maximal stress threshold in traction and in shearing that triggers the local detachment of the nodes at the interface. The contact behaviour is defined by a function of the normal stress in relation to the relative normal displacement and a function of the shear stress in relation to the tangential displacement. When the maximal normal or shear stress is reached, the slave node is detached from the interface. The maximal normal stress and strain were averaged from values of maximal strain and stress in the anterior and posterior annulus (Green et al., 1981). Maximal shear stress and strain were derived from lumbar disc in vitro data (O'Connell et al., 2011 ; Schmidt, Häußler, Wilke, & Wolfram, 2015).

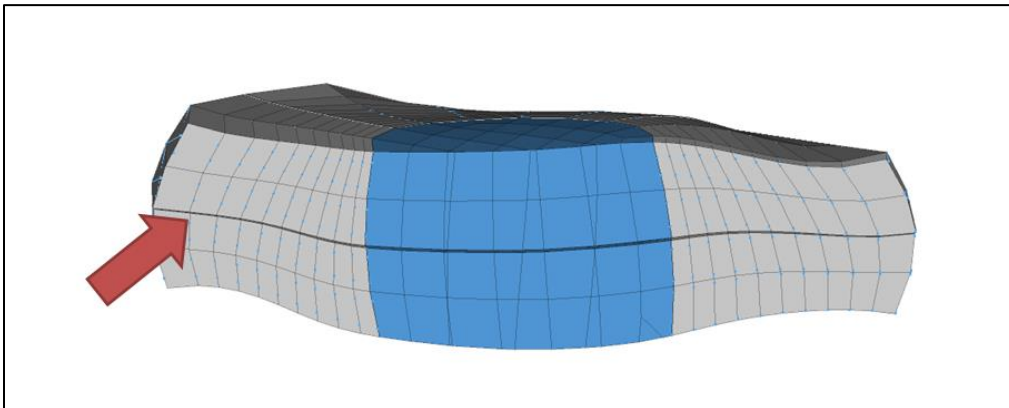


Figure 5.2 Intervertebral disc rupture plane

### 5.4.3 Loading Conditions

Two loading conditions were tested: flexion and flexion-compression. The C5 vertebra was fixed while the displacements were applied to C4. An imposed sagittal rotation of 500 deg/s

was used (Barker et al., 2014). For flexion-compression, a 0.2 m/s axial displacement was added. Segment failure was defined as the point where the sagittal moment at C5 dropped drastically. These two types of loading were applied using both failure model and no IVD failure model as well.

**5.5 Results**

The order of the disco-ligamentous structures disruption obtained with the IVD failure models are summarized in Figure 5.3 for flexion and flexion-compression.

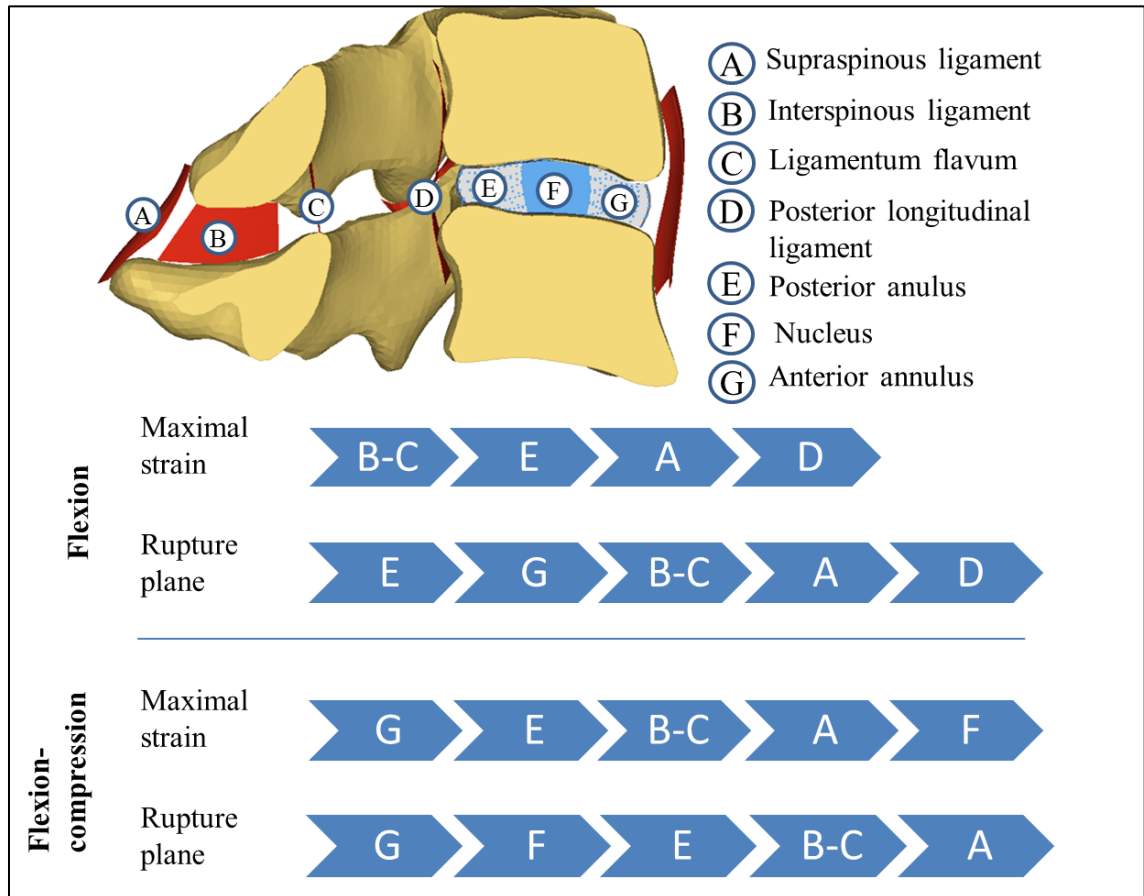


Figure 5.3 Disco-ligamentous structures disruption order in flexion and flexion-compression for both intervertebral disc failure models

### **5.5.1 Maximal Strain Model**

For flexion only, maximal load at failure was 19.9 Nm and maximal rotation was 12.3 degrees. Disruption of the ligamentum flavum and interspinous ligament occurred first, followed shortly by disruption of elements in the posterior annulus. Rupture of the supraspinous and posterior longitudinal ligament occurred later as the rupture in the annulus progressed. Eliminated IVD elements were in the middle of the posterior annulus and at the endplates in the posterior region.

In flexion-compression, maximal axial force was 634 N and maximal sagittal moment was 25.4 Nm. The intervertebral disc was the first structure to be disrupted. The anterior region of the disc was affected first, then the posterior. After, the ligamentum flavum and interspinous ligament followed by the supraspinous ligament were ruptured. Some elements of the nucleus were then deleted. Some elements of the posterior longitudinal ligament were deleted, but the ligament was not ruptured.

### **5.5.2 Rupture Plane Defined by a Tied Interface**

For flexion only, maximal moment using the IVD rupture plane failure model was 15.8 Nm and rotation at failure was 12.3 degrees. The posterior IVD was the first disrupted structure followed by the anterior region. Disruption of elements in the posterior region progressed through the entire flexion. Rupture of the interspinous ligament and ligamentum flavum followed. Then, the supraspinous and posterior longitudinal ligaments were ruptured.

In flexion-compression, the maximal axial force was 738 N and maximal sagittal moment was 21.8 Nm. The first structure to disrupt was the anterior region of the annulus. The rupture then progressed from the anterior to the nucleus and to the posterior region of the annulus. Then, the interspinous ligament was ruptured. Finally, the ligamentum flavum and the supraspinous ligament were ruptured.

### **5.5.3 Without Intervertebral Disc Failure Model**

In flexion, without inclusion of a failure model, the rotation at failure was 14.1 degrees and moment at failure was 20.3 Nm. The ligaments were disrupted in this order: interspinous ligament, ligamentum flavum, supraspinous ligament and finally the posterior longitudinal ligament.

In flexion-compression, the maximal moment was 31.1 Nm and the maximal axial force was 634 N. The ligaments disruption occurred in this order: interspinous ligament, ligamentum flavum and finally supraspinous ligament. Shortly after segment failure, the energy error forced the interruption of the simulation. Therefore, the state of the other ligaments cannot be determined. This did not happen in any of the other simulations.

## **5.6 Discussion**

Two different IVD failure models were implemented in a C4-C5 FE model and tested in simulations of flexion and flexion-compression injuries. Both techniques produced injury patterns consistent with experimental (Carter et al., 2002 ; Crowell et al., 1993) and numerical (DeWit & Cronin, 2012) studies. However, the IVD was the first disrupted structure with the rupture plane failure model in opposition to other studies (Carter et al., 2002 ; DeWit & Cronin, 2012). Another FE study reported failure of the capsular ligament in flexion loading which was not observed in this paper (Barker et al., 2017), but our simulated loads and rotations in failure were in good agreement with the literature. With the maximal strain failure model, the maximal sagittal moment and rotation at failure in flexion had a difference of 4 and 6.5% respectively with experimental data (Nightingale et al., 2007). For flexion-compression, the maximal sagittal moment and maximal axial force were 19% higher and 17% lower compared to literature (Carter et al., 2002). For the rupture plane failure model, the maximal sagittal moment and rotation had a difference of 18% for the moment at failure and 6% for the rotation at failure under flexion only in comparison to in vitro results (Nightingale et al., 2007). For flexion-compression, the maximal sagittal moment and maximal axial force were 2% higher and 4% lower than literature (Carter et al., 2002). Both failure models gave satisfactory results

as simulated loads at failure were inside one standard deviation of the experimental data except for moment failure in flexion using the rupture plane failure model. For simulations without failure model, failure load and failure rotation in flexion were in agreement with experimental data. However, in flexion-compression, the moment at failure was 45% higher compared to in vitro data and was outside one standard deviation. Furthermore, high simulation energy error forced the end of the simulation since the elements were submitted to large deformation.

Both failure models present advantages and disadvantages. The maximal strain failure model enables to inspect which part of the structure is damaged, while the rupture plane method forces the simulator to arbitrarily design where the lesion will occur in the IVD. However, the rupture plane failure model enables consideration of the anisotropy of the IVD by setting two different limits in traction and shearing. The most important disadvantage of the rupture plane failure model was that the energy error reached +28 % in flexion-compression while all other simulations were around -5% error. This is symptomatic of an unstable simulation and could lead to numerical aberrations. This could be explained by the fact that elements outside the rupture plan are submitted to high stress which leads to extreme deformations since the IVD is a soft structure.

This study presents some limitations. IVD failure properties were taken from in vitro studies of bovine specimens or lumbar disks which present different morphologies and behaviour in comparison to human cervical discs. However, the proximity of our results to experimental results demonstrates that the choice of properties was adequate. IVD properties and failure threshold were not specific to disc region. However, the anisotropy of the disc was addressed by the addition of collagen fibers embedded in the annulus that possessed specific properties depending on its region (anterior, posterior or lateral). Finally, the vertebrae were treated as rigid bodies and no failure model were included for the bones, but considering the loads applied, soft-tissues injuries only were expected.

## **5.7 Conclusion**

Inclusion of failure models is important to simulate realistic injury patterns. Absence of a failure model can lead to erroneous outcomes since the segment kinematics varies after structures disruption. Furthermore, high deformations of the elements without failure model can lead to instability of the simulation. Both failure models lead to results in good agreement with the literature, but the rupture plane model lead to instability in the simulation and weakened the IVD. A good compromise for IVD rupture modeling would be to combine a rupture plane at the endplate, as has been proposed in other numerical studies, to a maximal strain failure model in the IVD matrix.





## CHAPITRE 6

### CONTRIBUTION OF INJURED POSTERIOR LIGAMENTOUS COMPLEX AND INTERVERTEBRAL DISC ON POST-TRAUMATIC INSTABILITY AT THE CERVICAL SPINE

Marie-Hélène Beauséjour <sup>a, b, c, d</sup>, Yvan Petit <sup>a, b, c</sup>, Jeremy Hagen <sup>b</sup>, Pierre-Jean Arnoux <sup>a, d</sup>, Jean-Marc Mac Thiong <sup>c</sup> et Eric Wagnac <sup>a, b, c</sup>

<sup>a</sup> Laboratoire international d'imagerie et biomécanique du rachis (iLab-Spine), Montréal, Canada et Marseille, France

<sup>b</sup> Département de Génie mécanique, École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

<sup>c</sup> Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal 5400 boulevard Gouin Ouest, Montréal, Québec, Canada, H4J 1C5

<sup>d</sup> Laboratoire de biomécanique appliqué – Université Gustave Eiffel Faculté de médecine Secteur Nord, Boulevard P. Dramard, Marseille, France, 13016

Article publié dans « Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering », mai 2020

#### 6.1 Avant-propos

Le présent article vise à répondre à l'objectif 4 de la thèse portant sur la contribution des structures disco-ligamentaires postérieures du rachis cervical à la stabilité spinale en flexion. Dans un premier temps, les propriétés des matériaux des ligaments et des disques intervertébraux du rachis cervical tiré du modèle SM2S ont été adaptés pour le segment cervical et le chargement en mode quasi-statique. Les propriétés ont ensuite été calibrées par rapport à la mobilité intervertébrale en flexion et extension et à la pression intradiscale sous un chargement de moment pur en flexion et en extension. Les valeurs utilisées pour la calibration ont été tirés d'études expérimentales de la littérature. Après la calibration, une blessure séquentielle des ligaments postérieurs (supraépineux, interépineux et ligament jaune) et du disque a été modélisée à trois niveaux spinaux différents : C2-C3, C4-C5 et C6-C7. L'impact des blessures sur le rachis cervical a été évalué en mesurant la mobilité intervertébrale lors de l'application d'un moment de flexion quasi-statique. La position des centroïdes de chaque vertèbre a aussi été rapportée. La première auteure a effectué la calibration du modèle par

éléments finis, le lancement et l'analyse des simulations et la rédaction de la première version de l'article.

## **6.2 Abstract**

Posterior ligamentous complex (PLC) and intervertebral disc (IVD) injuries are common cervical spine flexion-distraction injuries, but the residual stability following their disruption is unknown. The objective of this study was to evaluate the effect of PLC and IVD disruption on post-traumatic cervical spine stability under low flexion moment (2 Nm) using a finite element (FE) model of C2-T1. The PLC was removed first and a progressive disc rupture (one third, two thirds and complete rupture) was modeled to simulate IVD disruption at C2-C3, C4-C5 and C6-C7. At each step, a non-traumatic flexion moment was applied and the change in stability was evaluated. PLC removal had little impact at C2-C3 but increased local range of motion (ROM) at the injured level by 77.2% and 190.7% at C4-C5 and C6-C7 respectively. Complete IVD rupture had the largest impact on C2-C3, increasing C2-C3 ROM by 181 % and creating a large antero-posterior displacement of the C2-C3 segment. The FE analysis showed PLC and disc injuries create spinal instability. However, the PLC played a bigger role in the stability of the middle and lower cervical spine while the IVD was more important at the upper cervical spine. Stabilization appears important when managing patients with soft tissue injuries.

Keywords: spine; disco-ligamentous structures; post-trauma; injury biomechanics; finite element modeling

## **6.3 Introduction**

The posterior ligamentous complex (PLC), which comprises the ligamentum flavum (LF), interspinous ligament (ISL) and nuchal ligament (NL) (Rasoulinejad et al., 2012), and the intervertebral disc (IVD) (Nadeau et al. 2012) play a critical role in cervical spine stability. Flexion-distraction injuries characterized by PLC and IVD disruption are frequent at the cervical spine and result in serious neurological consequences (Blauth et al., 2007).

In vitro studies have proposed stability criteria based on the comparison of pre- and post-trauma flexibility (Goel et al., 1984 ; White & Panjabi, 1990). At the cervical spine, the changes in angular and horizontal displacement prior to failure in flexion and extension was evaluated in vitro by reducing the disco-ligamentous elements sequentially from the anterior or posterior (White et al., 1975). However, specimens of only one functional spinal unit (FSU) were used. The impact of sequential removal of NL, ISL and facet capsules (FC) at C5-C6 on rotation at C4-C5 and C5-C6 was evaluated in all three anatomical planes using C2-T2 segments but only up to 0.3 Nm (Goel et al., 1984). One study tested the impact of sequential disco-ligamentous injuries at C5-C6 inflicted from the anterior on the neutral zone and range of motion (ROM) (Richter et al., 2000). Another study evaluated the effect of discectomy, anterior fixation and the subsequent progressive disruption of the PLC on the intervertebral ROM (Pitzen et al., 2003), but little is known about the contribution of the PLC versus the IVD in flexion-distraction type injuries on spinal stability at the cervical spine.

Finite element (FE) models have been used to evaluate the contribution of different structures under quasi-static (Erbulut et al., 2014 ; Ng & Teo, 2001), low and high dynamic loading conditions (DeWit & Cronin, 2012 ; Mustafy et al., 2016). However, no FE study has investigated spinal instability induced by annulus fibrosus (AF) rupture while it is frequent in flexion-distraction injuries of the cervical spine (Crowell et al., 1993 ; Taylor & Twomey, 1993).

Secondary spinal cord injury can be aggravated by patient management (Engsberg et al., 2013) due to joint instabilities. However, unlike unstable bone fractures and dislocations, the level of prehospital immobilization required to prevent luxation and secondary spinal injuries remains unclear (Oteir, Smith, Stoelwinder, Middleton, & Jennings, 2015). Cervical collars (CC) are commonly used following neck trauma to limit movement during pre-hospital care and transportation. However, their efficiency has been criticized. A study conducted on healthy volunteers showed that different CC were mostly successful at reducing axial rotation while 19.8 to 40.7 % of flexion is preserved compared to no collar (Kim et al., 2018). Log-roll transfers simulations performed by paramedics on healthy volunteers wearing a CC showed

peak relative head motion of 9.5 to 40.8 degrees (Lebel et al., 2018). Horodyski et al. (2011) measured around 30 degrees of flexion on a cadaver model wearing a CC with a C5-C6 global instability. Excessive flexion is very undesirable following flexion-distraction injuries since it could lead to subluxation at the injured level (Blauth et al., 2007) and cause or aggravate a spinal cord injury. However, the extent of posterior disco-ligamentous injury that should be considered critical and would require proper immobilization is not known.

The main objective of this study was to investigate the relative contribution of the PLC and IVD on the post-traumatic spinal stability of the cervical spine under low flexion moment following a flexion-distraction injury using a C2-T1 FE model.

## **6.4 Materials and methods**

### **6.4.1 Finite Element Model**

A detailed C2-T1 finite element model presented previously (Taso et al., 2015) was used for this study (Figure 6.1). The initial model included the vertebrae, IVD and cervical spinal ligaments. The C2-C7 Cobb angle of the model is 22.7 degrees of lordosis which corresponds to an upright position in comparison to data from healthy volunteers (Gore et al. 1986). Surface models of vertebrae were created from computed tomography scan images (contiguous slices of 0.6 mm) of a 50th percentile male volunteer. In consequence, the geometry of the model is naturally asymmetrical. The surface models were meshed using 3-nodes shell elements. Cancellous bone of each vertebra was obtained by filling shell elements with 4-nodes solid elements (Wagnac et al., 2012). The average characteristic size of the elements for the vertebra was 0.77 mm. In this quasi-static study, the vertebrae were set as rigid bodies. IVD were created between adjacent vertebral endplates and divided into nucleus pulposus and AF. Tied interfaces, kinematic links, were modeled between the caudal and cranial surface of the IVD and the adjacent vertebral endplates. The nucleus occupies 20% of disc volume at the cervical segment (Park, Kim, & Kim, 2015). Both structures were meshed using 8-nodes solid elements with an average characteristic size of 0.9 mm. First-order Mooney-Rivlin hyper-elastic material laws with non-pathological quasi-static properties (Schmidt et al., 2006) were

assigned to these elements (Table 6.1). Collagen fibers were embedded into the AF using tension-only spring elements organized in concentric lamella with a crosswise pattern at  $\pm 35^\circ$ . Six spinal ligaments were created between each FSU: anterior longitudinal ligament (ALL), posterior longitudinal ligament (PLL), capsular ligament (CL), LF, ISL and NL (Figure 6.1). The ligaments geometry and insertion were based on dissection sessions data (Pintar, Yoganandan, Myers, Elhagediab, & Sances Jr, 1992 ; Przybylski, Carlin, Patel, & Woo, 1996). They were meshed using 3-nodes (CL only) and 4-nodes shell elements with an average characteristic size of 0.63 mm. The facet joints were considered as frictionless contact interfaces. The model contains 391 941 elements and 90 5223 nodes.

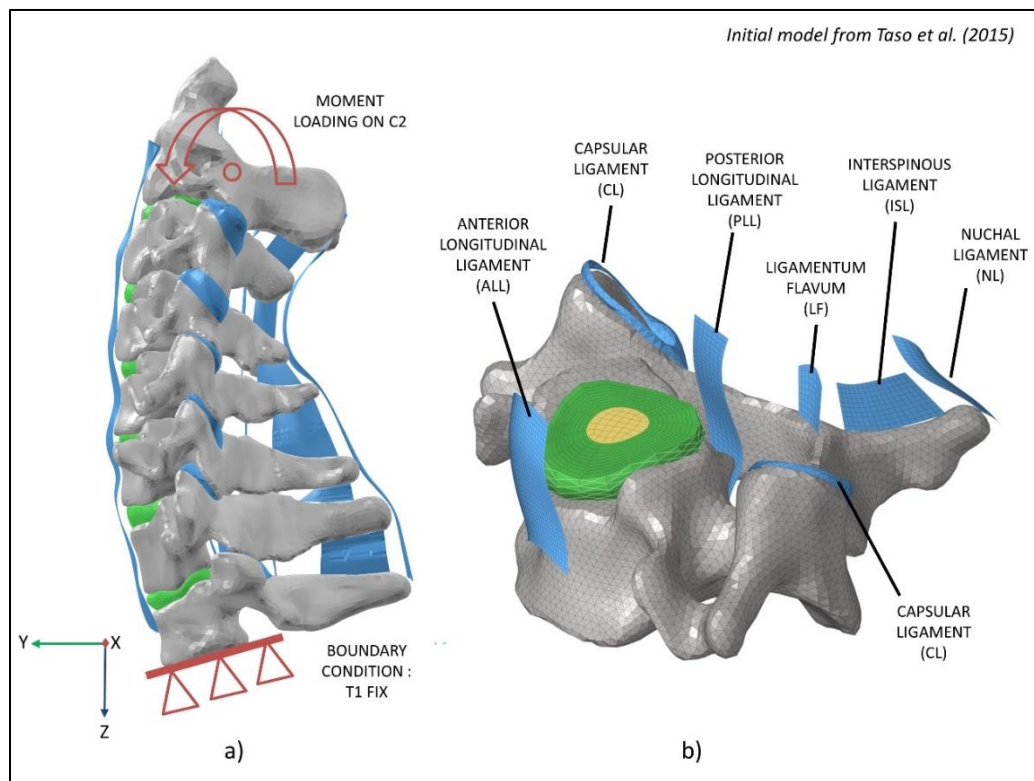


Figure 6.1 Finite element model of the cervical spine: a) complete C2-T1 model and b) C5 vertebra with ligaments and intervertebral disc

In this study, modifications were done to the FE model to improve its flexion-extension behavior under quasi-static flexion-extension loadings. In brief, quasi-static material properties

were implemented to the IVD components and non-linear stress-strain curves were applied to the ligaments. These properties were then calibrated to adjust the intradiscal pressure and the flexion-extension range of motion (ROM) of the model as described below.

Table 6.1 Material properties of intervertebral disc (Moonley-Rivlin Model)

Material properties	IVD		Collagen fibers	Reference
	Nucleus	Annulus		
Density (E-6kg/mm <sup>3</sup> )	1	1.2	-	(Schmidt et al., 2006) f = calibration factor
Poisson Coeff., $\nu$	0.495	0.45	-	
E	-	1.36	-	
C10	0.12*(f=2)	0.18	-	
C01	0.09*(f=2)	0.045	-	
Force/Displacement Curves	-	-	Non-linear	(Shirazi-Adl et al., 1986)
Calibration Factor for Collagen Fibers Force/Displacement Curves	Anterior region  Lateral Region  Posterior Region		1.2	(Schmidt et al., 2006)
			1.03	
			0.85	

The disc was separated into three sections (anterior, posterior and lateral) with collagen fibers force-displacement curves scaled by a specific factor (Table 6.1) (Schmidt et al., 2006). The nucleus parameters C10 and C01 of the Mooney-Rivlin material law were calibrated by a factor  $f=2$  (Table 6.1) to adjust the intradiscal pressure (IDP) in comparison to in vitro results (Pospiech, Stolke, Wilke, & Claes, 1999). The IDP was measured as the average of the

pressure, corresponding to the negative one-third of the trace of the stress tensor, of all the nucleus elements.

Stress-strain curves of each ligament were derived from mean force-deflection curves measured experimentally under tensile conditions (Mattucci & Cronin, 2015 ; Mattucci et al., 2012). The ISL force-deflection curves were applied to the adjacent NL since this ligament was not included in the aforementioned studies. The curves were calibrated using the method further described.

#### **6.4.2 Calibration of the Finite Element Model**

Pure moments of 2 Nm in flexion and extension were applied on C2, in the sagittal plane defined by the global coordinate system (Figure 6.1), while T1 was fixed to reproduce experimental conditions (Wheeldon et al., 2006). The coordinate system and point of origin were defined by the CT-scan reconstruction and corresponds to the standard anatomical planes and axes. Ligaments properties were adjusted by shifting the “toe region” of the tabulated curves until the simulated ROM fitted into the experimental corridors (Nightingale et al., 2002, 2007 ; Wheeldon et al., 2006) as previously proposed (Kallemeyn et al., 2010). This adjustment was necessary to take into account the ligaments initial elongation in the model. C2-T1 ROM in flexion-extension was finally compared to *in vitro* data (Wheeldon et al., 2006). The ROM were calculated from the rotation in the sagittal plane of each FSU in the global coordinate system.

#### **6.4.3 Simulation of Posterior Ligamentous Complex and Intervertebral Disc Injury**

PLC injury was modeled by removing the NL, ISL and LF (injury configuration #1). The disc injury was modeled by splitting the disc postero-anteriorly at the middle of the disc (Figure 6.2) and removing the PLL. The injury was modeled progressively as a third of the disc antero-posterior length, two thirds and finally the disc was completely transected (injury configurations #2 to 4). A frictionless contact interface was added between the disc caudal and cranial parts of the ruptured IVD. The CL was kept intact since its resistance is important in

flexion. For distraction injuries without dislocation, the disruption can propagate through the disc space or through the facet joints (Vaccaro et al., 2007). A numerical study also showed no CL rupture prior to segment failure during a flexion loading (DeWit & Cronin, 2012).

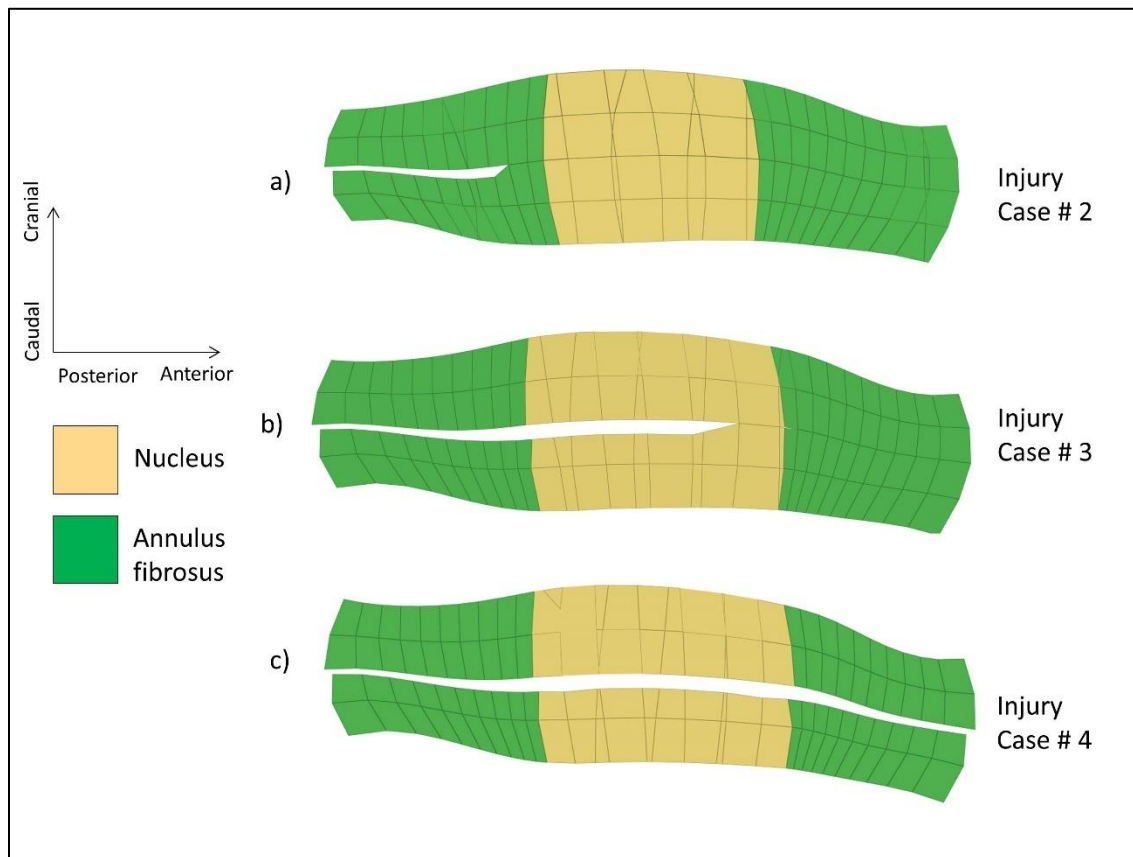


Figure 6.2 Sagittal cross-section of the finite element model of the intervertebral disc posterior rupture at C6-C7: a) one-third rupture, b) two-thirds rupture and c) complete rupture

For each configuration, a pure moment of 2 Nm was applied on C2 while T1 was fixed. Stepwise reduction (injury #1 to 4) was performed on one spinal level at a time: at C2-C3, then C4-C5 and then C6-C7. This created three different injury sets, each starting with the intact model as baseline. Flexion loading was performed since the posterior elements are mainly solicited in flexion (White & Panjabi, 1990) and flexion could lead to dislocation and spinal cord injury. Post-traumatic ROM and the vertebrae centroids position at 2 Nm flexion, in the



global coordinate system, were compared to the intact model. These results were chosen to evaluate instability and potential spinal canal reduction.

The finite element model was developed on the HyperWorks 2017 software platform (Altair Engineering, Troy MI, USA). The simulations were run on Radioss Solver (Altair Engineering) and the analyses performed were non-linear.

## **6.5 Results**

### **6.5.1 Calibration and Validation**

Following calibration of the ligaments “toe region”, the ROM around the coronal axis (flexion and extension) of each FSU was within one standard deviation of the average experimental measurements except for C5-C6 at 2 Nm flexion which was within two standard deviations (Figure 6.3). In flexion, C2-T1 ROM was within one standard deviation and only 14 % smaller than experimental average at 2 Nm (Figure 6.4). In extension, the ROM was within two standard deviations. As one standard deviation only includes 66 % of the experimental values, the simulated motion fitted well inside the experimental corridors. C3-C4 and C5-C6 IDP at flexion of 0.5 Nm were inside the experimental range (Figure 6.5).

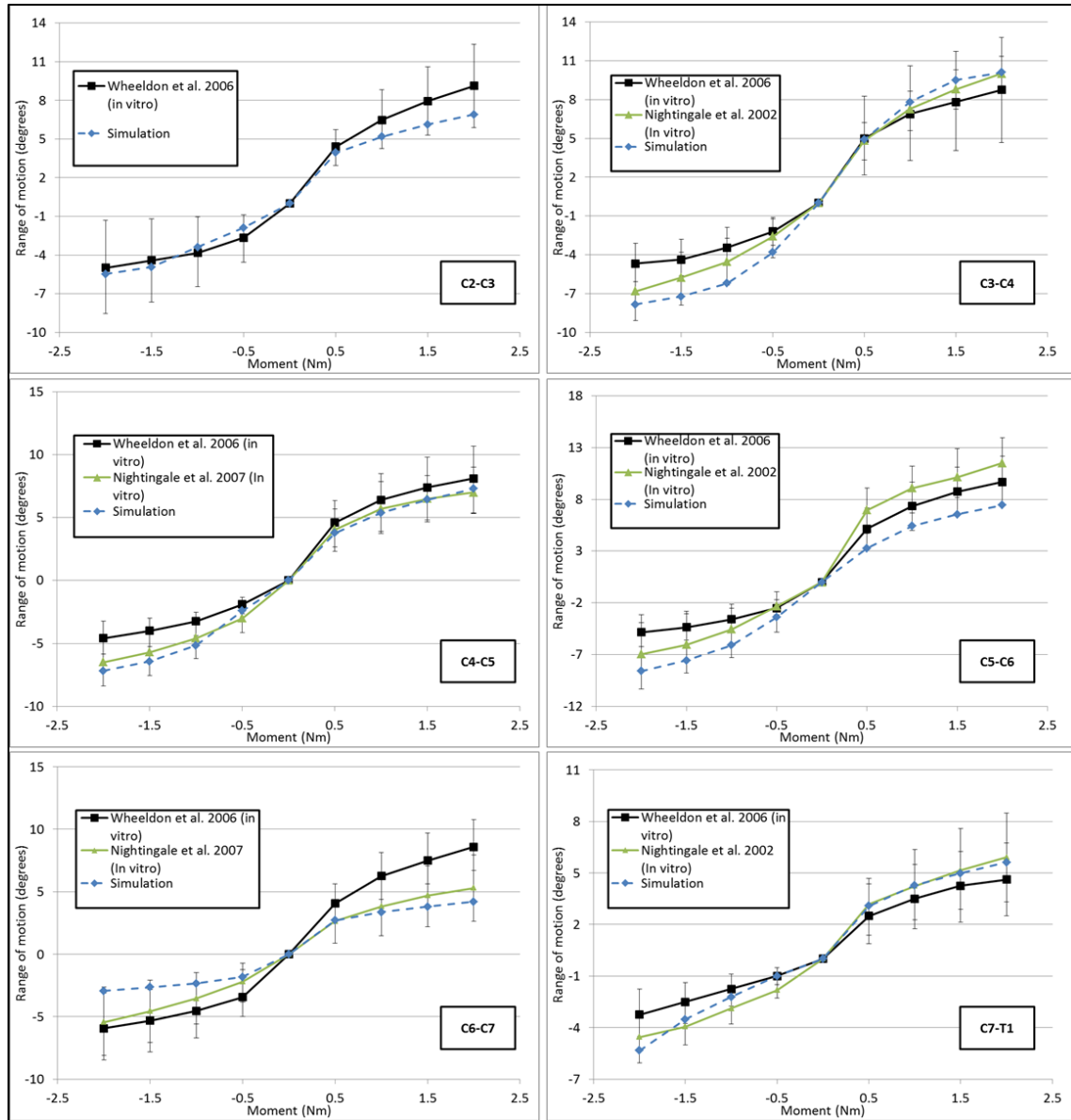


Figure 6.3 Comparison of functional spinal units response under flexion (positive) and extension (negative) of C2-T1 cervical segment with in vitro studies

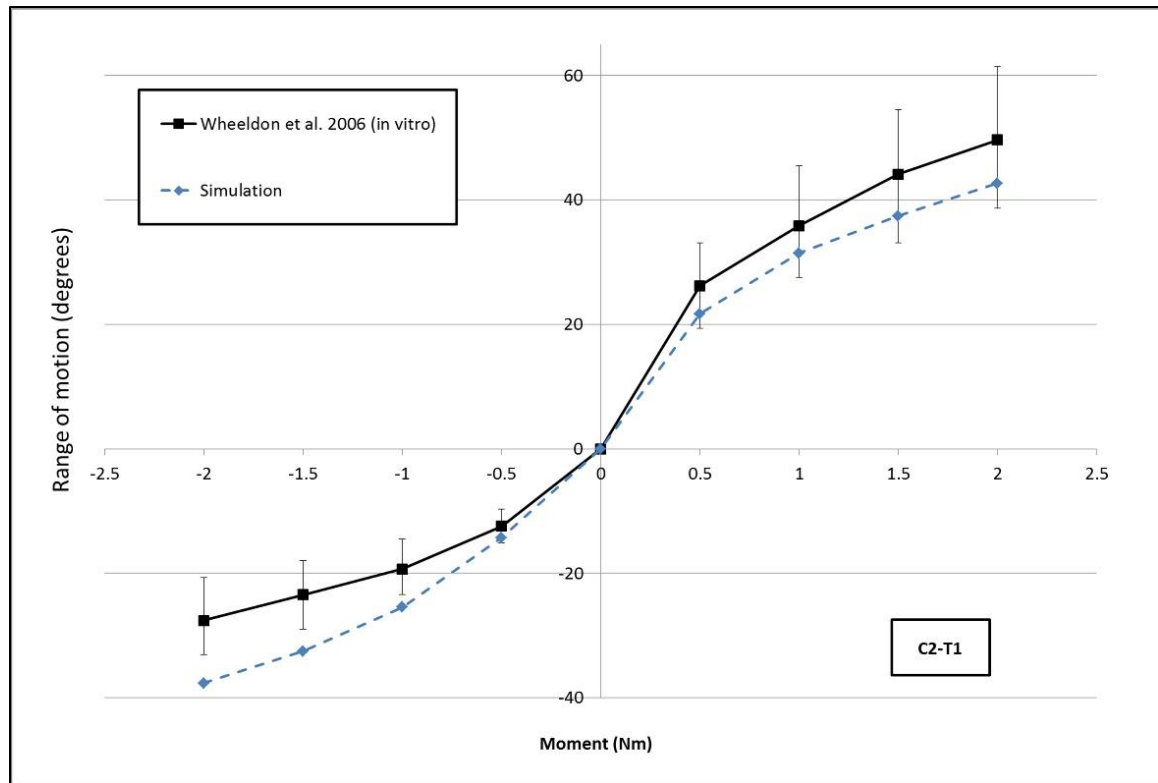


Figure 6.4 Comparison of C2-T1 segment response under flexion (positive) and extension (negative) of C2-T1 cervical segment with in vitro studies

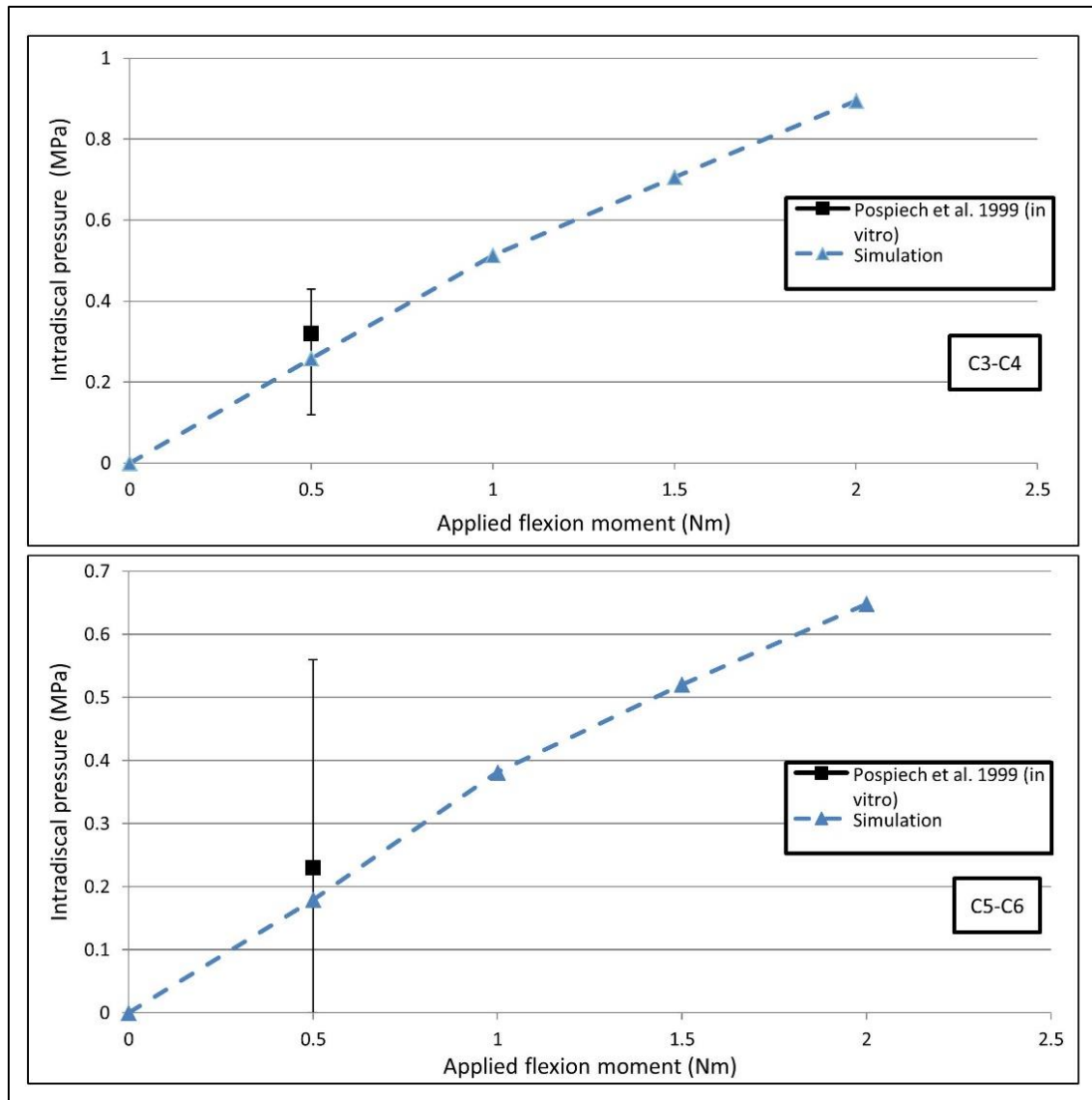


Figure 6.5 Intradiscal pressure in flexion at C3-C4 and C5-C6 compared to in vitro data

### 6.5.2 Effect of Posterior Ligamentous Complex and Intervertebral Disc Injury

Changes in the FSU ROM following the injuries are displayed in Figure 6.6. PLC rupture increased the ROM at the injured level by 24.3%, 77.2% and 190.7% at C2-C3, C4-C5 and C6-C7 respectively. Complete disc rupture caused an increase in ROM at the injured level of

181.4%, 120.4% and 284.9% at C2-C3, C4-C5 and C6-C7, respectively. The changes in ROM at the uninjured levels were under 2 degrees in absolute values for every injury scenario.

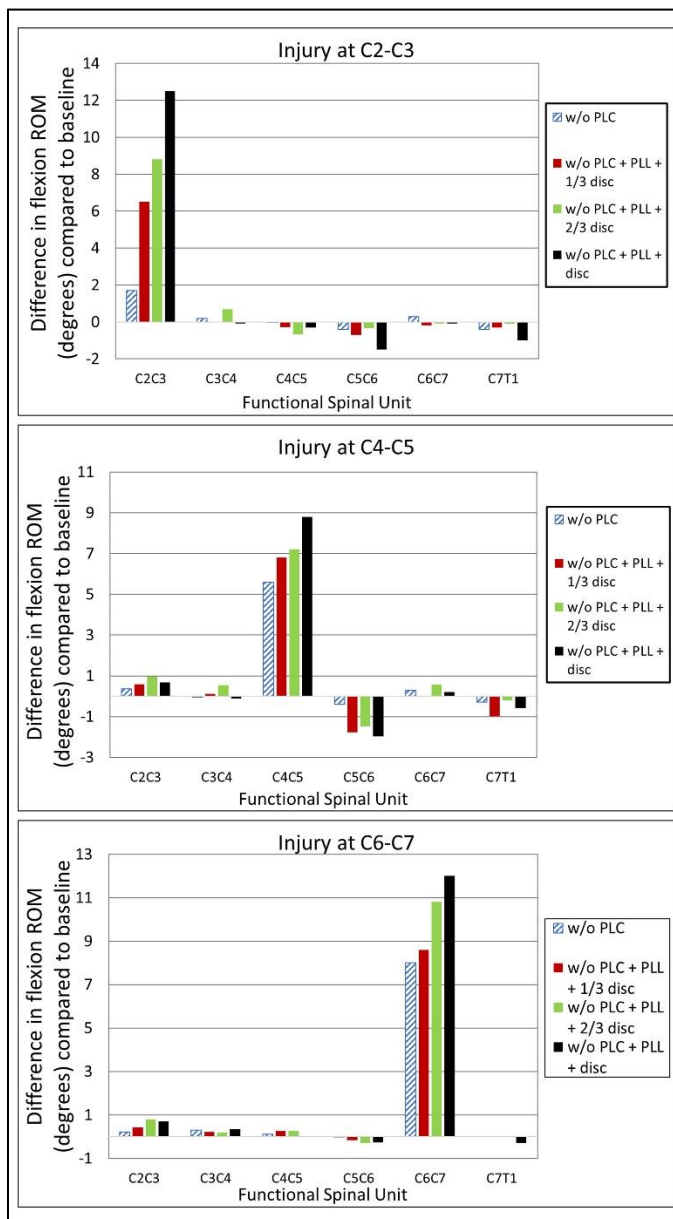


Figure 6.6 Evolution of the functional spinal units range of motion at each injury level

The vertebrae centroids position in the sagittal plane (Figure 6.7) showed no specific rearrangement for injuries at C4-C5 and C6-C7. For PLC disruption at C2-C3, the antero-posterior gap between C2 and C3 was 9 mm greater compared to baseline and 4 mm greater for complete disc rupture. This is considerable since the antero-posterior diameter of the spinal canal is between 11 and 17 mm in the model. Also, a facets subluxation was visible for complete disc rupture at C2-C3: C2 inferior facets were translated 3 mm more anteriorly onto C3 superior facets at 2 Nm flexion compared to the baseline (Figure 6.8).

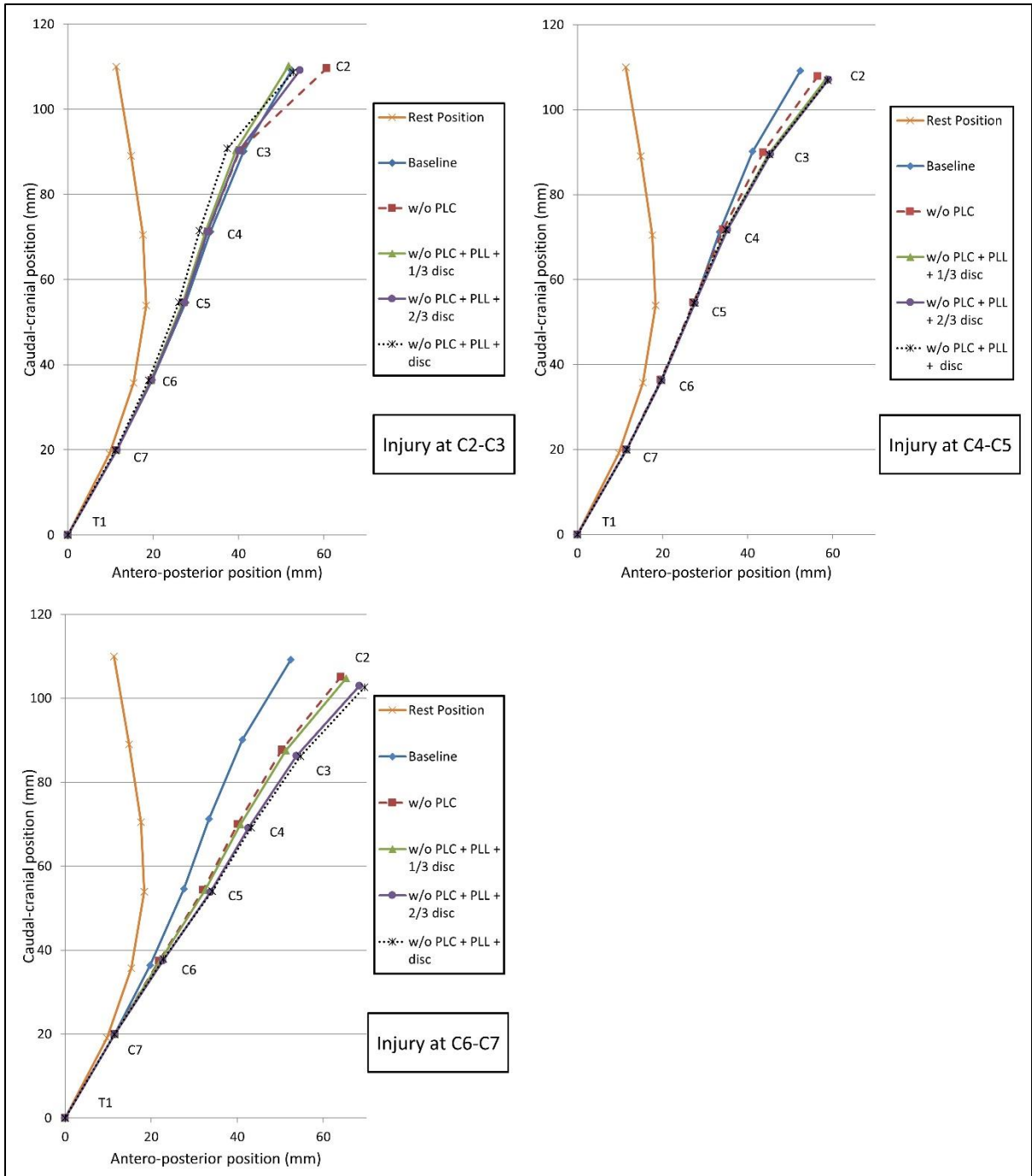


Figure 6.7 Centroids position (mm) in flexion in the sagittal plane at all vertebral levels with and without posterior ligamentous complex and intervertebral disc injury

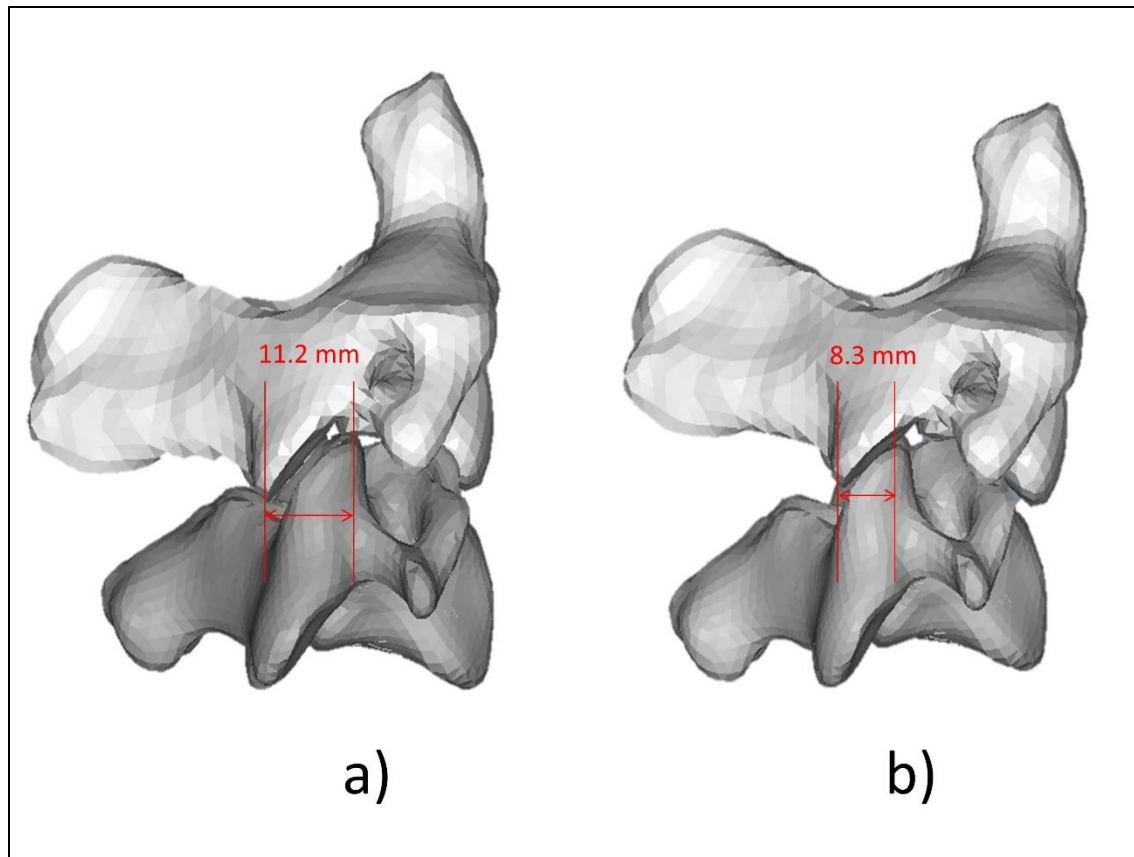


Figure 6.8 C2 and C3 at 2 Nm flexion: a) in non-traumatic (baseline) model and b) following posterior ligamentous complex and complete disc rupture

## 6.6 Discussion

The objective of this study was to evaluate the relative impact of PLC rupture and progressive transversal disc rupture on cervical spine stability in flexion. A FE model (Taso et al., 2015) was adapted by implementing detailed experimental stress-strain curves to represent the ligaments behavior. The ligaments “toe-regions” were calibrated to adjust the ROM of each FSU with experimental corridors. Nucleus properties were also calibrated to adjust the IDP in reference to in vitro data.



The PLC and disc injuries modeled increased the local ROM at the injured FSU but had little impact on the other levels. Goel et al. (1984) observed an average increase of 2 degrees on the C4-C5 flexion ROM for a resection of the NL and LF at C5-C6 which is higher but similar to our results.

PLC disruption at C4-C5 and C6-C7 had an important impact on local ROM at the injured level, but not at C2-C3. Panjabi et al. (1975) reported an increase of 21.2 % at C2-C3 after disruption of the PLC which matches closely the 24.3% increase obtained in our FE analysis. Spine instability created by PLC disruption increased from the cranial to the caudal end of the segment. Another numerical study similarly concluded that ISL removal at C4-C5 creates important instability during flexion (Erbulut et al., 2014) while Goel et al. (1984) showed that removal of LF following reduction of NL and ISL at C5-C6 had a statistically significant impact on local ROM in flexion. Cervical injuries cranial to C4 are often described as life threatening (Fujimura, Nishi, Chiba, & Kobayashi, 1995), but caudal injuries should also receive extra care due to their higher spinal instability in flexion.

Disc rupture increased local ROM at the injured FSU for all levels but had more impact at C2-C3 in comparison to PLC disruption. This could be caused by the proximity of C2-C3 to the moment application point (C2) or by its specific morphology. However, flexion-distraction injuries without bone fracture are not common at C2-C3 (Jubert, Lonjon, de Loubresse, & Bone and Joint Trauma Study Group, 2013). A clinical study reported a few cases of “flexion sprain” at C2-C3 in adolescents causing important post-traumatic dynamic instability: antero-posterior translation of 4 to 4.5 mm and C2-C3 rotation flexion of 13 to 15 degrees measured on dynamic flexion-extension X-Rays (McLoughlin, Jadaan, & McCabe, 2014). These results are similar to what we observed at C2-C3 (antero-posterior translations of 4 and 9 mm and local ROM ranging from 8.6 to 19.4). A non-linear effect on local ROM increase at the injured level was seen from C2-C3 to C4-C5 to C6-C7 for disc disruption. This could be caused by morphological differences (i.e. vertebral shape and facet orientation) between the subaxial and upper cervical spine. Pitzen et al. (2003) produced a discectomy at C5-C6 *in vitro* and observed

a ROM increase of 126 % which is close to our results at the injured level for complete disc rupture at C4-C5 (120 %) but lower than the difference at C6-C7 (285 %).

Another numerical study concluded that the disc is less important than the ligaments in resisting sagittal moments (Ng & Teo, 2001) which is what we observed for injuries at C4-C5 and C6-C7, but not at C2-C3. Their study was performed on the C4-C6 segment only. A FE study concluded that the absence of nucleus affected the model only at loads lower than 2 Nm (Erbulut et al., 2014). However, our study proposed a rupture through the entire disc since AF rupture is more frequent than disc avulsion at the cervical spine (Crowell et al., 1993 ; Taylor & Twomey, 1993). An experimental study performed an anterior incision into the C5-C6 IVD which had a statistically significant impact on flexion and extension ROM (Richter et al., 2000). However, they modeled their disco-ligamentous sequential resection from anterior to posterior.

A study reproducing unilateral facet injuries on C4-C5 and C6-C7 spinal segments demonstrated that both the nucleus and AF are important stabilizing structures at the cervical spine (Nadeau et al., 2012). However, their specimens only comprised one FSU. In our study, a difference was seen in local ROM at the injury between 1/3 disc rupture and 2/3 disc rupture at C2-C3 and C6-C7, but not at C4-C5. Therefore, both the nucleus and AF are stabilizing structures in flexion, but to a different extent depending on the spinal level.

Vertebrae's centroid's position showed no rearrangement of the spinal curvature and no subluxation for injuries at C4-C5 and C6-C7 which could be explained by the pure flexion loading used. For injuries at C2-C3 however, the vertebrae position pattern in flexion varied depending on the IVD rupture state. The disc seems to have an important impact on the rotational axis of C2-C3. At two injury states (PLC rupture and complete disc rupture), C2 moved significantly more anteriorly than C3 in comparison to the baseline. This suggests a post-traumatic spinal cord impingement. At complete disc rupture, this high anterior displacement combined with high local rotation lead to an important change in the antero-posterior position of the C2-C3 facets. This could lead to luxation and compression of the

spinal cord (McLoughlin et al., 2014). This phenomenon was observed for a non-traumatic flexion moment (2 Nm) which shows the importance of post-traumatic immobilization in comparison. Since this happened at 51 degrees of C2-T1 flexion, it shows that the mobility permitted by cervical collars is not sufficiently restrictive: 40.8 degrees of maximal head flexion measured on voluntary subjects (Lebel et al., 2018) and 30 degrees of neck flexion measured on cadavers with a cervical instability (Horodyski et al., 2011).

Some limitations of this study should be listed. Flexion only was performed since the PLC is mostly solicited in flexion and current cervical collars do not restrict neck flexion efficiently. Furthermore, excessive flexion of an unstable spine could lead to subluxation and dislocation. However, having a complete overview of PLC and disc injuries effect on spinal stability would require studying all three anatomical planes. Also, loading was done in pure flexion which is a simplification of the multidirectional physiological loads present in the spine. The contact at the facet joints was simplified as a frictionless interface which could have facilitated the facet subluxation that was observed for injury at C2-C3. Future works could integrate a sensitivity analysis on the facets interface type. Muscles were not modeled while it has been shown that muscles activation can restrict movements with voluntary subjects (Eckner, Oh, Joshi, Richardson, & Ashton-Miller, 2014). Furthermore, gravity was not taken into account. The addition of a pre-load to represent the gravitational forces would pre-constrain the spine but would only minimally increase the mobility of the cervical spine in flexion (Barrey et al., 2015).

Disc rupture was simplified by creating a gap in the middle of the disc. The anterior AF is thicker than the lateral and posterior AF in the cervical spine (Tonetti et al., 2005). During traumatic flexion, the core and posterior AF are likely to be ruptured as the injury grows. The anterior AF is more firmly attached to the bone and tends to remain intact in flexion injuries which represents our 2/3 rupture scenario. In cervical spine flexion injuries, disc rupture happens often between the disc and the endplate (Taylor & Twomey, 1993 ; Tonetti et al., 2005). Here the rupture was modeled into the disc, but we assume that the spinal instability created is similar. Different models of disc rupture could be tested in a future analysis by

varying the gap location. Future studies should investigate the effect of PLC and disc injuries on the spinal cord integrity to assess their potential functional impact. The impact of different cervical collar designs on spinal instability should also be studied. Personalization of the model to represent real-life traumatic cases from clinical data could also be performed.

To our knowledge, this study is the first to evaluate the effect of a posterior transversal disc rupture on stability. This FE analysis highlighted the importance of the PLC and IVD in stabilizing the cervical spine in flexion. The PLC is particularly important for spinal stability of the middle and lower cervical spine while the disc has more influence on the upper cervical spine. This study suggests that disco-ligamentous injuries should be handled with great care as sagittal motion may lead to cervical spinal instability. Trauma patients' manipulation and care should always be conducted with neck flexion kept to a minimum. Furthermore, pre-hospital cervical collars should be designed to restrict flexion of the cervical spine efficiently.

## **6.7 Acknowledgments**

This work was supported by the Canada research chair in biomechanics of head and spine injuries under Grant number 231815; the foundation J.A. DeSeve; and the Fonds de recherche du Quebec under Grant number 271503.

## CHAPITRE 7

### NUMERICAL INVESTIGATION OF SPINAL CORD INJURY AFTER FLEXION-DISTRACTION INJURIES AT THE CERVICAL SPINE

Marie-Hélène Beauséjour <sup>a, b, c, d</sup>, Eric Wagnac <sup>a, b, c</sup>, Pierre-Jean Arnoux <sup>a, d</sup>, Jean-Marc Mac Thiong <sup>c</sup> et Yvan Petit <sup>a, b, c</sup>

<sup>a</sup> Laboratoire international d'imagerie et biomécanique du rachis (iLab-Spine), Montréal, Canada et Marseille, France

<sup>b</sup> Département de Génie mécanique, École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

<sup>c</sup> Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal  
5400 boulevard Gouin Ouest, Montréal, Québec, Canada, H4J 1C5

<sup>d</sup> Laboratoire de biomécanique appliqué – Université Gustave Eiffel  
Faculté de médecine Secteur Nord, Boulevard P. Dramard, Marseille, France, 13016

Article publié dans « Journal of Biomechanical Engineering », août 2021

#### 7.1 Avant-Propos

L'étude numérique présentée dans cet article a été mise en place afin de répondre à l'objectif #5 et à la question de recherche #3, soit quel est l'endommagement de la moelle épinière en flexion-extension post-traumatique après une blessure en flexion-distraktion. L'objectif était d'évaluer le mécanisme de blessure à la moelle épinière lors d'un mouvement de flexion ou d'extension non-traumatique après la modélisation de différents types de blessures aux ligaments postérieurs et au disque intervertébral représentant des patrons possibles pour une blessure en flexion-distraktion. En effet, aucune étude biomécanique n'a été réalisée à notre connaissance sur l'impact de différents patrons de blessures disco-ligamentaires sur les blessures médullaires post-traumatique. En fait, il existe peu de modèles numériques de la moelle épinière et ceux qui existent sont peu détaillés ou isolés sans modèle de colonne vertébrale. Avant l'étude, un modèle de moelle préexistant a été remaillé en éléments de type brique et sa géométrie et ses propriétés des matériaux ont été améliorés en collaboration avec Lucien Diotalevi, assistant de recherche au LIO-HSCM. Des éléments de type ressort ont été ajoutés pour représenter l'action des racines nerveuses sur la moelle. Le modèle a ensuite été calibré par rapport à des valeurs de déformations de la moelle et de déplacements relatifs de la

moelle dans le canal provenant d'une étude sur sujets sains. Différentes blessures disco-ligamentaires ont été modélisées sur le modèle qui a ensuite été soumis à un moment pur de flexion et d'extension. Le mécanisme de blessure post-traumatique de la moelle a été analysé en observant les patrons de déformations principales et de contraintes de von Mises dans la moelle et en comparant les données à des seuils lésionnels tirés d'études expérimentales sur modèles animaux. La première auteure a effectué le remaillage du modèle de moelle, l'ajout des ressorts représentant les racines nerveuses, le lancement et l'analyse des simulations et la rédaction de la première version de l'article.

## **7.2 Abstract**

Flexion-distraction injuries frequently cause traumatic cervical spinal cord injury (SCI). Post-traumatic instability can cause aggravation of the secondary SCI during patient's care. However, there is little information on how the pattern of disco-ligamentous injury affects the SCI severity and mechanism. This study objective was to analyze how posterior disco-ligamentous injuries affect spinal cord compression and stresses and strains patterns in the spinal cord during post-traumatic flexion and extension. A cervical spine finite element model including the spinal cord was used and different combinations of partial or complete intervertebral disc (IVD) rupture and disruption of various posterior ligaments were modeled at C4-C5, C5-C6 or C6-C7. In flexion, complete IVD rupture combined with posterior ligamentous complex rupture was the most severe injury leading to the highest von Mises stress (47 to 66 kPa), principal strains p1 (0.32 to 0.41 in white matter) and p3 (-0.78 to -0.96 in white matter) in the spinal cord and to the highest spinal cord compression (35 to 48 %). The main post-trauma SCI mechanism was identified as the compression of the anterior white matter at the injured level combined with distraction of the posterior spinal cord during flexion. There was also a concentration of the maximum stresses in the gray matter during post-traumatic flexion. Finally, in extension, the injuries tested had little impact on the spinal cord. The capsular ligament was the most important structure to protect the spinal cord. Its status should be carefully examined during patient's management.

### 7.3 Introduction

Spinal cord injury (SCI) occurs in 34 to 45 % of cervical spine trauma (Hasler et al., 2011 ; Leucht et al., 2009 ; Pickett et al., 2006). SCI at the cervical level is particularly harmful considering the risk of death and paralysis linked to the position of the cervical spine in the central nervous system. SCI involves two types of mechanisms: primary and secondary. Primary SCI is the direct consequence of traumatic vertebral fracture or dislocation leading to spinal canal disruption and excessive deformation or compression of the spinal cord (Jones & Clarke, 2019). Secondary SCI is the subsequent aggravation of the neurological impairment and is caused by many different biochemical mechanisms including inflammation (Oyinbo, 2011). Mechanical instability and patients' manipulation and transport during pre-hospital care has been shown to cause aggravation of spinal cord injury during early treatment (Engsberg et al., 2013). Following the injury, the spinal cord may remain compressed due to spinal canal disruption, translation between vertebrae or presence of damaged structures like a herniated intervertebral disc (IVD). These phenomena increase the damage to the spinal cord.

Clinical instability is defined as “the loss of the ability of the spine under physiologic loads to maintain relationships between vertebrae in such a way that there is neither damage nor subsequent irritation to the spinal cord or nerve roots, and, in addition, there is no development of incapacitating deformity or pain due to structural changes” (Panjabi, Thibodeau, Crisco, & White, 1988). The integrity of the IVD and ligaments has been recognized as an important component of stability assessment (Beauséjour et al., 2020 ; Izzo et al., 2019). Retrospective clinical studies of hyper-extension injuries have also correlated the integrity of the ligaments and IVD with neurological deficits (Maeda et al., 2012 ; Song, Kim, & Lee, 2008).

Flexion-distraction injuries represent 61 % of the closed injuries at the subaxial cervical spine (Radcliff & Thomasson, 2013) and occur mainly at C4-C5, C5-C6 and C6-C7 levels (Allen, Ferguson, Lehmann, & O'brien, 1982 ; Miller, Gehweiler, Martinez, Charlton, & Daffner, 1978 ; Quarrington et al., 2018). As defined by Izzo et al. (2019), flexion-distraction injuries comprise unilateral or bilateral facet subluxations or dislocations, flexion teardrop fractures,

chance-type fractures and purely ligamentous injuries and are frequently linked to SCI (Blauth et al., 2007). The term flexion-distraction injury refers to the type of lesions observed and not to the external loads applied to the neck. Facet dislocation and bilateral facet injury in particular have been identified as significant predictors of SCI in cervical spine trauma (Quarrington et al., 2018). Flexion-distraction injuries present a variety of disco-ligamentous disruption patterns. The injured structures reported for unilateral and bilateral dislocations are the capsular ligaments (CL), the interspinous ligament (ISL), the supraspinous ligament (SSL), the ligamentum flavum (LF), the anterior longitudinal ligament (ALL), the posterior longitudinal ligament (PLL) and the IVD. However, different combinations of disco-ligamentous injuries are observed in different cases. In a clinical study of bilateral facet dislocation, the posterior ligamentous complex was injured in 97 % of cases and the intervertebral disc was herniated or disrupted in 90 % of cases (Carrino et al., 2006). However, clinical studies reported that only 40 to 56.5 % of cervical spine dislocation cases had a complete PLL disruption (Carrino et al., 2006 ; Vaccaro et al., 2001). IVD disruption is also variable since different extents of horizontal tear have been observed: complete rupture accompanied with ALL tear or partial rupture (Green et al., 1981). However, little is known about the link between the injured disco-ligamentous structures and the SCI severity.

Many studies have investigated how spinal flexibility at the cervical spine is affected by the disruption of disco-ligamentous structures (Goel et al., 1984 ; Richter et al., 2000 ; Schulte, Clark, & Goel, 1989 ; White et al., 1975), but without studying the biomechanical impact on the spinal cord. Liao et al. (2018) produced atlanto-occipital dislocation or atlanto-axial instability on cadaveric specimens and analyzed the compression of the dural sac and the cervical spine mobility during the application of a cervical collar. They observed important motion of the cervical spine and important dural sac compression during cervical collar application. Post-traumatic canal occlusion has also been measured in the context of in vitro studies for compressive loadings (Boisclair, Mac-Thiong, Parent, & Petit, 2011 ; Boisclair et al., 2013 ; Chang et al., 1994 ; Ching et al., 1997 ; Nuckley et al., 2007 ; Zhu et al., 2008), after anterior structures resection (Nuckley et al., 2004) or in the context of clinical studies



(Glassman, Magnusson, Agel, Bellabarba, & Bransford, 2019 ; Miyanji et al., 2007 ; Quarrington et al., 2018) but with the spine in neutral position only.

Finite element (FE) modeling is a promising solution to study the post-traumatic mechanical damages of the spinal cord since it is possible to test various disco-ligamentous disruption and mechanical loadings without risk of spinal cord degeneration as for in vitro tests. A few FE models of the cervical spine including the spinal cord have been developed. However, they have been used under traumatic conditions (Bailly et al., 2020 ; Greaves et al., 2008 ; Khuyagbaatar et al., 2016) or to study the effect of pathologies or surgical procedures on the spinal cord (Henaoui et al., 2016 ; Khuyagbaatar et al., 2017 ; Lévy et al., 2020 ; Nishida et al., 2017 ; Stoner et al., 2020 ; Taso et al., 2015). To our knowledge, no FE study has analyzed the effect of disco-ligamentous injuries on the post-traumatic mechanical integrity of the spinal cord.

The objective of this study was to evaluate how patterns of flexion-distraction disco-ligamentous injuries affect the spinal cord damage in flexion and extension after trauma. The relative influence of the posterior disco-ligamentous structures on the protection of the spinal cord was evaluated. A detailed FE model of the cervical spine was used to measure the von Mises stresses and the principal strains in the white and gray matter. The spinal cord compression was also reported.

## **7.4 Methods**

### **7.4.1 Finite Element Model**

For this study, a cervical spine (C2-T1) FE model integrating the spinal cord was used (Bailly et al., 2020 ; Diotalevi et al., 2020). In summary, the geometry of the vertebrae was reconstructed from CT images (0.6 mm contiguous slices) of a healthy 50th percentile male volunteer. In this specific study, the vertebrae were set as rigid bodies. The model had 22.7 degrees of lordosis at C2-C7. The IVD were created between the vertebral endplates and meshed using hexahedral solid elements. They were divided into nucleus pulposus and annulus

fibrosus ground substance. IVD mechanical behavior was defined by a first-order Mooney-Rivlin hyper-elastic material law representative of non-pathological quasi-static properties (Schmidt et al., 2006) (Table 7.1). Collagen fibers were modeled as tension-only springs in the annulus fibrosus ground substance. The springs were organized in concentric lamella with a crosswise pattern of  $\pm 35$  degrees. The annulus was divided into three sections (anterior, posterior and lateral) and the collagen fibers force-displacement curves (Shirazi-Adl et al., 1986) were scaled by a different factor depending on the section (Schmidt et al., 2006). The nucleus properties were calibrated in a previous study (Beauséjour et al., 2020) to adjust the intradiscal pressure in comparison to in vitro results (Pospiech et al., 1999). The cervical spine ligaments were created between each functional spinal unit (FSU). The geometry and attachment point of the ligaments were based on anatomical data from the literature (Pintar et al., 1992 ; Przybylski et al., 1996). Each ligament was meshed with 4-nodes shell elements except for the CL (3-nodes shell elements were used) (Figure 7.1). The ligaments behaviors were defined by tabulated non-linear stress-strain curves derived from experimental studies (Mattucci & Cronin, 2015 ; Mattucci et al., 2012). The toe-regions of the curves were calibrated against the intervertebral rotation of each FSU under quasi-static flexion and extension of  $\pm 2$  Nm and the model presented a good agreement with the FSU moment-rotation curves from experimental studies (Beauséjour et al., 2020). Facet joints were represented by frictionless contact interfaces.

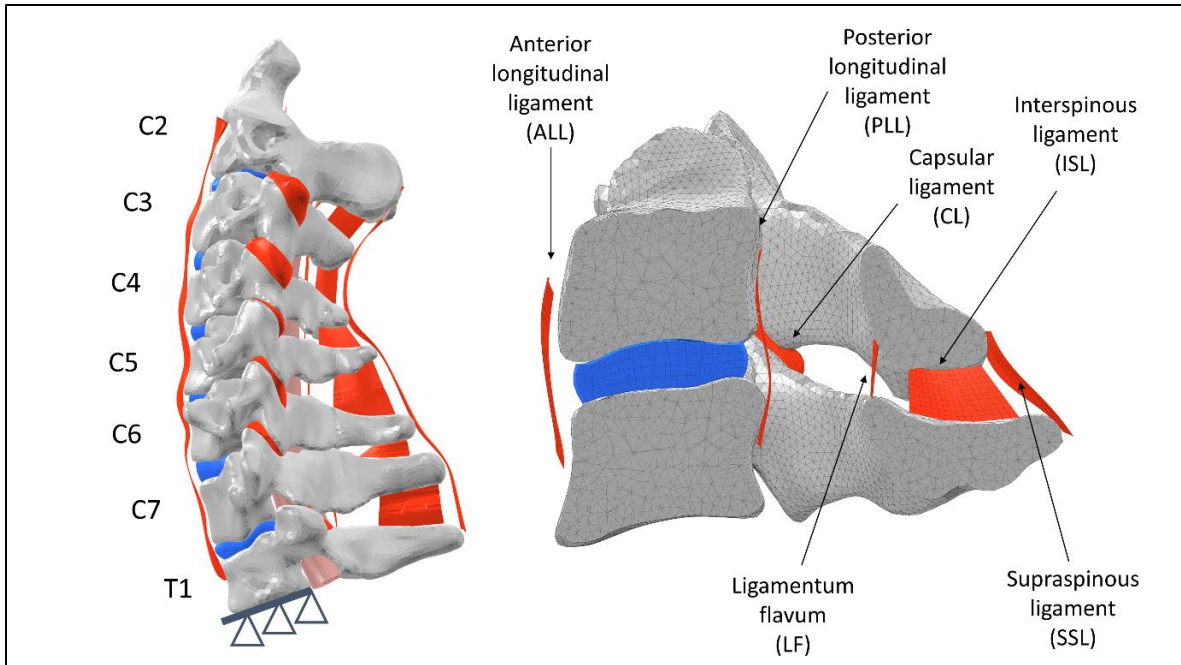


Figure 7.1 Cervical spine model, left: lateral view of the entire finite element model with boundary conditions, right: sagittal cross-section of a functional spinal unit

The spinal cord was meshed using pentahedral solid elements (Bailly et al., 2020). The geometry of the white and gray matter were based on histological cadaveric spinal cord cross-sections taken from the literature (Kameyama, Hashizume, & Sobue, 1996) and therefore its geometry varies across the cervical spine. Tabulated non-linear and strain-rate dependent engineering stress-strain curves were assigned to the white and gray matters (Fradet, Arnoux, et al., 2016). The pia mater was modeled as the external contour of the white matter and the dura mater as the contour of the spinal canal with a 1 mm offset. Both structures were meshed as 4-nodes shell elements. Denticulate ligaments were modeled by 4-nodes shell elements and attached to dura mater lateral sides through coincident nodes (Figure 7.2). The mechanical properties of the dura mater, pia mater and dentate ligaments were represented by linear elastic material properties (Table 7.1). The cerebrospinal fluid was not included into this study. Total number of elements and nodes for this FE model are 506 984 and 154 915 respectively. Mesh convergence studies were performed in previous studies to determine the most appropriate

element size for the spinal cord (Fradet et al. 2016), the vertebrae, intervertebral discs and ligaments (Wagnac et al., 2011).

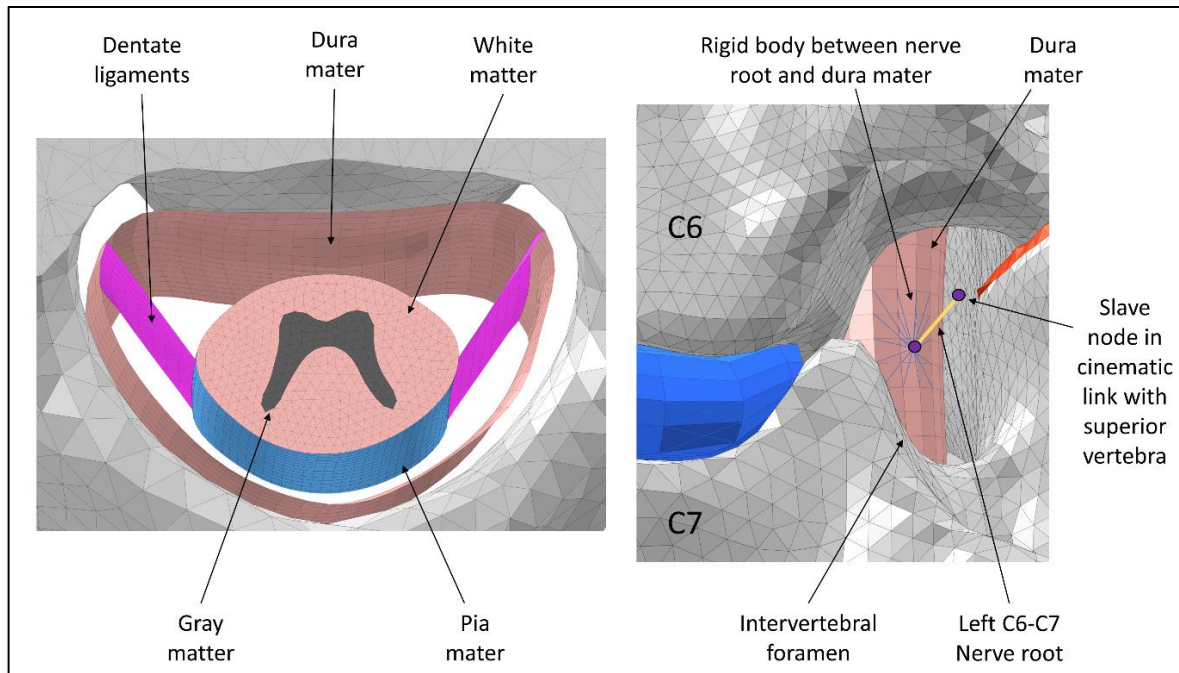


Figure 7.2 Central Nervous System, left: axial cross-section, right: lateral view of the left C6-C7 nerve root

Nerve roots were modeled by springs (stiffness of 20 N/mm) attached to the dura mater through a rigid body at the level of the intervertebral foramen (Figure 7.2) and cinematically linked to the superior vertebra at each spinal level. This attachment position was selected since nerve roots are disposed cranially to each spinal level (Cadotte et al., 2015) and are attached to the dura mater (Reid, 1960).

Prior to model exploitation, the spinal cord behavior in flexion and extension was validated against values of maximum and minimum principal strain in the spinal cord and relative antero-posterior and superior-inferior displacements of the spinal cord in relation to the vertebrae in healthy subjects at all spinal levels from C3 to C7 and at  $\pm 20$  degrees of C2-T1 rotation in flexion-extension (Stoner, Abode-Iyamah, Magnotta, Howard, & Grosland, 2019).

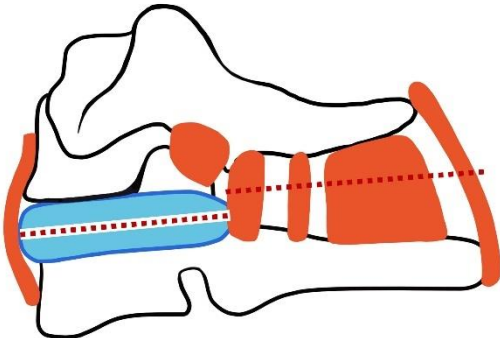
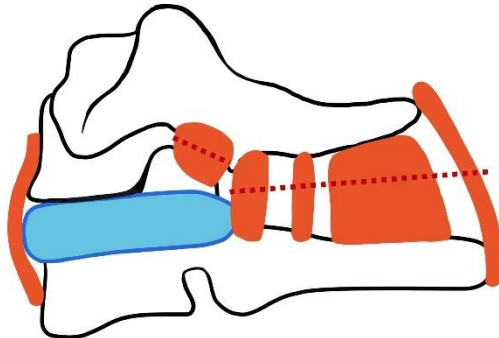
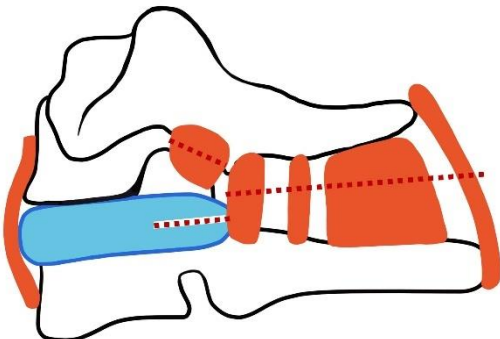
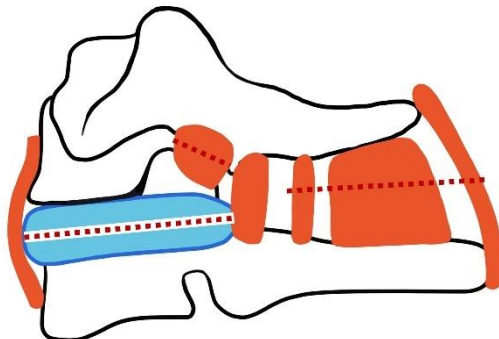
Table 7.1 Material properties of the finite element model structures

Structure	Material Law	Material parameters	Reference
Dura mater	Linear elastic	$E = 5 \text{ MPa}$ $\nu = 0.45$	(Toubiana Meyer, Sandoz, Laville, & Laporte, 2013)
Pia mater	Linear elastic	$E = 2.3 \text{ MPa}$ $\nu = 0.45$	(Ozama et al., 2004)
Denticulate Ligaments	Linear elastic	$E = 3.8 \text{ MPa}$ $\nu = 0.4$	(Polak-Krašna et al., 2019)
White Matter	Stress-strain tabulated	$\nu = 0.38$	(Fradet, Arnoux, et al., 2016)
Gray Matter	Stress-strain tabulated	$\nu = 0.38$	(Fradet, Arnoux, et al., 2016)
Annulus fibrosus	First-order Mooney-Rivlin hyper-elastic material law	$\nu = 0.495$ $C_{10} = 0.18$ $C_{01} = 0.045$	(Beauséjour et al., 2020)
Nucleus	First-order Mooney-Rivlin hyper-elastic material law	$\nu = 0.45$ $C_{10} = 0.24$ $C_{01} = 0.18$	(Beauséjour et al., 2020)
Collagen fibers	Force-displacement tabulated		(Beauséjour et al., 2020)
Spinal ligaments	Stress-strain tabulated specific to each ligament type	$\nu = 0.45$	(Beauséjour et al., 2020)

#### 7.4.2 Injury Modeling

For this study, four different disco-ligamentous injury patterns were modeled to investigate the relative impact of the different structures injured during flexion-distraction injuries (posterior ligaments, capsular ligaments and intervertebral disc) on the spinal cord protection (Vaccaro et al., 2007 ; Vaccaro et al., 2001) (Table 7.2).

Table 7.2 Types of disco-ligamentous injury patterns

	
<p>Case 1 - Rupture of the interspinous ligament, ligamentum flavum, supraspinous ligament and posterior longitudinal ligament accompanied with a transversal rupture of the intervertebral disc</p>	<p>Case 2 - Rupture of the interspinous ligament, ligamentum flavum, supraspinous ligament and posterior longitudinal ligament accompanied with rupture of the capsular ligament</p>
	
<p>Case 3 - Rupture of the interspinous ligament, ligamentum flavum and supraspinous ligament accompanied with rupture of the capsular ligament and a partial transversal rupture of the intervertebral disc (1/3 of the disc length)</p>	<p>Case 4 - Rupture of the interspinous ligament, ligamentum flavum and supraspinous ligament with rupture of the capsular ligament and transversal rupture of the intervertebral disc. The posterior longitudinal ligament is kept intact.</p>

Injury case 1 was modeled to assess the role of the capsular ligaments in protecting the spinal cord. Injury cases 2 and 3 are injury patterns seen for flexion-distraction injuries without dislocation (Green et al., 1981) and tested the effect of conserving the entire IVD or the anterior part of the IVD. Finally, injury case 4 was performed to test the protective effect of the PLL which is uninjured in a portion of bilateral dislocations (Carrino et al., 2006 ; Vaccaro et al., 2001). These injuries were modeled at one spinal level at a time. Three different FSU levels

were chosen, C4-C5, C5-C6 and C6-C7 since these levels are the most frequently affected by flexion-distraction injuries (Allen et al., 1982 ; Miller et al., 1978). This created a total of 12 different injury scenarios. Rupture of a ligament was modeled by removing the corresponding component from the FE model. IVD rupture was represented by a transversal antero-posterior cut into the middle of the disc. A contact interface was added at the rupture between the proximal and distal parts of the disc. No initial spinal cord damage was modeled in the simulations. While the injury cases simulated would certainly result in damage to the spinal cord, it was supposed that this damage would not modify the post-traumatic behavior of the spinal cord and that comparison of the injury cases could still be achieved.

### **7.4.3 Effects of Injury on the Spinal Cord**

After injury modeling, a quasi-static flexion and extension moment ( $\pm 2$  Nm) was applied to C2 while T1 was kept fixed. This amplitude of moment ( $\pm 2$  Nm) represents the elastic range of the cervical spine segment (Wheeldon et al., 2006). The intact model was submitted to the same loads and used as baseline. This method has been used previously to evaluate intervertebral range of motions after an injury in numerical studies (Beauséjour et al., 2020 ; Erbulut et al., 2014 ; Teo & Ng, 2001) and was deemed appropriate to evaluate the impact of post-traumatic instability on the spinal cord. The changes in antero-posterior and lateral diameter of the spinal cord during flexion and extension at the level of injury were also analyzed and compared to the SCI threshold of 40 % of spinal cord compression determined from traumatic cervical spine injury cases (Miyajima et al., 2007). Then, the extreme principal strains  $p_1$  and  $p_3$  and the von Mises stresses were extracted at five different spinal cord regions: anterior gray matter, gray matter horns, anterior white matter, posterior white matter and lateral white matter. The elements adjacent to the denticulate elements were excluded to avoid stress singularity resulting from the simplified modeling of the denticulate ligaments attachment. The reported data were taken at the maximum applied flexion or extension moment corresponding to 2 Nm or -2 Nm for most cases. For cases where the injuries created a high instability and an unrealistic flexibility, a threshold of evaluation were established at 73 degrees of C2-T1 rotation in flexion which is the maximal sagittal head-torso rotation plus one standard deviation

in healthy subjects (Dvir & Prushansky, 2000). C2-T1 rotation could not exceed C0-T1 rotation especially since C1-C2 is very flexible: the chin would touch the torso and no further flexion would be possible.

The strains results were compared to thresholds of neurological deficits determined by experimental studies. Bain et al. (2000), in an in vivo animal study, have determined a strain injury threshold of 0.21 for traction loading on the optic nerve. Injury identification was based on measurements of visual evoked potentials. Ouyang et al. (2008) tested in compression samples of ex vivo ventral white matter from guinea pig. They measured a decrease of compound action potential at 0.5 of compression and an acceleration of this decrease after 0.7 of compression.

## **7.5 Results**

The validation process for the spinal cord showed that the model response fitted generally well with the clinical data (Stoner et al., 2019) (Figure 7.3 and Figure 7.4) as all the results from the FE model were within one standard deviation of the reference with a few exceptions within two standard deviations. The distribution of p1 strains between the spinal levels respected the trends from the literature, but this was not the case for p3 strains: the strains at the superior spinal levels were more important. The direction of relative displacement was also reversed at C3 for superior-inferior displacement and antero-posterior displacement in flexion.

For extension loading, the impact of the injuries was moderate. In the baseline model at -2 Nm, the maximum principal strain p1 was 0.06 in the gray matter and 0.10 in the white matter and the minimum strain p3 was -0.09 in the gray matter and -0.15 in the white matter. The most extreme principal strain p1 and p3 recorded in the injured models were 0.17 and -0.23 respectively which is under the established thresholds for injury. The spinal cord compression in the antero-posterior and lateral directions in extension was 4 % or less for the uninjured simulation and all the injury scenarios. The maximum von Mises stress was 4.4 kPa in the



baseline model at -2 Nm. The difference between the baseline and the injured model was equal or under 2.3 kPa.

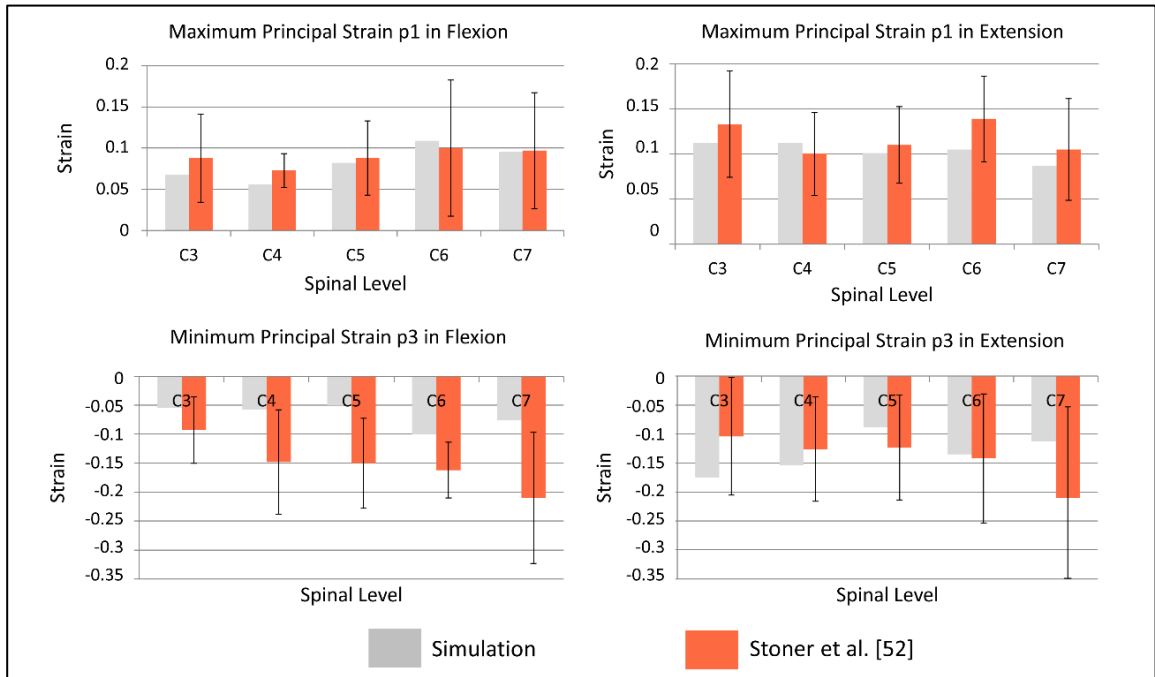


Figure 7.3 Maximum and minimum principal strains. Error bars represent one standard deviation

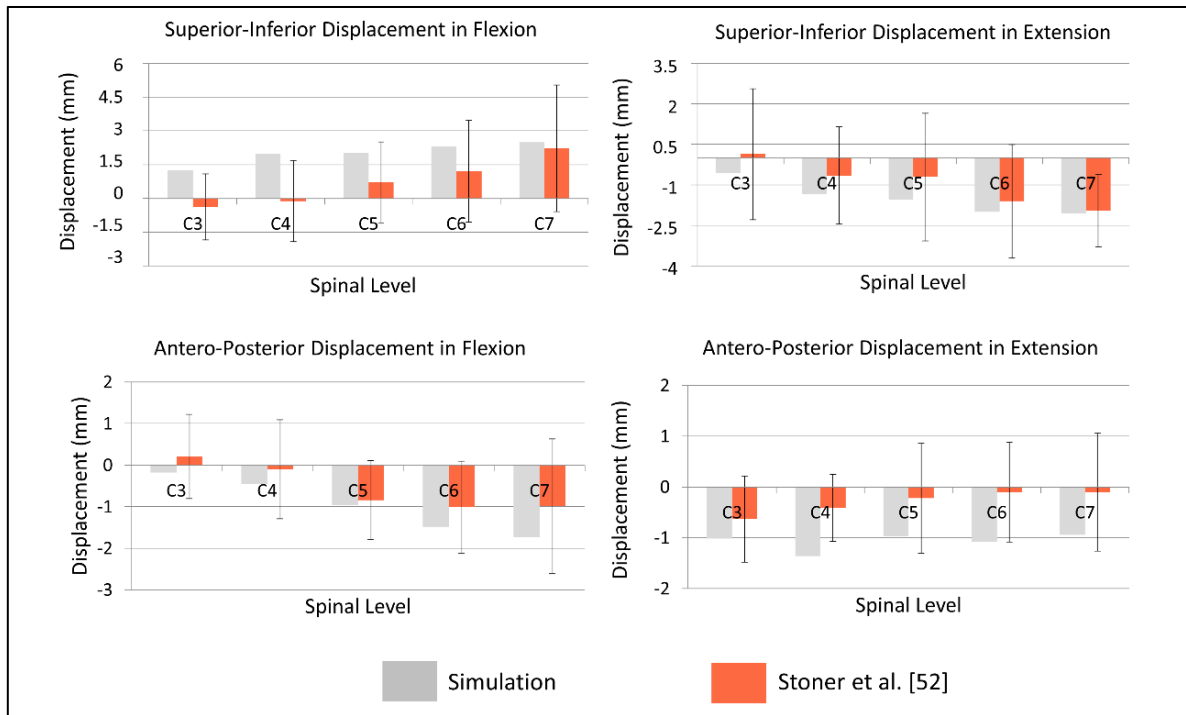


Figure 7.4 Relative antero-posterior displacements and superior-inferior displacements. Error bars represent one standard deviation

For flexion loading, important differences were seen for the different injury cases. The percentage of spinal cord compression in the antero-posterior and lateral directions at 2 Nm flexion is presented in Figure 7.5. Percentage of antero-posterior compression in the baseline model was 2 % at C4-C5 and C5-C6 and 1 % at C6-C7. The highest compressions were measured for injury case 4 for every FSU. For injury case 1 and 2, antero-posterior compression spinal cord stayed under 18 %. The maximum antero-posterior spinal cord compression measured was 48 % for injury case 4 at C5-C6 in the antero-posterior direction. Generally, the spinal cord compression was higher from case 1 to case 4 at all FSU levels. Lateral diameter changes were negligible (under 4 % of difference with baseline for every case).

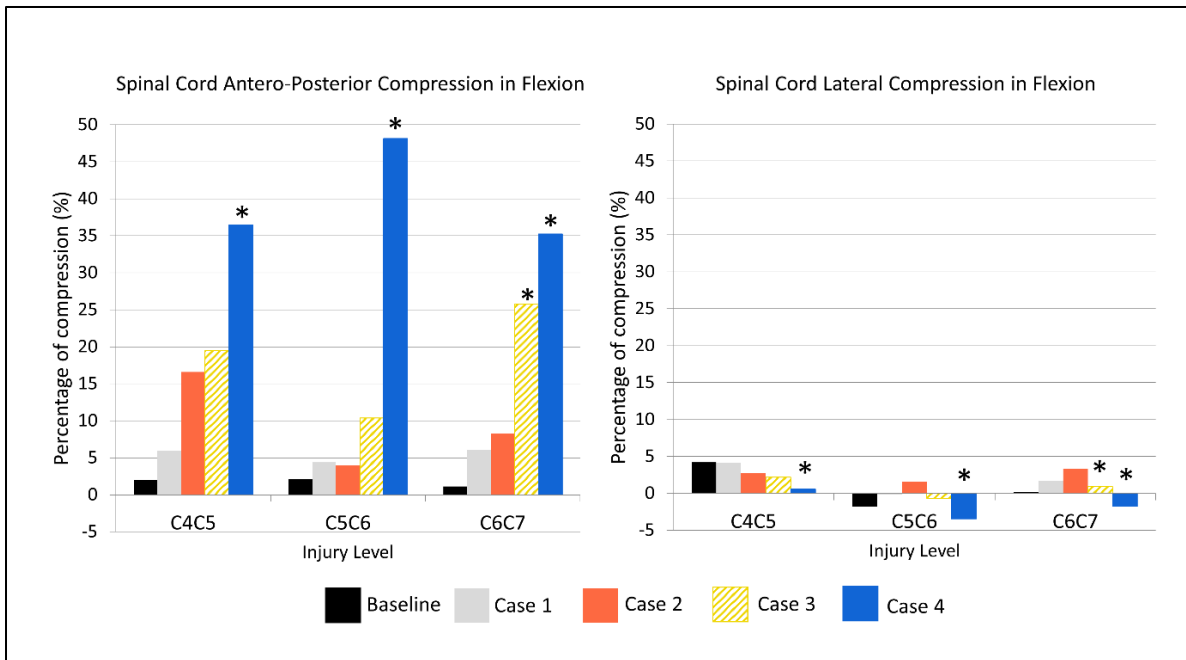


Figure 7.5 Percentage of spinal cord compression at the injured functional spinal unit at 2 Nm flexion. Asterisk (\*) represents the C2-T1 73 degrees threshold

The extreme principal strains in the spinal cord are presented by axial sections in Figure 7.6 and Figure 7.7. The maximum p1 strain in the baseline was 0.096 in the gray matter and 0.11 in the white matter. The minimum p3 strain in the baseline was -0.051 in the gray matter and -0.075 in the white matter. For every case, the injuries had a higher impact on the p3 strain than on the p1 strain. In the uninjured model, there is minimal compressive strain and mainly a distractive strain in the posterior spinal cord caused by the flexion of the cervical spine. For the injured cases, this distraction reached 0.35. The measured absolute value of principal strains p1 and p3 were higher for case 4 compared to the other cases. The p1 and p3 principal strains were generally uniform in the gray matter, but the posterior gray matter was under more distractive strains due to the flexion of the spinal cord. In the gray matter, only case 4 injuries had a maximum principal p1 strain over the injury threshold of 0.21 (Bain & Meaney, 2000). In the white matter, all case 4 injuries and case 3 at C4-C5 and C6-C7 went over 0.21 of p1 strain. For principal strain p3, only case 4 injuries lead to strains under the -0.5 threshold for compound action potentials decrease (Ouyang et al., 2008) in the white matter and in the

anterior gray matter for injury 4 at C5-C6. The threshold of  $-0.7$  for accelerated compound action potentials was also reached in the anterior white matter in all case 4 injuries and in the lateral white matter for injury case 4 at C5-C6. The anterior and then the lateral white matter were the sections under the most extreme principal strain p3.

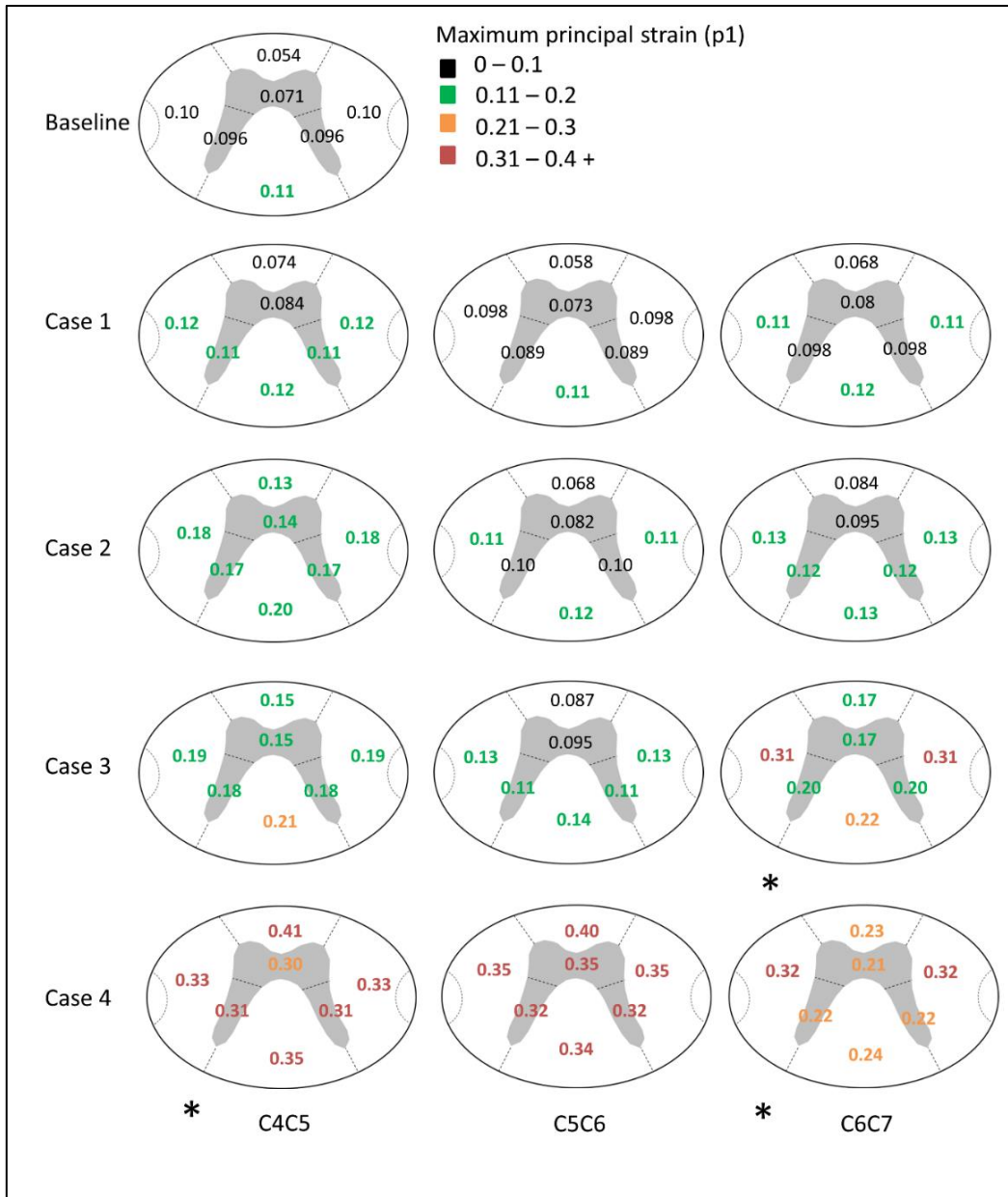


Figure 7.6 Maximum principal strains p1 in spinal cord by sections at 2 Nm flexion. Asterisk (\*) represents the C2-T1 73 degrees threshold

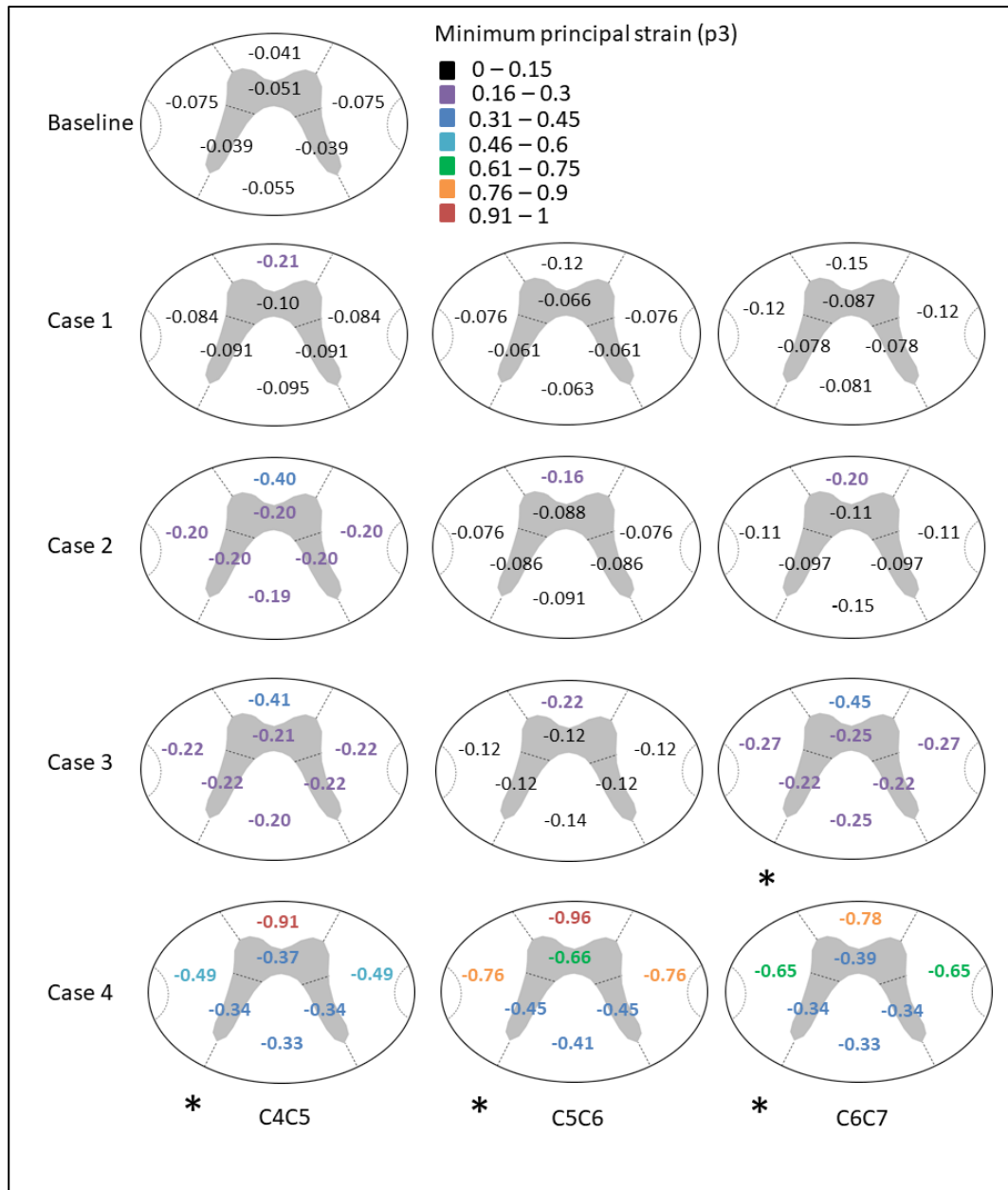


Figure 7.7 Minimum principal strains p3 in spinal cord by sections at 2 Nm flexion. Asterisk (\*) represents the C2-T1 73 degrees threshold

Figure 7.8 shows the distribution of strains (absolute maximum strain) in the spinal cord in flexion for the baseline model and the injury cases 1 to 4 at level C4-C5. Flexion of the cervical spine lead to a global distraction in the spinal cord, while the disrupted motion of the injured FSU lead to a band of concentrated compression strains at the injured level. The maximum

distraction in the posterior area of the spinal cord was 0.11 in the baseline model and reached 0.35 in injury case 4 at the injured level. Points of compression and distraction are seen at the denticulate ligaments attachments which has also been observed on MRI images of healthy patients (Stoner et al., 2019). The most extreme principal strains p3 are concentrated in the anterior part of the white matter. This phenomenon was present for every injury scenario, while this area of compression was not present in the baseline model. In the baseline model, the principal strains p3 in the spinal cord were between 0 and -0.075. The same strain pattern was observed for injuries at level C5-C6 and C6-C7.

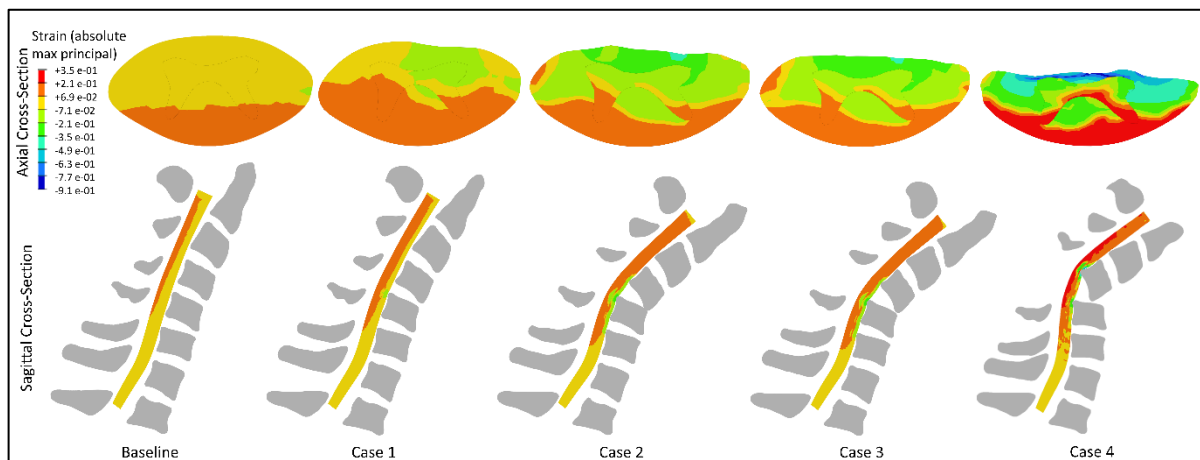


Figure 7.8 Absolute maximal strain pattern from baseline model and injury models at level C4-C5

The maximum von Mises stresses in the spinal cord and their location in the axial cross-section of the spinal cord are presented in Table 7.3. The maximum stress was the highest for the case 4 injuries. There was an increase of 44 to 63 kPa of the maximum von Mises stresses compared to baseline. While the maximum von Mises stress was situated in the posterior white matter in the uninjured model, it moved to the gray matter in all injury cases except for case 1 at C5-C6 where it stayed in the posterior white matter.

The von Mises stress distribution in the spinal cord in flexion for baseline model and injuries cases 1 to 4 at level C4-C5 are shown in Figure 7.9. The stress in the baseline model at 2 Nm

flexion is small (under 3 kPa) and concentrated in the posterior spinal cord. In the injured cases, the maximum stress is in the gray matter and mainly in the horns at the injured level.

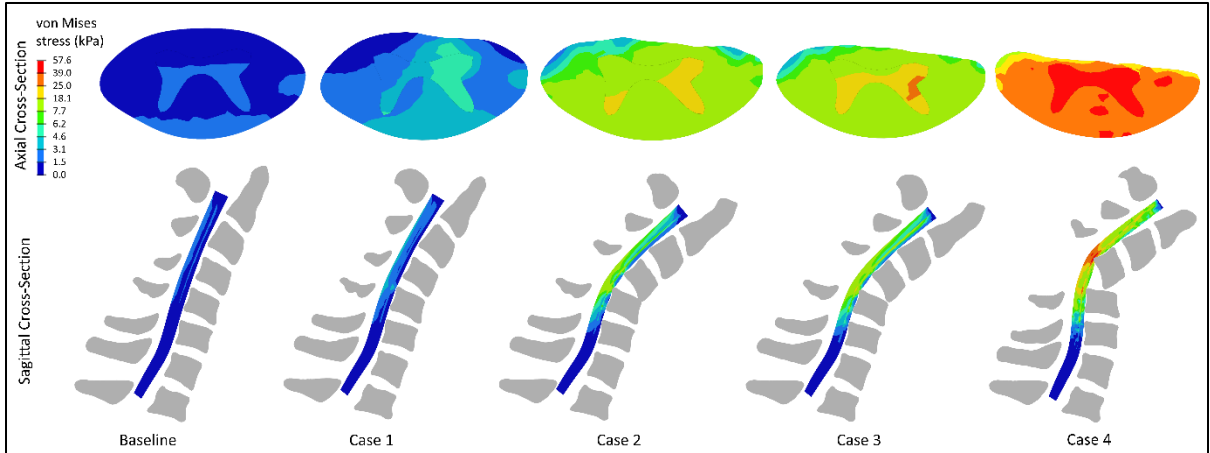


Figure 7.9 von Mises stress pattern for baseline model and injury models at level C4-C5

Table 7.3 Maximum von Mises stress in the spinal cord.

Asterisk (\*) represents the C2-T1 73 degrees threshold

<b>Model</b>	<b>Maximum von Mises stress (kPa)</b>	<b>Section</b>	
Baseline	2.8	Posterior white matter	
<b>Injury Level case</b>			
C4-C5	Case 1	6.2	Anterior gray matter
	Case 2	25	Gray matter horns
	Case 3	29	Gray matter horns
	Case 4	58*	Gray matter horns
C5-C6	Case 1	2.9	Posterior white matter
	Case 2	4.5	Gray matter horns
	Case 3	9	Gray matter horns
	Case 4	66*	Anterior white matter
C6-C7	Case 1	4.3	Gray matter horns
	Case 2	7.7	Gray matter horns
	Case 3	32*	Gray matter horns
	Case 4	47*	Anterior gray matter

## 7.6 Discussion

While disco-ligamentous injuries are frequent at the cervical spine (Vaccaro et al., 2007) and have been linked to instability (Izzo et al., 2019), the relation between the injured structures and the mechanical damage to the spinal cord has not been thoroughly investigated. This study used a C2-T1 FE model including the spinal cord to quantify the effect of various combinations of flexion-distraction disco-ligamentous injuries on the compression of the spinal cord and the strains and stresses in the spinal cord following quasi-static flexion and extension ( $\pm 2$  Nm). The FE model was validated against clinical data from healthy patients of spinal cord strains and displacements in flexion and extension (Stoner et al., 2019). Due to high



interindividual variability, the experimental data standard deviation was large which lowers the level of confidence for the model validation. Our results generally fitted within one standard deviation. Some differences were seen in the relative distribution of p3 strains between spinal levels since the strains at the superior levels were more important. Also, the direction of relative displacements was reversed at C3 under flexion. These differences can be explained by the fact that the upper spinal cord motion is kinematically bound to C2 in the model which could affect the behavior of the spinal cord. Since the injury cases were modeled at lower spinal levels, these differences seemed acceptable in the context of our study.

In extension, the four disco-ligamentous injury cases studied had little to no impact on the spinal cord. This is partly because the spinous processes acted as a physical barrier and limited the mobility of the injured segment, therefore protecting the spinal cord. Also, the posterior ligaments are mostly loaded in tension as during flexion (White & Panjabi, 1990). The intact ALL and, depending on the injury cases, the CL or anterior IVD also retained the stability of the cervical spine in extension. The impact on the spinal cord von Mises stresses (maximum difference of 52 % from baseline) and principal strains (maximum difference of 70 % with baseline) was small compared to flexion loading. Also, the strain injury thresholds determined for SCI were not reached. The spinal cord compression was under 4% which is small compared to the proposed clinical injury threshold of 40 % (Miyajima et al., 2007).

In flexion however, the injuries impacted the spinal cord stresses and strains to different degrees depending on the injury case. At all FSU levels, injury case 1, transversal injury of the IVD and posterior ligaments rupture with intact ALL and CL, had little impact on the spinal cord. While this injury case is very unlikely for subluxation or dislocation injuries, it is interesting to analyze the importance of the CL versus the IVD. CL are important in resisting flexion, lateral bending and torsion (Goel et al., 1984 ; Jaumard et al., 2011) and facets disruption have been linked to neurological deficits (Jaumard et al., 2011) which support our finding that, from the disco-ligamentous structures investigated in this paper, the CL was the most important structure for keeping the stability of the segment and protecting the spinal cord. Maeda et al. (2012) found that the IVD is associated with segmental instability and

neurological impact, but most of their patients were suffering from hyper-extension injury while we studied flexion-type injuries. Richter et al. (2000) demonstrated the significant impact of CL rupture on the range of motion in flexion and extension. Pitzen et al. (2003) showed that both the CL and IVD are important in stabilizing the cervical spine in flexion and extension. The fact that injury case 4 presented more extreme levels of strains and von Mises stresses than injury case 3, where only 1/3 of the IVD is ruptured posteriorly, shows that the IVD still plays a role in maintaining clinical stability at the cervical spine. All case 4 injuries had principal strains  $\epsilon_3$  under -0.5 which was determined as a threshold for decrease of compound action potentials in the white matter. This suggests that case 4 injury leads to important aggravation of SCI during cervical spine flexion. The strains and stresses were higher for case 4 compared to the other injury cases. The FSU level of the injury also had an impact on the solicitation of the spinal cord. Since C5-C6 is at the apex of the cervical spine model, injury case 4 caused more damage, meaning the highest spinal cord antero-posterior compression and the most extreme strains and stresses, at this level due to its higher rotation. It is also the only case where the threshold of -0.5 of compressive strain was reached in the gray matter. C6-C7 was the only FSU level where injury case 3 reached the extreme C2-T1 rotation of 73 degrees. This can be explained by the superior size of this FSU and its position in the cervical spine. Since T1 is fixed, less motion is necessary for C6-C7 to be at risk of subluxation.

In our study, antero-posterior compression of the spinal cord over 20 % lead to more important levels of stresses and strains compared to the other cases. Similarly, Kato et al. (Kato et al., 2009) concluded from a numerical analysis that there may be a critical point in SCI between 20 and 40 % of antero-posterior spinal cord compression as the stress in the cord increased significantly between these two levels. The stresses and strains patterns obtained in our FE study showed that flexion-distraction injury leads to important compressive strains in the anterior spinal cord at the injured FSU level during post-traumatic flexion. The injury mechanism of the spinal cord from flexion-distraction injury has been debated in the literature. The SCI could originate from the excessive traction of the spinal cord during trauma (Atesok et al., 2018) or from shear loading on the spinal cord from the relative translation of the adjacent

vertebrae leading to a band of injured tissue at the shear plane (Mattucci et al., 2019), while the most extreme form of flexion-distraction injury, dislocation, leads to central lesion impacting principally the gray matter vasculature (Hilton et al., 2017). From our analysis, the von Mises stresses were more important in the gray matter at the level of injury which points toward a central spinal cord lesion. However, the von Mises stress computation is independent of volumetric deformation which should not be neglected in the investigation of potential spinal cord injury. In the baseline model, there were mostly distractive strains present in the spinal cord from the flexion of the cervical spine. For the injured cases, the measured distraction in the posterior white matter went up to 0.35 which is over the 0.21 threshold established from traction loading experiments done on optic nerves (Bain & Meaney, 2000). This increase of distractive strains is caused by an increase of the flexion range of motion at the injured level and was therefore located at the level of injury. In parallel, the spinal cord was pushed anteriorly onto the vertebra due to high rotation and disturbed antero-posterior motion of the injured level which caused compression of spinal cord and mainly the anterior white matter. This could explain why flexion-distraction injuries lead to important neurological impairment since the blood vessels in the spinal cord are more susceptible to be disrupted by antero-posterior forces (White & Panjabi, 1990). Therefore, at the injured level, the spinal cord is simultaneously susceptible to axons damage at the posterior white matter and disturbance of vascularisation in the gray matter and anterior white matter. However, since this is a post-traumatic study, the mechanism of injury occurring during the trauma cannot be inferred directly from our results.

Limitations of this study linked to model simplification need to be reported. First, the cervical spine was modeled in a neutral erected initial position and no representations of the cervical spine kyphosis linked to hyperflexion sprains (Braakman & Braakman, 1987) or initial subluxation or dislocation were modeled. We believe that these conditions would aggravate the levels of stresses and strains reported but would not change considerably the conclusions regarding the relative impact of the various injuries modeled. The spinal cord damage caused by the initial trauma was not modeled in this study. While the present method enables the quantification of the strains and stresses caused by the post-traumatic mobility and comparison

of the different injury scenarios, it would be interesting in future studies to include initial spinal cord damage measured from a traumatic simulation in order to report initial and secondary levels of strains and stresses. The flexion-extension moment of  $\pm 2$  Nm used may not be representative of the real-life multidirectional loads that trauma victims experience. However, this method was necessary to evaluate the effect of a possible post-traumatic spinal instability on the spinal cord. There was no representation of the canal narrowing that can occur from the disruption of disco-ligamentous structures, however this would have probably aggravated the compression of the spinal cord. For example, the material from the IVD could leak in the spinal canal and compress the spinal cord. The representation of intervertebral disc rupture was modeled by a transversal cut through the intervertebral disc but this is a simplification of real intervertebral disc rupture mechanisms which can lead to endplate disruption or disc herniation. However, we supposed that the spinal instability created is similar as well as its impact on the spinal cord. Muscles were also not represented in this model. While presence of active and passive muscles would have restrained the mobility of the cervical spine, an in vitro study has shown that the instability of the spine is not overestimated if normalized to the intact mobility (Kettler, Hartwig, Schultheiss, Claes, & Wilke, 2002). There was no representation of the cerebrospinal fluid, however since the load was applied in quasi-static conditions the protective role of the cerebrospinal fluid is negligible. The thresholds used for traction and compression strains were taken from experimental studies of the white matter and not the gray matter, therefore it is difficult to conclude on the effect of the injuries on the gray matter. Finally, the nerve roots were represented only by simple springs. Therefore, it was impossible to determine the impact of the injuries on the stresses and strains of the nerve roots. This could be implemented in a future study.

## **7.7 Conclusion**

In conclusion, a FE model of the cervical spine was used to quantify how different combinations of disco-ligamentous injuries representative of flexion-distraction trauma impact the principal strains and von Mises stresses in the spinal cord. The analysis showed that these injuries can lead to high strains and stresses in the spinal cord and spinal cord compression of

up to 48 % during post-traumatic flexion. On the opposite, extension of the cervical spine had little impact on the spinal cord. The SCI mechanism was identified as an important compression of the anterior spinal cord at the level of injury caused by the relative motion of the vertebrae during post-traumatic flexion with the highest levels of strains located in the anterior white matter. Distraction of the posterior white matter was simultaneously present at the injured level and reached the injury threshold for traction. The CL were the structures, in combination with the IVD, that limited the most the sollicitation of the spinal cord. These structures should be examined carefully to assess SCI severity.

## **7.8 Funding**

This research was funded by the Canada research chair in biomechanics of head and spine injuries (grant number 231815) and the Fonds de recherche du Quebec - Nature et technologies (FRQNT) (grant number 271503).



## CHAPITRE 8

### DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce chapitre a pour but de revenir sur les résultats principaux de la thèse et de discuter de leur implication par rapport à la question de recherche initiale. Les choix méthodologiques qui ont été effectués seront discutés ainsi que les limites inhérentes à ces choix. Les perspectives découlant du projet de recherche et de ses résultats seront également exposées. Le corps de la discussion générale est structurée en trois parties selon les trois sous-questions de recherche de la thèse. La première partie, *Mécanisme lésionnel dynamique des blessures en flexion-distraktion*, porte sur l'influence des conditions de chargement sur la cinématique de la tête et des vertèbres du rachis cervical et sur le patron de blessures découlant de chargements dynamiques en flexion ou flexion-compression (Q1). La deuxième partie, *Instabilité spinale*, investigate la contribution des différentes structures disco-ligamentaires postérieures sur l'instabilité du rachis cervical post-traumatique en flexion (Q2). La troisième partie, *Mécanisme de blessure médullaire*, porte sur l'endommagement de la moelle épinière en flexion-extension post-traumatique après une blessure en flexion-distraktion (Q3). Finalement, la portée de cette recherche et les perspectives apportées par cette thèse sont décrites.

#### 8.1 Mécanisme lésionnel dynamique des blessures en flexion-distraktion

Cette première partie de la thèse visait à répondre à la sous-question de recherche #1 : Comment les conditions de chargement (vitesses et orientation) influencent la cinématique de la tête et des vertèbres du rachis cervical et le patron de blessures lors d'un chargement dynamique en flexion ou en flexion-compression ? Cette question a été investiguée d'une première part lors d'une étude expérimentale sur spécimens cadavériques complets soumis à des essais dynamiques d'impact à l'arrière de la tête et ensuite lors d'une étude numérique sur l'influence du chargement en flexion pure ou en flexion-compression avec un modèle d'une unité fonctionnelle seulement (C4-C5). Ces deux volets sont complémentaires puisqu'ils permettent d'étudier le comportement lésionnel global (corps complet) et du comportement

lésionnel local (une unité fonctionnelle). L'étude numérique donne accès à des données difficilement mesurables expérimentalement tel que les contraintes et déformations dans les tissus. L'étude expérimentale, tant qu'à elle, permet d'acquérir des données qui pourront être utilisées pour la vérification du modèle par éléments finis.

### **8.1.1 Mécanisme lésionnel global**

Afin de caractériser le mécanisme lésionnel global lors d'un chargement dynamique en flexion, une campagne expérimentale a été menée sur six sujets cadavériques (chapitre 3 : *Réponse lésionnelle du rachis cervical lors d'un impact direct à l'arrière de la tête* et chapitre 4 : *Cinématique du rachis cervical lors d'un impact à l'arrière de la tête*). Les sujets ont été positionnés sur un banc expérimental développé pour cette étude et ont subi un impact à l'arrière de la tête avec un impacteur linéaire à des vitesses de 3,5 à 5,5 m/s. Bien que d'autres études sur spécimens cadavériques aient été faites pour étudier les traumatismes du cou, la plupart ont effectué des impacts sur chariot et ont étudié les blessures de type coup du lapin. Or, les blessures encourues dans la pratique du sport, des chutes ou lors d'accident de la route pour les motocyclistes ou les cyclistes surviennent plutôt lors d'impacts directs à la tête. Trois conditions de chargement ont été testés soit l'angle d'impact, la vitesse d'impact et la distance de contact entre la tête et l'impacteur. L'objectif était de trouver quelle combinaison favoriserait l'apparition de blessures en flexion-distraktion. Finalement, une inclinaison postérieure de 25 degrés dans le plan sagittal et un contact entre la tête et l'impacteur de 20 cm sont les paramètres qui ont été retenus. Le choix d'inclinaison a été fait car l'introduction d'une composante en compression semblait essentielle pour la génération de blessures de type flexion-distraktion (Nightingale et al., 2019). Le contact a été intégré pour se rapprocher de la situation réelle de chute sur la tête lors d'un accident de moto ou de vélo. Dans ces situations, le corps du sujet est projeté, tête la première, vers l'avant et la force de contact entre la tête et le sol est maintenue jusqu'à ce que la rotation du sujet se termine. Le contact avec le sol se fait à l'avant ou à l'arrière de la tête dépendamment de l'impact, mais moins fréquemment sur le dessus du casque (Molinero, 2013).



Un des objectifs de l'étude expérimentale était de vérifier l'hypothèse que le chargement en flexion-compression à la tête mène à des blessures de type flexion-distraktion. Parmi les six sujets, deux sujets ont subi une fracture au corps vertébral de la vertèbre C2 et quatre sujets ont subi des blessures de type flexion-distraktion (B1 ou B2 selon la classification AOspline). De plus, deux des sujets avec une blessure de type flexion-distraktion ont également eu une fracture unilatérale ou bilatérale de l'articulation des facettes. Ces résultats soutiennent donc l'hypothèse que la flexion-compression de la tête génère des blessures de type flexion-distraktion. Un lien a aussi été observé entre une flexion importante de la tête lors de l'impact et l'apparition de blessure de type flexion-distraktion. Ces résultats soutiennent également l'hypothèse #1 de recherche de la thèse, soit que le mécanisme lésionnel a un impact sur les patrons de blessures obtenus. Plus d'essais seraient nécessaires toutefois pour pouvoir établir des relations quantifiées entre les forces et conditions de chargements et les blessures, par exemple des critères de blessures.

Toutefois, aucun cas de subluxation ou de dislocation des facettes articulaires n'a été observé. Plusieurs hypothèses peuvent être énoncées pour expliquer l'absence de dislocation. Premièrement, il est possible que les vitesses d'impact utilisées lors de notre étude étaient trop faibles. Ensuite, il est possible que l'absence de subluxation ou de dislocation soit due du moins en partie à l'immobilisation du thorax. En effet, immobiliser le thorax réduit l'effet de l'inertie de celui-ci sur les forces agissant sur le rachis cervical. De plus, l'inertie du thorax entraîne le flambage du rachis (Ivancic, 2016). Une seule inclinaison a été testé lors des essais, soit 25 degrés, cependant des essais supplémentaires avec des degrés d'inclinaison différentes permettraient potentiellement d'établir le ratio de forces, soit la force en compression par rapport à la force en cisaillement antéro-postérieur, le plus favorable à la subluxation ou la dislocation. Une plus grande inclinaison du sujet aurait aussi permis d'augmenter la composante en compression de la force d'impact et donc de favoriser le flambage du rachis cervical. Le flambage du rachis a en effet été souligné comme un élément important dans la production de blessures en flexion-distraktion (Ivancic, 2012 ; Nightingale et al., 2019). Néanmoins, le manque de dislocation dans les études expérimentales passées, alors que c'est l'une des blessures les plus fréquentes au rachis cervical (Blauth et al., 2007), semble indiquer

que le modèle cadavérique, par son absence d'activation musculaire, est potentiellement inadéquat pour générer des dislocations. Il est possible que l'activation lors de l'impact des muscles reliés aux processus transverses du rachis soit nécessaire pour produire une dislocation, par exemple les scalènes moyens ou scalènes antérieurs. Finalement, Roaf (1960) et Nadeau et al. (2012) ont démontré que la rotation axiale serait une composante importante dans l'apparition des dislocations et particulièrement des dislocations unilatérales. Or, la majorité des essais expérimentaux appliquent des chargements en flexion ou en extension combinés à la compression, mais sans l'ajout de force en rotation axiale ou de force latérale. Le banc d'essai conçu dans le cadre du doctorat est versatile et pourra être utilisé pour tester l'ajout d'une composante de force latérale sur le patron de blessures dans des études futures. Il serait également possible d'orienter le sujet pour que la force applique une rotation axiale à la tête du sujet. Cet effet pourrait être augmenté en ajoutant à l'impacteur un plan incliné pour inciter la rotation axiale de la tête.

Pour ce qui est des fractures observées à C2, celles-ci étaient non attendues puisqu'elles ne sont pas caractéristiques des blessures en flexion-distraktion. Cependant, les fractures de l'odontoïde sont fréquentes chez les personnes âgées. Ces fractures pourraient être expliquées par un manque de flexibilité du rachis cervical. En effet, sur les vidéos, on peut observer que le cou bouge peu au contact initial entre la tête et l'impacteur. Les vertèbres crânielles ont également subi une vitesse supérieure aux vertèbres caudales. La vertèbre C2 aurait donc subi une grande partie de l'énergie d'impact ce qui expliquerait l'apparition de fracture à C2. Les sujets avec une fracture à C2 étaient les deux seuls sujets sans ostéophyte antérieur ce qui suggère que la présence d'ostéophytes affecte la tolérance aux blessures et l'emplacement de ces blessures. Les ostéophytes antérieurs de certains sujets étaient importants (jusqu'à 6,4 mm de longueur antéro-postérieure). Pour un sujet, le sujet #2, l'un des ponts ostéophytiques a été rompu lors de l'impact. Ceci démontre que les ostéophytes sont bien sollicités lors de la flexion du rachis. De plus, les résultats ont permis d'observer une concentration de fractures osseuses aux niveaux voisins des ponts ostéophytes. Cela suggère que la présence d'ostéophytes antérieurs protège l'unité fonctionnelle où ils sont localisés, mais entraîne une concentration de contraintes aux niveaux adjacents. Ceci suggère également que les patients avec des ponts

ostéophytiques sont susceptibles de subir des patrons de fracture différents des sujets sans pathologie. La reconnaissance de ce phénomène est importante dans l'élaboration de recommandations de sécurité pour les personnes plus âgées ou pour les personnes chez qui des ostéophytes ont été repérés.

Une des limites importantes de cette étude est l'âge des sujets cadavériques utilisés qui n'est pas nécessairement représentatif de l'âge moyen des individus victimes de blessures au rachis cervical selon le mode de chargement simulé (flexion-compression). Cependant, les corps donnés pour la science proviennent souvent de personnes âgées. On observe généralement peu de lésions disco-ligamentaires chez les sujets âgés puisque la colonne est moins mobile et que la colonne est solidifiée par la présence d'ostéophytes (Healy et al., 2015). Finalement, le fait que les spécimens aient été embaumés a potentiellement un effet sur le comportement biomécanique des tissus. Toutefois, puisque la méthode de préservation utilisée (chlorure de Zinc) est assez récente, aucune étude n'a été trouvée sur l'effet de cet embaumement sur la rigidité des tissus et la mobilité intervertébrale. Ceci pourrait être le sujet d'une étude expérimentale future. Bien que le port du casque ait été jugé nécessaire pour éviter les fractures du crâne aux vitesses plus élevées, il aurait été préférable que les six essais aient lieu avec le port du casque pour permettre une comparaison plus facile des essais. Aussi, il semblerait que la vitesse n'ait pas eu d'effet sur les critères lésionnels ni les blessures. Potentiellement, les vitesses testées étaient trop similaires.

### **8.1.2 Mécanisme lésionnel local**

Tel que détaillé dans le chapitre 4 (*Cinématique du rachis cervical lors d'un impact à l'arrière de la tête*), la cinématique de certaines vertèbres cervicales a été captée par stéréographie en insérant une vis dans les corps vertébraux et en y joignant un support avec deux marqueurs noir et blanc. C'est la première fois à notre connaissance que cette technique a été utilisée sur un modèle cadavérique complet. L'objectif de cette technique était de recueillir la cinématique des vertèbres du rachis cervical lors de l'impact. Dans deux cas, les sujets #1 et #2 soumis à la vitesse d'impact la plus faible (3,5 m/s), le déplacement relatif entre les vertèbres cervicales

étaient très faibles. Ceci démontre que les spécimens utilisés avaient un rachis cervical très peu flexible. Dans les autres cas, les déplacements maximaux n'ont généralement pas pu être mesurés car la rotation importante de la tête venait cacher les marqueurs aux caméras. Ceci nous a empêché de mesurer la rotation intervertébrale, alors que la rotation d'une unité fonctionnelle par rapport à sa rotation physiologique est souvent utilisée comme critère lésionnel (Bumberger, Acar, & Bouazza-Marouf, 2019). Les valeurs de déplacement relatif antéro-postérieurs ont été rapportés, cependant il n'existe pas à notre connaissance d'études ayant rapporté les valeurs lésionnelles de ce déplacement. Bien que le déplacement antéro-postérieur soit un phénomène permettant d'évaluer une éventuelle subluxation ou dislocation, il est ardu de porter des conclusions sur nos résultats sans valeur de comparaison. Peu de liens ont pu être fait entre le type de blessures obtenues et la cinématique des vertèbres mesurée. Cependant, une relation linéaire a été mesurée entre le raccourcissement du cou et la vitesse d'impact. La vitesse d'impact était également liée à la rotation de la tête. Pour les spécimens #3 à #6 impactés à moyenne (4,7 m/s) et haute vitesse (5,5 m/s), le menton du sujet est entré en contact avec le torse. Pour les chargements en flexion-compression (tous sauf l'essai #2), on observe d'abord une translation de la tête suivie par une flexion du cou. Cette translation initiale causée par la composante en compression de l'impact transmet des forces de cisaillement au cou et provoque potentiellement le flambage du cou. Ces forces combinées à la flexion des unités fonctionnelles sont responsables des blessures en flexion-distraction qui ont été observées dans cette étude.

Malgré la perte des marqueurs, cette campagne expérimentale a permis de produire des premières données qui pourront être utiles à la vérification du comportement de modèles par éléments finis. Dans le futur, l'utilisation d'un appareil de cinéradiographie à haute vitesse permettrait de suivre les vertèbres sans problème d'encombrement. Il serait aussi possible de limiter le suivi de marqueurs à une vertèbre crâniale et à une vertèbre caudale pour mesurer seulement la cinématique du segment cervical dans son ensemble. Bien que cette solution empêche la mesure des données intervertébrales, elle évite les problèmes d'encombrement et permettra tout de même de calculer le raccourcissement du cou, le déplacement antéro-postérieur du cou et la rotation du cou entre autres mesures.

L'étude du chapitre 5 (*Comparaison de deux modèles de rupture du disque intervertébral avec un modèle numérique traumatique de C4-C5*) a permis d'étudier en détails le mécanisme lésionnel au niveau d'une seule unité fonctionnelle grâce à un modèle par éléments finis. L'objectif était de déterminer comment le mode de chargement (flexion seule ou flexion-compression) influence le type de blessures disco-ligamentaires et l'ordre de rupture des structures. L'objectif secondaire était de développer un modèle lésionnel numérique pour le rachis cervical. Deux méthodologies de modélisation de la rupture du disque ont été comparées : l'utilisation d'une valeur de déformation maximale dans le disque et la création d'un plan de rupture prédéfini avec une force d'adhésion. Malgré l'existence de plusieurs modèles numériques du rachis cervical dans la littérature, aucun à notre connaissance n'inclut de modélisation de la rupture du disque intervertébral.

En flexion pure, les structures lésées étaient le ligament interépineux, supraépineux, jaune, postérieure longitudinale et la portion postérieure du disque. Le ligament postérieur longitudinal était le dernier ligament touché peu importe l'approche de modélisation de la rupture du disque employée. En flexion-compression, les mêmes structures étaient touchées mais pas le ligament postérieur longitudinal. Le noyau pulpeux et la partie antérieure du disque étaient aussi lésés. L'ordre de rupture des structures était différent selon les deux types de chargements ce qui soutient l'hypothèse #1 de la thèse selon laquelle le mécanisme lésionnel a un impact sur les patrons de blessures obtenus. Les résultats de cette étude montrent aussi que le ligament postérieur longitudinal est le plus résistant à la flexion. Effectivement en clinique on observe que le ligament postérieur longitudinal n'est pas systématiquement lésé dans les cas de dislocation, mais seulement dans 40 à 56,5 % des cas (Carrino et al., 2006 ; Vaccaro et al., 2001). Une blessure avec le ligament postérieur longitudinal touché pourrait donc être un signe d'un accident plus sévère. De plus, une blessure avec un endommagement complet du disque sans signe de dislocation serait un indicateur d'une lésion ayant eu lieu avec une importante composante de force en compression.

L'absence de rupture des ligaments capsulaires et de dislocation ou subluxation peut être expliquée par l'absence de distraction dans le chargement. Bien qu'une compression au niveau

de la tête puisse mener au flambage du cou et une fracture des facettes articulaires tel qu'observé lors de la campagne expérimentale du chapitre 3 (*Réponse lésionnelle du rachis cervical lors d'un impact direct à l'arrière de la tête*), cela ne génère pas nécessairement à une compression au niveau intervertébral lésé étant donné la complexité de la mobilité du rachis. L'absence de rupture des ligaments capsulaires pourrait également s'expliquer par la grande résistance à la traction des ligaments capsulaires par rapport aux autres ligaments. D'ailleurs, Panjabi et al. (2004) ont observé que, pour des impacts sur chariots frontaux, les déformations des ligaments capsulaires ne dépassaient les limites physiologiques qu'à 10 g d'accélération et que le ligament postérieur longitudinal ne dépassait pas les limites physiologiques. Ces résultats indiquent que les protecteurs cervicaux ne doivent pas se contenter de réduire uniquement la flexion du cou et la compression, mais également la distraction et le cisaillement afin de minimiser le risque de subluxation ou de dislocation et de blessure médullaire.

Lors des essais expérimentaux décrits au chapitre 3 (*Réponse lésionnelle du rachis cervical lors d'un impact direct à l'arrière de la tête*), aucune atteinte aux disques intervertébraux n'a été constatée lors des dissections ni lors de l'analyse des images de tomodensitométrie où cela aurait été potentiellement indiqué par un espace agrandi entre les corps vertébraux. Cependant, les spécimens n'ont pas été imagés par résonance magnétique ce qui aurait permis une meilleure visualisation de l'état des disques. Les sujets #3 à 6, soumis à la vitesse d'impact moyenne ou grande, ont subi des blessures aux ligaments postérieurs de façon similaire au modèle de l'étude numérique (chapitre 5 : *Comparaison de deux modèles de rupture du disque intervertébral avec un modèle numérique traumatique de C4-C5*). Toutefois, puisque les différences de vitesse et de force d'impact entre les deux études sont très grandes et que les modèles sont également très différents, des sujets de corps complet avec une musculature passive par rapport à un modèle ostéoligamentaire d'une seule unité fonctionnelle, il est difficile de comparer ces deux études. Aussi, le modèle par éléments finis n'incluait pas la rupture osseuse alors que celle-ci intervient potentiellement dans le mécanisme lésionnel et particulièrement pour le chargement avec une composante en compression qui peut mener potentiellement à des blessures de type A1 (Vaccaro et al., 2016). Des fractures des facettes tel qu'observé lors de l'étude expérimentale (chapitre 3 : *Réponse lésionnelle du rachis cervical*

*lors d'un impact direct à l'arrière de la tête*) pourraient également avoir eu lieu. Cependant, étant donné la faible vitesse de chargement lors de l'étude numérique, des blessures principalement aux structures disco-ligamentaires étaient prévues.

Avant de lancer le plan de simulation (chapitre 5 : *Comparaison de deux modèles de rupture du disque intervertébral avec un modèle numérique traumatique de C4-C5*), le comportement du modèle par éléments finis a été vérifié par rapport au moment à la rupture, la rotation à la rupture, la force axiale à la rupture et le déplacement axial à la rupture. Une concordance adéquate a été observée entre les valeurs de l'étude et celles de la littérature (Figure 8.1). Bien que cela soit adéquat pour les objectifs de cette première étude, plus de développements sont à envisager pour l'exploitation dans d'autres conditions traumatiques.

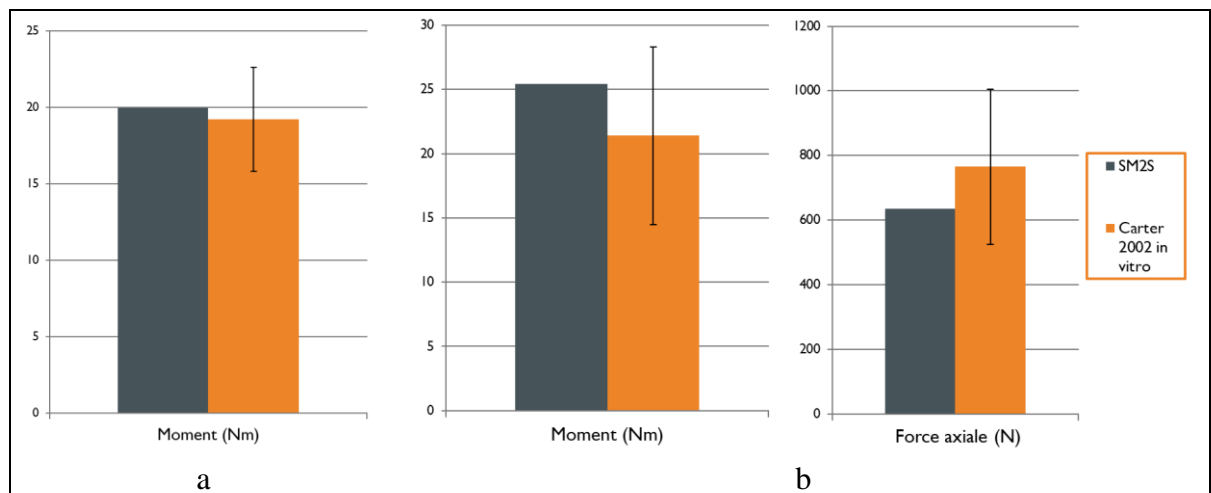


Figure 8.1 Valeurs à la rupture du modèle par rapport aux données expérimentales de la littérature, a) chargement en flexion, b) chargement en flexion-compression

Premièrement, pour une étude portant spécifiquement sur le comportement du disque intervertébral, le modèle par éléments finis devrait être peaufiné. Malgré une calibration des propriétés des matériaux du disque, il a été impossible de modéliser correctement la rigidification du disque sous des hautes rotations tout en maintenant la zone neutre de l'unité fonctionnelle (Figure 8.2). Il serait donc pertinent de tester différentes lois de comportements pour modéliser le comportement mécanique. Par exemple, Barker et al. (Barker et al., 2017)

ont eu de bons résultats avec une loi de Hill foam à trois paramètres. De plus, la loi actuelle, soit une loi hyperélastique Moonley-Rivlin du second ordre, n'est pas viscoélastique et il faut donc modifier le jeu de propriétés selon les conditions de chargements de l'étude ce qui n'est pas optimal. Il serait pertinent de modéliser la viscoélasticité du disque par exemple avec une série de Prony.

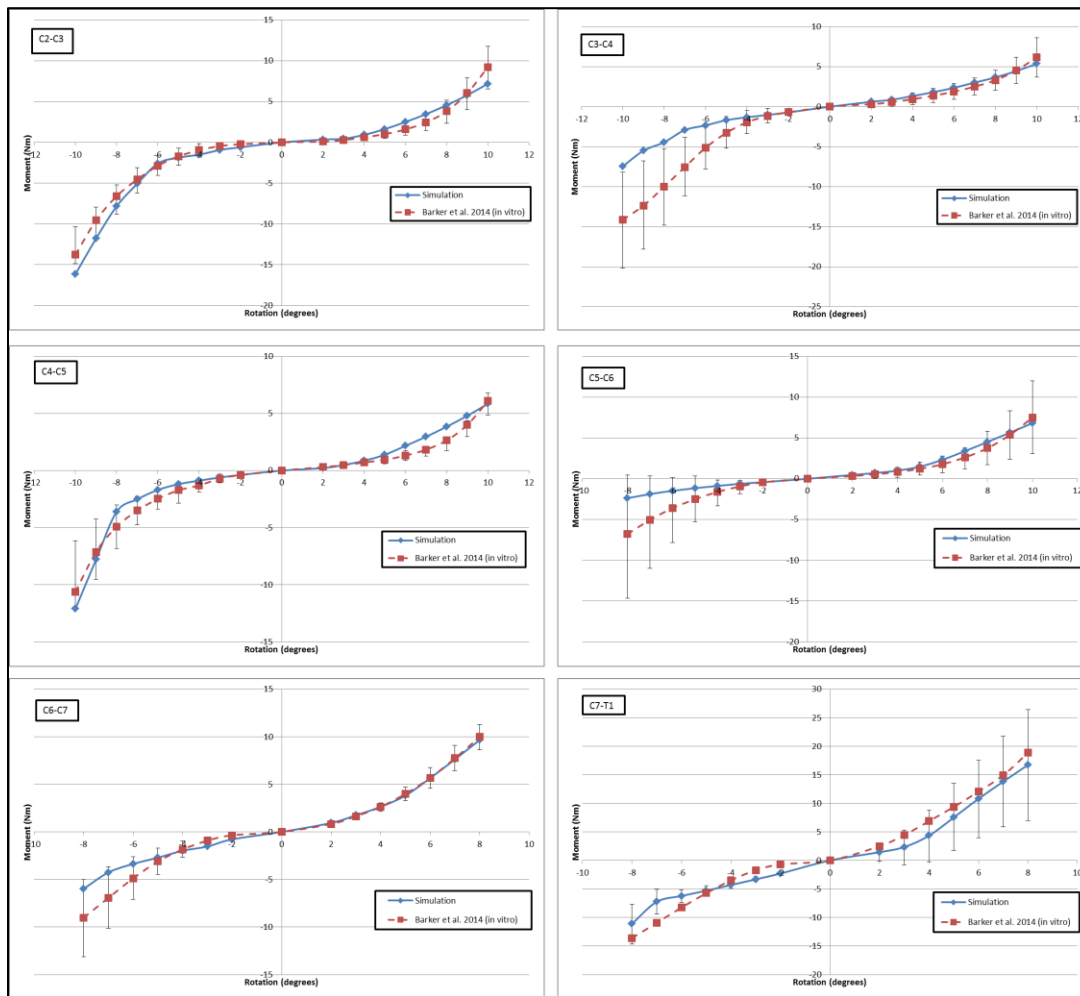


Figure 8.2 Courbes de moment-rotation intervertébrales à 500 degrés par seconde  
Tirée de Bailly et al. (2020)

Une variation des propriétés selon la position radiale des éléments est également à considérer. L'interaction entre les ligaments LPL et LAP n'est également pas modélisée présentement et



pourrait avoir un impact sur les forces transmises à ces ligaments et au disque. Aussi, le comportement des fibres de collagène n'est présentement pas défini après 61,5 % de déformations ce qui est problématique pour la modélisation de la blessure où des déformations plus importantes sont attendues. On peut aussi considérer une étude de sensibilité sur l'impact de différents paramètres géométriques comme la hauteur du disque, le ratio de surface du disque par rapport à l'anneau fibreux ou l'excentricité du noyau. Une modélisation spécifique du plateau cartilagineux pourrait aussi être envisagée et avoir un impact sur le comportement traumatique du disque puisque la jonction entre le plateau et le disque est un lieu propice aux blessures.

Les lois de rupture utilisées au chapitre 5 (*Comparaison de deux modèles de rupture du disque intervertébral avec un modèle numérique traumatique de C4-C5*) ont été par la suite intégrées au modèle du rachis cervical complet (C2-T1). Les valeurs à la rupture du modèle pourraient être comparées sous d'autres conditions de chargement comme la distraction et le cisaillement. Malheureusement, peu d'études expérimentales existent sur le comportement du rachis cervical à la rupture dans ces conditions. Howarth et al. (2013) ont testé des segments en cisaillement, mais sur des spécimens porcins de C3-C4 et C5-C6 et le chargement était effectué à faible vitesse (0,05mm/s). Whyte et al. (2020) ont testé sous chargements dynamiques plusieurs spécimens de deux unités fonctionnelles et ont rapporté les forces à la rupture, mais pour des chargements en flexion latérale et compression combinées (500 mm/s). La cinématique du modèle et les patrons de blessures obtenus pourraient être comparés aux données cinématiques issues de l'étude expérimentale décrite aux chapitres 3 et 4. Pour ce faire une tête simplifiée et un lien cinétique entre la tête et C2 ou la vertèbre C1 et les ligaments correspondants pourraient être ajoutés. Cependant, un ajustement géométrique du modèle devra être envisagé pour correspondre à la géométrie des sujets puisque l'étude a démontré un grand impact de la morphologie des sujets sur les blessures. Un plan d'expérience pourrait aussi être lancé pour reproduire la classification AOSpine tel que fait précédemment par Fradet et al. (2014) au niveau thoracique et ainsi démontrer la capacité du modèle à reproduire la gamme de blessures possibles.

## 8.2 Instabilité spinale

Cette seconde partie de la thèse avait pour objectif de répondre à la sous-question de recherche #2 : Quelle est la contribution des différentes structures disco-ligamentaires postérieures sur l'instabilité du rachis cervical post-traumatique en flexion? D'abord, l'amplitude de mouvement de la tête et intervertébrale des sujets cadavériques a été mesurée en flexion-extension avant et après l'impact dans la campagne expérimentale décrite aux chapitres 3 (*Réponse lésionnelle du rachis cervical lors d'un impact direct à l'arrière de la tête*) et 4 (*Cinématique du rachis cervical lors d'un impact à l'arrière de la tête*). Ensuite, une étude par éléments finis sur un modèle ostéoligamentaire du rachis cervical a été effectuée afin de quantifier l'effet relatif des ligaments postérieurs et du DIV sur l'instabilité en flexion (chapitre 6 : *Contribution du complexe ligamentaire postérieur et du disque intervertébral lésés sur l'instabilité post-traumatique au rachis cervical*). Ces deux étapes sont complémentaires puisqu'elles permettent de mesurer l'instabilité après des blessures représentatives de situations réelles (étude expérimentale sur corps complet) et ensuite de mesurer l'effet sur l'instabilité de structures anatomiques spécifiques (étude numérique).

### 8.2.1 Instabilité spinale sur sujets anatomiques complets après un impact dynamique à l'arrière de la tête

Lors de l'étude expérimentale d'impact à l'arrière de la tête sur spécimens cadavériques (chapitres 3 et 4), la mobilité en flexion-extension du rachis cervical a été mesurée avant et après impact pour les sujets impactés à moyenne et haute vitesse. C'est à notre connaissance, la première fois qu'une étude utilise un modèle cadavérique complet pour mesurer l'effet d'un impact dynamique sur la mobilité cervicale post-traumatique. La mobilité globale du rachis a été mesurée à partir de l'angle de rotation de la tête et l'angle intervertébral entre les vertèbres équipées de marqueurs ont été mesurées. La mobilité globale a augmenté de 35 à 75 %. Les résultats de la rotation globale en flexion-extension suggère, malgré le faible nombre de sujets, que les blessures disco-ligamentaires causent une plus grande différence de mobilité post-trauma que les fractures osseuses ce qui confirme l'hypothèse #2 qui propose que le patron de blessures a un impact sur l'instabilité du rachis.

Les résultats de mobilité intervertébrale sont plus ambigus et difficiles à interpréter. De plus, toutes les vertèbres du rachis cervical n'ont pas pu être équipées de marqueurs ce qui diminue le nombre de données recueillies. Il y a donc certains niveaux intervertébraux dont la mobilité n'a pas été mesurée malgré le fait que ce soient des niveaux où il y a eu des lésions. Les mobilités intervertébrales ont subi une augmentation de 44 à 151 %. Toutes les unités fonctionnelles dont la mobilité a pu être mesurée ont subi une augmentation de mobilité incluant celles pour lesquelles aucune blessure n'a été observée. Les plus grandes augmentations de mobilité intervertébrale correspondaient à des fractures de l'articulation des facettes ce qui démontre l'importance de cette structure dans la stabilité en flexion et extension. Pour tous les spécimens à l'exception du spécimen #5, impacté à haute vitesse, l'augmentation de mobilité était plus importante pour les niveaux spinaux crâniens que caudaux. Cependant, on a mesuré seulement la rotation à C3-C4 et C4-C5 sur le spécimen #5 donc il est possible que le même mécanisme ait eu lieu. La vitesse de translation des vertèbres était plus grande pour les vertèbres crâniennes ce qui pourrait expliquer que les niveaux supérieurs subissent une plus grande augmentation de la mobilité puisqu'ils absorbent une plus grande portion de l'énergie d'impact vu leur proximité avec l'impacteur. Dans notre étude, tel qu'attendu les spécimens ayant le plus d'ostéophytes antérieurs avaient une mobilité globale moindre avant l'impact par rapport aux spécimens avec peu ou pas d'ostéophytes antérieurs. Le même phénomène a été observé pour la mobilité intervertébrale. Néanmoins, ce test d'instabilité par mobilisation manuelle du cou n'a pas été effectué sur les deux premiers spécimens impactés à la vitesse la plus faible. Le protocole expérimental a été modifié après ces deux essais pour inclure la mesure de la mobilité en flexion-extension.

Il est difficile de déterminer si le pré-chargeement des sujets était suffisant ce qui aurait un effet important sur la mesure de la mobilité pré-trauma et de l'augmentation de mobilité post-trauma. En effet, les mobilités globales et intervertébrales mesurées sont assez petites par rapport aux données rapportées dans la littérature. La rotation en flexion-extension globale pré-trauma était entre 32 et 57 degrés par rapport à  $127,4 \pm 15,1$  degrés pour des volontaires sains (Niewiadomski et al., 2019). Bien que des mobilisations dans les trois axes aient été effectuées

avant l'essai ainsi qu'un massage des structures musculaires, il est possible que ce protocole n'ait pas été suffisant. Il serait nécessaire d'augmenter le nombre de cycles de pré-conditionnement pour de prochains essais ou de concevoir un banc d'essai pour permettre d'effectuer ce pré-conditionnement de manière mécanique et mesurable. Tel que mentionné au chapitre 3 (*Réponse lésionnelle du rachis cervical lors d'un impact direct à l'arrière de la tête*), le test a été fait manuellement sans connaissance de la force appliquée. Cette faible flexibilité pourrait également être dû à la dégénérescence causée par l'âge des rachis cervicaux des spécimens. Effectivement, il a été démontré que la mobilité cervicale diminue avec l'âge, soit de 12 % et 32 % en flexion et extension pour un groupe de sujets de 70 à 90 ans par rapport à un groupe de 20 à 30 ans (Kuhlman, 1993). Afin de mieux mesurer la stabilité après l'impact, il serait pertinent dans le futur de procéder à l'extraction du rachis cervical pour effectuer des essais mécaniques de mobilité sur machine hydraulique avec cellule de force.

### **8.2.2 Instabilité spinale au rachis cervical après une résection progressive des structures disco-ligamentaires postérieurs**

L'instabilité spinale a également été investiguée de façon contrôlée numériquement. Le chapitre 6 (*Contribution du complexe ligamentaire postérieur et du disque intervertébral lésés sur l'instabilité post-traumatique au rachis cervical*) de la thèse présente une étude numérique visant à mesurer la contribution des structures disco-ligamentaires postérieures du rachis cervical à la mobilité en flexion du rachis cervical. La mise en œuvre de cette étude a permis l'amélioration d'un modèle existant du rachis cervical de C2 à T1 en incorporant et calibrant des lois non-linéaires viscoélastiques de déformation-contrainte des ligaments basés sur des données expérimentales tirées de la littérature et une calibration des propriétés du noyau par rapport à la pression intradiscale. Le plan d'expérience incluait la rupture des ligaments postérieurs (ligament supraépineux, ligament interépineux et ligament jaune) suivi d'une rupture transversale progressive du disque. Ceci a été effectué consécutivement à trois niveaux différents : C2-C3, C4-C5 et C6-C7. Les études précédentes sur l'instabilité au rachis cervical n'avaient pas simulé de rupture du disque ou alors avait simulé une discectomie et non une déchirure partielle ou complète du disque comme cela a été fait ici.

Les résultats de cette étude ont montré que les blessures disco-ligamentaires postérieures, n'incluant pas la rupture des ligaments capsulaires, causent une instabilité importante en flexion et ce surtout aux niveaux caudaux. Contrairement aux études précédentes, la position du centroïde des vertèbres a également été mesurée afin de pouvoir détecter une réduction potentielle du canal médullaire. Cette mesure a permis d'observer que pour le segment C2-C3, une rupture du disque intervertébral pouvait mener à une subluxation des facettes articulaires. Le niveau de la lésion ainsi que le patron de blessures simulés ont engendré des augmentations de mobilité différentes ce qui soutient l'hypothèse #2 soit que le patron de blessures disco-ligamentaires a un impact sur l'instabilité du rachis. Les structures dont la rupture a été modélisée correspondent aux blessures observées lors de l'étude numérique traumatique du chapitre 5 (*Comparaison de deux modèles de rupture du disque intervertébral avec un modèle numérique traumatique de C4-C5*). Pour l'étude post-trauma (chapitre 6 : *Contribution du complexe ligamentaire postérieur et du disque intervertébral lésés sur l'instabilité post-traumatique au rachis cervical*), on a choisi d'effectuer la résection du postérieur vers l'antérieur tel que fait par les études précédentes sur l'instabilité. Cependant, dans l'étude traumatique, sous un chargement en flexion pure, on a observé que des lésions au niveau du disque postérieur survenaient avant la rupture du ligament supra-épineux. Il est ardu de déterminer quel scénario est le plus représentatif puisque les études cliniques ne rapportent pas ce niveau de précision de ruptures des structures ligamentaires puisque ces structures sont difficilement observables même par résonance magnétique et que les études expérimentales rapportent seulement les charges à la rupture et l'état final des spécimens. La rupture des ligaments capsulaires n'a pas été ajoutée dans cet article puisque c'est une situation qui est déjà reconnue comme instable. La fracture osseuse n'a également pas été modélisée. Cependant, les blessures en distraction postérieure avec fracture osseuse sont reconnues comme ayant moins d'impact sur la stabilité du rachis cervical et n'engendrant donc pas de risques neurologiques supplémentaires (Vaccaro et al., 2016).

Parmi les limites de l'étude, il faut souligner que le modèle a été calibré pour la mobilité en flexion-extension et qu'aucune validation n'a été faite par la suite. Cependant, puisque le plan d'expérience a soumis le modèle aux mêmes conditions de chargements que lors de la

calibration ceci a été jugé acceptable. De plus, seuls les résultats de mobilité ont été analysés ce qui est le résultat calibré. Toutefois, une vérification des rotations sous un chargement en flexion latérale et rotation axiale par rapport aux données de Panjabi et al. (2001) démontre un bon comportement du modèle, alors que le modèle n'a été calibré qu'en flexion-extension (Figure 8.3). Malheureusement, des courbes détaillées rotation-moment n'existent pas pour le moment dans la littérature pour la rotation axiale et la flexion latérale.

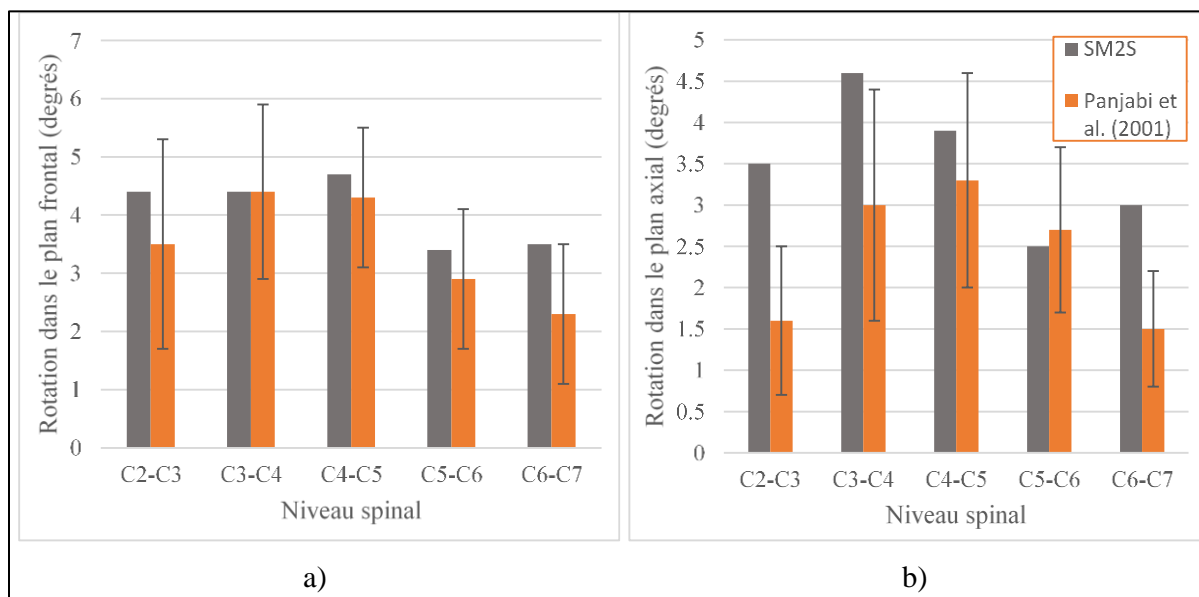


Figure 8.3 Moment-rotation du modèle SM2S sous un chargement de 1Nm a) en flexion latérale et b) en rotation axiale

L'un des objectifs de l'étude était d'investiguer la mobilité du rachis cervical après des blessures disco-ligamentaires et si cette mobilité post-trauma était restreinte par les collets cervicaux. Nous avons observé une subluxation de l'unité C2-C3 à 51 degrés de rotation en flexion entre C2 et T1 ce qui est proche de la mobilité en flexion mesurée comme possible malgré le port d'un collet cervical (Lebel et al., 2018). Cependant, puisqu'il n'existe pas de seuils de mobilité reconnus comme dangereux dans la littérature, il est ardu de porter un jugement sur l'efficacité des collets cervicaux. L'étude numérique suivante (chapitre 7 : *Endommagement de la moelle épinière après des blessures en flexion-distraction au rachis cervical : une étude par éléments finis*) incluait la moelle épinière dans le modèle dans

l'objectif de voir comment les blessures disco-ligamentaires postérieures influencent la moelle épinière post-trauma. Finalement, il serait intéressant de modéliser l'effet du port d'un collet cervical et de caractériser comment son interaction avec le cou affecte la mobilité post-trauma. Un modèle numérique incluant la peau et les structures musculaires et adipeuses serait alors nécessaire à cette étude à moins de modéliser indirectement l'effet du collet sur le modèle ostéoligamentaire existant. Il serait par exemple possible de jumeler le modèle avec une étude expérimentale où le mouvement des vertèbres a été suivi, puis d'imposer ces mouvements sur le modèle par éléments finis. Aussi, on pourrait modéliser l'effet du collet cervical en créant des conditions aux frontières imposées sur les vertèbres.

### **8.3 Mécanisme de blessure médullaire**

L'objectif de l'article présenté au chapitre 7 (*Endommagement de la moelle épinière après des blessures en flexion-distraktion au rachis cervical : une étude par éléments finis*) était d'investiguer comment différents patrons de blessures disco-ligamentaires de type flexion-distraktion affectent le mécanisme de blessure médullaire lors de la flexion-extension post-traumatique. Cette étude a été menée afin de répondre à la troisième sous question de recherche : Quel est l'endommagement de la moelle épinière en flexion-extension post-traumatique après une blessure en flexion-distraktion (contraintes de von Mises dans la moelle, déformations de la moelle, compression de la moelle)? Il est connu que les blessures aux structures disco-ligamentaires ont un impact sur la stabilité du rachis cervical, mais le lien entre cette instabilité et une potentielle aggravation des blessures à la moelle n'avait jamais été investiguée. Pourtant, l'instabilité clinique a été d'abord définie comme l'incapacité de la colonne à maintenir une intégrité entre les vertèbres empêchant l'irritation de la moelle épinière ou des racines (White & Panjabi, 1990). Le manque de développement dans ce domaine est sans doute relié à la difficulté expérimentale d'obtenir des modèles de moelle épinière animale ou humaine fraîche et au faible nombre de modèles par éléments finis de la moelle épinière développée jusqu'à présent. Les études cliniques quant à elles se limitent à l'imagerie du patient en repos et non en mouvement afin d'éviter une aggravation potentielle de la blessure. L'analyse par éléments finis est donc une solution appropriée pour l'étude de ce phénomène.

La difficulté actuelle à poser un pronostic quant au rétablissement des patients est entre autres dû au manque de connaissance par rapport au mécanisme lésionnel d'endommagement de la moelle. Cette étude visait donc à caractériser le mécanisme lésionnel en jeu lors d'une flexion-extension post-traumatique.

L'article reprend les types de blessures investigués lors de l'étude numérique sur la contribution des structures disco-ligamentaires postérieures sur la stabilité afin de vérifier si l'instabilité mesurée apporte une sollicitation mécanique supplémentaire à la moelle et donc des risques d'aggravation de blessure secondaire. La blessure des ligaments capsulaires a également été ajoutée car nous voulions observer comment cette blessure typique de la flexion-distraktion et reconnue comme sévère affectait l'endommagement de la moelle épinière. De plus, les autres blessures sans la rupture des ligaments capsulaires bien qu'ayant augmenté la mobilité du rachis n'affectaient que modérément la moelle épinière et ne dépassaient pas les seuils lésionnels tirés de la littérature.

Les résultats ont démontré que tel que supposé au début de cette thèse des blessures disco-ligamentaires peuvent générer des contraintes et déformations importantes dans la moelle ainsi que de grandes compressions de la moelle épinière. Les résultats de l'article ont montré que les ligaments capsulaires étaient plus importants que le disque ou les ligaments postérieurs pour protéger la moelle épinière en flexion. Ceci suggère que même en absence d'une dislocation ou d'une subluxation, l'état des ligaments capsulaires devrait être examiné avec attention lors de l'évaluation clinique du patient, soit par le repère de discontinuités dans les ligaments ou de signaux lumineux anormaux à l'imagerie par résonance magnétique (Carrino et al., 2006), soit par des mesures de distance et d'angle entre les facettes (Quarrington et al., 2018). Le même constat peut être émis sur le disque intervertébral qui est aussi, selon les résultats de l'étude, une structure importante pour assurer la stabilité du rachis cervical. Ces résultats supportent l'hypothèse #2 selon laquelle le patron de blessures disco-ligamentaires a un impact sur l'endommagement post-traumatique de la moelle. Le mécanisme lésionnel principal lors de la flexion après une blessure en flexion-distraktion a été identifié comme étant une compression de la partie antérieure de la substance blanche au niveau vertébral lésé



combiné avec une tension de la partie postérieure de la moelle. Ceci a été déterminé à partir de l'étude des déformations principales dans la moelle. Cependant, ces résultats sont incomplets puisqu'ils n'ont tenu compte que de la blessure secondaire et non de la blessure initiale due au trauma. La blessure primaire étant causée par un impact à haute énergie, elle entraîne assurément des niveaux de contraintes et de déformations supérieurs aux mouvements quasi-statique post-trauma. Une étude future pourrait s'intéresser au mécanisme lésionnel primaire de la moelle lors d'un trauma en flexion-distraction suivie du mécanisme de lésion secondaire. D'ailleurs, les développements apportés au modèle par éléments finis lors de cette thèse rendent possible l'utilisation du modèle SM2S à cette fin.

Les seuils lésionnels utilisés dans cette étude ont été tirés d'études expérimentales sur animaux ayant utilisé le potentiel d'action pour évaluer la blessure médullaire. Or, la disparition complète du potentiel d'action est potentiellement une limite extrême pour caractériser des blessures à la moelle épinière et des symptômes cliniques importants peuvent survenir pour des sollicitations moins sévères. Cependant, les seuils utilisés permettent tout de même une analyse de l'effet relatif des différentes structures disco-ligamentaires étudiées et de démontrer que la mobilisation post-traumatique, même de force restreinte, peut aggraver la blessure secondaire. L'hypothèse #3 de la thèse, soit que le mécanisme de blessure médullaire et sa sévérité peuvent être évaluées par les contraintes et déformations de la moelle épinière, ne peut pas être directement confirmée par cette étude étant donné la méthodologie purement numérique utilisée. Cependant, l'analyse des contraintes et déformations a permis d'établir des différences importantes entre les situations lésionnelles étudiées. De plus, les valeurs obtenues étaient de l'ordre de grandeur des seuils lésionnels présentés dans la littérature. L'utilisation des déformations principales pour quantifier l'atteinte à la moelle qui est hyper-élastique a parfois été critiqué. Cependant, l'utilisation de la déformation a été utilisée dans plusieurs études précédentes portant sur les blessures au cerveau ou à la moelle. L'utilisation des contraintes et déformations apparaissent également comme valide du point de vue des neurones qui subissent effectivement des contraintes lors du traumatisme et pour lesquels des seuils lésionnels ont été mesurés. La déformation volumétrique a aussi été analysée lors de l'étude (chapitre 7: Endommagement de la moelle épinière après des blessures en flexion-distraction

au rachis cervical : une étude par éléments finis), mais les conclusions par rapport au mécanisme et aux situations les plus sévères étaient les mêmes. Il pourrait être pertinent d'utiliser d'autres métriques comme la pression interne ou alors le volume de la moelle qui dépasse un certain seuil de déformation comme cela a été fait pour les blessures au cerveau (King, 2018).

Pour ce qui est de la validation du modèle numérique, bien que le modèle ait montré une bonne ressemblance avec les données cliniques tirées de la littérature, certaines différences entre les déformations du modèle et les déplacements relatifs de la moelle par rapport aux vertèbres les plus crânielles suggère qu'un travail plus détaillé sur l'impact des conditions aux frontières de la moelle et des types d'attachement de la moelle dans le canal médullaire serait nécessaire. Une étude de sensibilité sur différents types d'attachements permettrait de trouver l'attachement le plus adéquat. Il serait également pertinent de continuer le développement du modèle par éléments finis de la moelle. Présentement, il n'y a pas de différenciation entre le comportement en compression et en tension, alors que les études expérimentales ont prouvé que le comportement de la moelle est significativement différent dans ces deux types de chargements. De plus, les propriétés mécaniques sont isotropes tandis que la moelle est reconnue comme anisotrope. Une modélisation des axones, même représentée simplement par des ressorts, permettraient d'inclure une anisotropie de la moelle dans le modèle. Finalement, des lois linéaires élastiques sont présentement utilisés pour la dure-mère, la pie-mère et les ligaments denticulés, alors que ces structures ont des comportements non-linéaires (Ramo, Troyer, et al., 2018 ; Sudres et al., 2021). À des forts taux de chargements, cette simplification pourrait avoir un impact sur le comportement de ces structures et de la moelle épinière.

Une des limites de l'étude est l'absence des tissus mous et des muscles entourant le rachis cervical. Cela nous a obligé à arrêter artificiellement certaines simulations puisque, sans la contrainte des tissus autour de la colonne, le mouvement du rachis après certaines blessures était virtuellement infini. Le modèle ne possédait également pas de racines nerveuses. Cependant, leur ajout pourrait être intéressant puisque des troubles neurologiques peuvent découler de lésions aux racines nerveuses ou de leur compression post-traumatique. De plus,

les simulations étaient toujours lancées à partir d'une position neutre du rachis et notre étude n'incluait pas de modélisation d'un alignement initial anormal dû au trauma. Il serait pertinent de modéliser l'impact d'un alignement anormal dans une étude subséquente en utilisant des images tirées de patients réels et en personnalisant le modèle SM2S. Similairement, la personnalisation géométrique du modèle et l'utilisation d'images cliniques pourraient servir à modéliser des obstructions éventuelles du canal médullaire causées par des hernies discales ou des ruptures ligamentaires. Aussi, l'étude n'a pas inclus la modélisation d'une blessure unilatérale au ligament capsulaire, alors que c'est une situation fréquente (Quarrington et al., 2018) et qu'on peut supposer que l'asymétrie générée a un impact sur la stabilité du segment lésé.

Dans cette étude, il n'y a pas eu de dislocation lors de la mobilisation en flexion ou extension sans doute à cause de la flexion pure utilisée. Le moment pur a été choisi puisque c'est la méthodologie habituelle des études biomécaniques portant sur la stabilité spinale et que cela permet un chargement uniforme de l'ensemble du rachis. Tel que discuté précédemment, un flambage de la colonne serait un mécanisme nécessaire pour entraîner une dislocation. Le chargement en flexion ou extension pur ne permet pas de générer ces types de chargement. Dans une étude future, on pourrait reproduire l'étude avec une mobilité plus naturelle du cou en se basant sur des valeurs de cinématiques de déplacements des vertèbres lors de la flexion plutôt qu'un moment pur.

L'objectif de cette étude était d'étudier l'effet de la flexion et extension sur une aggravation potentielle de la blessure secondaire. Néanmoins, la blessure secondaire est un phénomène complexe lié à divers mécanismes biologiques tel que la réponse inflammatoire et le flux sanguin. Ces mécanismes n'ont pas été inclus dans l'étude qui se limite aux conditions mécaniques auquel est soumise la moelle. L'intégration de la circulation sanguine dans la moelle permettrait d'investiguer comment la compression de la moelle affecte le flux sanguin. Le manque d'afflux sanguin est souvent considéré comme un phénomène important dans le développement de la blessure secondaire (Oyinbo, 2011). De plus, le phénomène de relaxation de la moelle n'a pas été inclus dans le modèle ce qui a un impact important sur la réponse de

la moelle à une compression soutenue et donc un impact sur le comportement post-traumatique de la moelle épinière et le développement de la blessure secondaire.

#### **8.4 Portée et perspectives de la thèse**

Ce projet de recherche visait à comprendre la biomécanique de la blessure en flexion-distraction selon trois volets : le mécanisme lésionnel, l'instabilité spinale et le mécanisme de blessure médullaire. Différentes recommandations cliniques et de protection peuvent être apportées grâce aux résultats des différentes études présentées dans cette thèse.

Par rapport au suivi clinique des patients avec une blessure au rachis cervical, l'étude numérique du mécanisme lésionnel a montré que le ligament postérieur longitudinal était le plus résistant à la flexion pure. Donc, la lésion de ce ligament ou de la partie postérieure du disque, puisqu'elle est reliée au ligament, serait le signe d'un accident sévère ce qui devrait être pris en compte dans l'évaluation de la sévérité de la blessure. Pour ce qui est de la stabilité clinique, l'étude numérique sur l'endommagement de la moelle a montré que les ligaments capsulaires étaient la structure la plus importante pour protéger la moelle épinière lors de la flexion et ce même sans subluxation ou dislocation du segment lésé. Donc, l'état des ligaments capsulaires devrait être évalué lors de l'évaluation clinique du patient si de l'instabilité est soupçonnée. Similairement, l'étude de l'amplitude de mouvement post-trauma en flexion sur les sujets cadavériques a montré que la fracture des facettes articulaires entraînait une grande augmentation de mobilité. Cette vérification peut être faite directement avec l'imagerie par résonance magnétique ou indirectement sur les images par tomодensitométrie en analysant la distance et l'angle entre les facettes articulaires. La deuxième structure la plus importante selon cette étude était le disque. Il serait donc pertinent d'évaluer également l'état du disque intervertébral. D'ailleurs, l'étude numérique sur la contribution du disque et des ligaments postérieurs sur l'instabilité, a montré qu'une rupture du disque au segment C2-C3 pouvait entraîner une subluxation du segment lésé à seulement 51 degrés de flexion post-traumatique.

Dans le cas des sujets âgés avec ostéophytes, la campagne expérimentale sur sujets cadavériques a montré que la présence d'ostéophytes antérieurs semblait protéger les sujets contre une flexion du rachis cervical et contre des blessures au rachis cervical supérieur. Les ostéophytes auraient donc potentiellement un rôle de stabilisation du rachis. Dans le cas où des patients subiraient la fracture d'un ostéophyte, il serait important de prescrire l'immobilisation du cou et de fournir un suivi clinique jusqu'à la fusion de la fracture. Cependant, les résultats ont aussi montré l'apparition de fracture aux niveaux adjacents aux ponts ostéophytiques ce qui suggère que la présence d'ostéophytes peut engendrer des concentrations de contraintes à d'autres endroits du rachis. Les ostéophytes antérieurs pourraient donc augmenter le risque lésionnel dans certains cas. Ces ostéophytes peuvent d'ailleurs apparaître dès la cinquantaine chez des individus toujours actifs. Il faudrait donc avertir les patients souffrant d'ostéophytes au niveau cervical des risques encourus et leur recommander le port d'un casque ou d'un dispositif de protection cervical dans certaines activités comme le vélo ou le ski.

Pour ce qui est des blessures médullaires, les résultats de l'étude par éléments finis suggèrent que, dans le cas de la flexion après une blessure en flexion-distraction, la moelle est simultanément soumise à une compression de la substance blanche pouvant bloquer la vascularisation de la moelle épinière et à une tension en postérieur entraînant potentiellement l'endommagement des axones. Ces informations sont pertinentes pour identifier la cause des troubles neurologiques et travailler sur le développement de traitements médicaux.

Les résultats de cette thèse démontrent que l'impact à l'arrière de la tête peut effectivement mener à des blessures en flexion-distraction du rachis cervical et plus fréquemment au niveau C6-C7, mais il n'y a pas eu de subluxation ou de dislocation pour les vitesses et les conditions testées. La flexion et la compression ne sont donc potentiellement pas suffisantes pour engendrer des dislocations. Aussi, les vidéos des impacts ont montré que l'impact à l'arrière de la tête génère une translation antérieure de la tête suivie de la flexion du cou. Cette translation génère des forces de cisaillement au cou et engendre potentiellement le flambage du rachis. Donc, les dispositifs de protection ne doivent pas se contenter de réduire la

compression et la flexion du cou, mais doivent aussi limiter les forces de distraction et de cisaillement.

Plusieurs recommandations pour des études futures peuvent être apportées. La campagne expérimentale sur sujets anatomiques a permis de générer des blessures en flexion-distraction, mais pas de dislocation, alors que c'est une situation lésionnelle fréquente et dangereuse. Le banc d'essai développé permettra de tester dans le futur d'autres conditions d'impact afin d'acquérir plus de données cinématiques sur le comportement du rachis lors d'un impact dynamique à la tête. D'abord, dans l'objectif d'étudier le mécanisme de dislocation, une force de rotation axiale pourra être appliquée sur le cou de sujets anatomiques en équipant l'impacteur d'un embout avec une rampe. L'impact latéral qui est pertinent lors des accidents de moto et de vélo pourra également être analysé. Afin de continuer d'étudier le mécanisme lésionnel et d'œuvrer au développement d'un seuil de tolérance pour le rachis cervical, il serait également essentiel d'effectuer des essais sur segments vertébraux afin de déterminer des seuils de déplacement à la rupture en cisaillement antéro-postérieur qui sont présentement absents dans la littérature. Le modèle par éléments finis pourra être exploité sous d'autres chargements pertinents par rapport aux blessures en flexion-distraction tel que la rotation axiale, la distraction et le cisaillement antéro-postérieur afin de continuer l'exposition des mécanismes lésionnels locaux et des patrons de blessures obtenus. Les données cinématiques issues de la campagne expérimentale pourront également être appliquées sur le modèle numérique afin de reproduire cette situation et valider le comportement du modèle.

Afin d'approfondir la compréhension de l'effet biomécanique des ostéophytes lors du trauma, une étude numérique pourrait être mise en place analysant l'effet du nombre, de la grandeur et de la position des ostéophytes sur le comportement lésionnel et la tolérance à la blessure. Des études sur sujets volontaires pourraient également être mises en place pour déterminer, selon l'âge des sujets, la présence et l'emplacement d'ostéophytes au rachis cervical. Cela pourrait être accompagné d'une étude de la mobilité cervicale afin de quantifier le lien entre les ostéophytes et la mobilité du cou. Pour quantifier l'effet des ostéophytes sur la stabilité spinale, une campagne expérimentale pourrait être développée sur des segments de rachis cervical

extraits de sujets anatomiques avec des dégénérescence osseuses. La mobilité de ces rachis pourrait être testée sur machine hydraulique sous divers chargements physiologiques avant et après une rupture artificielle de ponts ostéophytiques.

Par rapport à l'instabilité spinale, l'absence de seuil de mobilité nuit présentement au développement et à l'évaluation des dispositifs d'immobilisation. Il serait pertinent de développer une étude numérique utilisant le modèle par éléments finis avec la moelle épinière et incorporant une modélisation de collet cervical afin de déterminer si le port du collet permet après une blessure de diminuer la mobilité permise, mais surtout les niveaux de contraintes et de déformations dans la moelle épinière. La différence relative de contrainte et de déformation dans la moelle avec et sans collet cervical permettrait d'évaluer l'efficacité des différents concepts de collets. L'étude qui a été faite dans cette thèse sur l'instabilité pourrait aussi être approfondie en évaluant l'effet de ces blessures sur d'autres axes de mobilité (la rotation axiale ou la flexion latérale) ou l'effet de différents types de blessures par exemple comme la rupture unilatérale de la capsule ligamentaire. Il sera aussi important de raffiner la modélisation du phénomène de blessure secondaire en intégrant par exemple les endommagements causés par la blessure initiale sous forme de précontrainte dans la moelle et en modélisation le flux sanguin dans la moelle ainsi que la poroélasticité de la moelle épinière puisque le maintien d'une compression sur la moelle est un phénomène clé dans le développement de la blessure secondaire. Il serait également bénéfique d'obtenir des images par résonance magnétique de patients portant un collet cervical afin de mesurer en 3D la position du rachis cervical et de la moelle dans cette situation.

De plus, cette thèse a permis de souligner certaines améliorations à apporter au modèle par éléments finis du rachis cervical et de la moelle épinière. Premièrement, les lois des matériaux utilisées dans le modèle présentement sont insuffisantes pour décrire avec détails le comportement mécanique du disque intervertébral. En effet, la loi utilisée, soit une loi hyperélastique de Moonley-Rivlin de deuxième ordre, n'est pas viscoélastique et ne parvient pas à bien représenter la rigidification de l'unité fonctionnelle pour des rotations importantes en flexion et extension. On pourrait considérer une modélisation biphasique (liquide et solide)

pour le noyau pulpeux puisque ce type de modélisation a montré une bonne rigidification du disque sous chargement dynamique due à la pressurisation du noyau en flexion et extension (Komeili, Rasoulilian, Moghaddam, & El-Rich, 2021). Il serait également pertinent d'utiliser une loi de comportement des matériaux permettant la modélisation de la viscoélasticité. D'ailleurs, notre connaissance des propriétés du disque intervertébral cervical humain est présentement limitée et les données utilisées viennent d'études faites sur les animaux ou sur le segment lombaire. Il serait pertinent de procéder à des essais mécaniques sur des échantillons de disque afin de déterminer des lois de comportements et des valeurs à la rupture en tension et compression. Ces données permettraient de raffiner les modèles par éléments finis et de rapprocher leur comportement de la réalité. Ensuite, le comportement traumatique du modèle du rachis cervical n'a pas été testé avec des lois de rupture pour l'os. Il serait pertinent de vérifier son comportement en reproduisant des cas de chargements typiques produisant des fractures osseuses ou alors en reproduisant les essais effectués lors de la campagne d'essais sur sujets anatomiques. Ces tests permettraient d'améliorer la validation du modèle par éléments finis.

Finalement, par rapport à modélisation de la moelle épinière, certaines améliorations peuvent être proposées : raffiner les lois des matériaux de la substance blanche et de la substance grise pour inclure un comportement en compression différent de la tension, modéliser les axones de la substance blanche afin de représenter l'anisotropie de la moelle, utiliser des lois linéaires non-élastiques pour les autres structures du système nerveux central (pie-mère, dure-mère et ligaments denticulés) et finalement inclure les racines nerveuses dans le modèle. La reproduction de cas réels de blessures à partir d'images médicales de patient ou d'expérimentation sur des animaux permettrait de continuer le développement d'un seuil lésionnel pour la moelle épinière puisque la présence ou l'absence de troubles neurologiques peut alors être connue ce qui n'est pas le cas lors d'une étude uniquement numérique. Finalement, d'autres métriques que celles utilisées pour cette étude pourraient être investiguées dans l'objectif de définir un critère lésionnel pour la moelle épinière tel que la déformation volumétrique, la pression interne, l'énergie transmise à la moelle, le taux de déformation ou le pourcentage de substance de la moelle ayant dépassé un certain seuil de déformation.



## CONCLUSION

Ce travail de doctorat a utilisé différentes stratégies expérimentales et numériques afin d'analyser le mécanisme lésionnel global et local et son influence sur l'instabilité et l'endommagement mécanique de la moelle épinière lors de blessures en flexion-distraction au rachis cervical. Ce type de blessure avait été jusqu'ici peu étudié d'un point de vue biomécanique malgré la fréquence et la sévérité de cette blessure.

Pour ce qui est du mécanisme lésionnel global, les résultats de la campagne expérimentale sur sujets anatomiques ont démontré que le chargement en flexion et compression de la tête entraîne, tel que supposé, des blessures en flexion-distraction (type B1 et B2 selon la classification AO). Le niveau C6-C7 était le plus souvent touché. Pour des vitesses d'impact de 3,5 à 5,5 m/s à l'arrière de la tête, tous les sujets (n = 6) ont subi une blessure au niveau du rachis cervical. De plus, les résultats ont démontré que la présence d'ostéophytes antérieurs affectait le type de blessures produit et son emplacement. Les ostéophytes antérieurs auraient potentiellement un rôle de stabilisation du rachis en flexion, mais entraîneraient aussi des concentrations de contraintes aux niveaux adjacents supérieurs ou inférieurs. Ces informations sont pertinentes puisque les ostéophytes au rachis cervical sont communs, mais il n'existe que peu d'études sur leur influence biomécanique.

Pour le mécanisme lésionnel local, des données de cinématiques intervertébrales ont pu être recueillies lors des essais d'impact à l'arrière de la tête. Plus d'essais sont cependant nécessaires pour relier ces déplacements à des risques lésionnels. L'étude numérique de l'influence du chargement en flexion pure ou flexion-compression combinée sur une unité fonctionnelle a permis de constater que la flexion ou la flexion-compression d'une unité fonctionnelle ne suffit pas à générer une subluxation ou une dislocation des facettes articulaires. Les ligaments capsulaires et le ligament longitudinal postérieur étaient les plus résistants à ces chargements et le disque intervertébral était surtout sensible au chargement en compression. L'ordre de rupture des ligaments et les patrons de blessures obtenues étaient, tel que supposé, différents entre les deux types de chargement. Cette étude a également démontré

l'importance de la modélisation de la rupture du disque qui est fréquemment négligée lors des études numériques traumatiques.

Pour le volet de la thèse portant sur l'instabilité spinale, une première étude expérimentale a été faite dans le cadre de la campagne expérimentale sur sujets cadavériques afin de mesurer l'instabilité potentielle en flexion-extension après l'impact dynamique à la tête. Une deuxième partie numérique a évalué la contribution des ligaments postérieurs et du disque intervertébral lors de la flexion post-traumatique. C'était la première fois qu'une étude expérimentale d'instabilité était effectuée après une reproduction d'accidents sur sujets anatomiques. Les résultats de l'étude expérimentale suggèrent que la rotation globale de la tête en flexion-extension était plus grande pour les blessures disco-ligamentaires par rapport aux fractures osseuses. Aussi, les plus grandes augmentations de flexion-extension intervertébrale correspondaient à des fractures des facettes articulaires ce qui souligne l'instabilité de cette situation. Finalement, les sujets avec des ostéophytes antérieurs avaient une mobilité pré-impact moindre par rapport aux autres sujets ce qui suggèrent que les ostéophytes apportent une certaine stabilité en flexion. Ensuite, l'étude numérique a permis de constater que les blessures disco-ligamentaires postérieures sans atteinte des ligaments capsulaires entraînaient une augmentation importante de la mobilité post-traumatique en flexion. Les ligaments postérieurs étaient plus importants que le disque pour la stabilité en flexion aux niveaux intervertébraux plus caudaux (C4-C5 et C6-C7), alors que le disque était la structure la plus importante au niveau plus crânial (C2-C3).

Le mécanisme de blessure médullaire lors de la flexion-extension post-traumatique après des blessures disco-ligamentaires de type flexion-distraktion a été étudié ensuite dans le cadre d'une étude numérique. Cette étude a montré que les blessures disco-ligamentaires postérieures sans atteinte des ligaments capsulaires augmentaient la mobilité du rachis, mais n'affectaient que modérément les contraintes et les déformations dans la moelle épinière ainsi que la compression de la moelle lors d'une flexion ou d'une extension. De plus, l'extension était peu affectée par ces blessures. Les ligaments capsulaires et ensuite le disque intervertébral étaient les structures les plus importantes pour maintenir l'intégrité de la moelle épinière lors de la

flexion. Le mécanisme lésionnel principal identifié par les patrons de déformations principales dans la moelle lors de la flexion a été défini comme une compression de la partie antérieure de la substance blanche au niveau vertébral lésé combiné avec une tension de la partie postérieure de la moelle. Cette étude numérique est la première effectuée sur l'endommagement post-traumatique de la moelle épinière.

En bref, divers outils expérimentaux et numériques ont été développés dans le cadre de cette thèse et pourront être utilisés afin d'améliorer notre connaissance des mécanismes lésionnels du rachis et de la blessure médullaire. Ce projet a été mené dans le cadre du laboratoire international iLabSpine (imagerie et biomécanique du rachis) et de nombreux projets y sont reliés et sont d'ailleurs déjà en cours. Ce projet de doctorat a mené à l'amélioration du modèle par éléments finis du rachis cervical et de la moelle SM2S pour diverses conditions. Récemment, une méthode de personnalisation géométrique par krigeage adaptée au modèle SM2S a été développée et pourra être utilisée pour effectuer la reproduction numérique des essais expérimentaux effectués lors de cette thèse ou alors la modélisation de rachis pathologique tel que proposé dans la discussion générale. Un autre projet a mené au développement d'une technique de création de modèle simplifié par des ressorts. Cette technique permettra d'accélérer le processus de simulation et de mettre en place des études numériques portant sur les mécanismes lésionnels du rachis cervical. Le banc d'essai et le protocole expérimental développé dans le cadre de cette thèse servira à l'étude du comportement traumatique du rachis lors d'impacts de différentes orientations à la tête. Un des objectifs futurs est d'exploiter ce banc pour améliorer notre compréhension de la tolérance lésionnelle du cou et pour tester l'efficacité de différents concepts de protecteurs cervicaux. Le développement du modèle par éléments finis et la reproduction numérique d'accidents réels de patient sera également poursuivi (projet doctoral de Lucien Diotalevi). Des études expérimentales visant à caractériser avec plus de précision les propriétés mécaniques des méninges (projet doctoral de Patrice Sudres) et de la moelle épinière (projet post-doctoral de Nicolas Bailly et projet de maîtrise de Atefeh Masoumipour) ainsi que la morphologie du canal médullaire lésé (projet doctoral de Audrey Berriot) sont aussi en cours au sein du laboratoire.

Finale­ment, cette thèse a mené à la rédaction de trois articles scientifiques : *Cervical spine injury response to direct rear-head dynamic impact* soumis chez *Clinical Biomechanics*, *Contribution of injured posterior ligamentous complex and intervertebral disc on post-traumatic instability at the cervical spine*, publié en 2020 chez *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* et *Numerical investigation of spinal cord injury after flexion-distraction injuries at the cervical spine* soumis chez *Journal of Biomechanical Engineering*. Un article de conférence, *Comparison of two intervertebral disc failure models in a numerical C4-C5 trauma model*, a également été publié en 2019 chez *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Dans le cadre de ce projet de doctorat, quatre présentations ont eu lieu à des conférences internationales : le SICOT Orthopaedic World Congress de 2018, à Montréal au Canada, la conférence de l’American Spinal Injury Association de 2018, à Rochester aux États-Unis, le symposium international du *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* en 2019, à New York aux États-Unis, et la conférence du SIMBIO-M en 2020 à Turin en Italie. Le projet de doctorat a également obtenu une bourse de recherche de la fondation J.A. DeSève et une bourse de recherche des fonds de recherche Nature et technologie du Québec.

## ANNEXE I

### SYNTHÈSE DE MODÈLES PAR ÉLÉMENTS FINIS DU RACHIS CERVICAL

Tableau-A-I-1 Synthèse de modèles par éléments finis du rachis cervical

Article	Zhang et al. (2005)	Greaves, Gadala et Oxland (2008)	Kallemeyn et al. (2010)	Cronin (2014)	Khuyagbaatar et al. (2016)
Modèle	C0-C7	C4-C6 avec moelle	C2-C7	Crâne – C7 avec muscles	C2-T1 avec moelle épinière
Propriétés mécaniques	<p>DIV : anneau fibreux et noyau avec propriétés linéaires élastiques Ligaments : loi non linéaire, résistance en tension seulement Vertèbres : divisées en os spongieux et cortical de propriétés linéaires élastiques</p>	<p>DIV : modélisé en une seule composante de propriété linéaire élastique Ligaments : propriétés linéaires élastiques Vertèbres : loi linéaire élastique Moelle épinière : loi linéaire élastique</p>	<p>DIV : anneau fibreux divisé en trois sections et propriétés linéaires élastiques, noyau pulpeux incompressible Ligaments : loi non linéaire hypo-élastique, résistance en tension seulement Vertèbres : divisées en os spongieux et cortical de propriétés linéaires élastiques</p>	<p>DIV : anneau fibreux modélisé en éléments coque avec fibres, substance avec propriété visco-élastique et noyau pulpeux modélisé comme un fluide visqueux Ligaments : modélisés par plusieurs éléments axiaux avec lois non-linéaires Vertèbres et crâne : traités come des corps rigides Muscles : passifs et</p>	<p>DIV : anneau fibreux et noyau avec propriétés linéaires élastiques avec fibres de collagène Ligaments : modélises par des éléments linéaires 3D avec comportement linéaire élastique et résistance en tension seulement Vertèbres : Divisées en cinq sections avec propriétés linéaires élastiques</p>

				actifs modélisés par des éléments de type Hill	
Vérification / validation du modèle	L'amplitude de mouvement du modèle a été comparé aux données expérimentales de Panjabi et al. (1998 ; 2001) soit des mouvements de flexion-extension, rotation axiale et inflexion latérale	Le comportement en contusion de la moelle épinière a été ajusté par rapport à des tests de chargement sur des animaux	Expérience <i>in vitro</i> maison sur spécimen cadavérique (segment C2-C7), Mouvement en flexion-extension, inflexion latérale et rotation axiale en appliquant un moment de 1 Nm. Amplitude de mouvement étudié pour tout l'échantillon puis sur les segments C2-C3, C4-C5, C6-C7 et puis avec le retrait progressif des ligaments inter-épineux, du ligament jaune et des	Évaluation de la mobilité en flexion-extension, rotation axiale et inflexion latérale par rapport aux données expérimentales de Goel et al. (1988) et Panjabi et al. (2001) et en flexion et extension par rapport à Nightingale et al. (2007) et Wheeldon et al. (2006) Chargement en compression, tension et cisaillement pour comparer l'amplitude de	Comportement de la moelle en contusion comparé avec des résultats expérimentaux <i>ex vivo</i>

			ligaments capsulaires sur chaque unité fonctionnelle	mouvement du modèle aux résultats de Panjabi et al. (1986) Validation de la cinématique de la tête et de la déformation des tissus pour des impacts frontaux et arrières	
<b>Avantages / inconvénients</b>	+ Modèle vérifié dans les trois plans anatomiques <b>X</b> Ligaments modélisés par des ressorts 1D	+ Moelle épinière présente <b>X</b> Ligaments modélisés par des ressorts 1D <b>X</b> Maillage peu raffiné <b>X</b> Pas de distinction entre la substance blanche et la substance grise <b>X</b> Propriétés linéaires élastiques	+ Modélisation intégrale en hexaèdres + Personnalisation du modèle + Modèle testé dans les trois plans anatomiques <b>X</b> Ligaments modélisés par des ressorts 1D <b>X</b> Calibration / validation réalisée sur un seul sujet	+ Validation sous plusieurs conditions + Présence du crâne et des muscles <b>X</b> Ligaments modélisés par des ressorts 1D	+ Moelle épinière présente + Modélisation détaillées des vertèbres <b>X</b> Modèle moelle validé en contusion seulement <b>X</b> Ligaments modélisés par des ressorts 1D





## ANNEXE II

### VALIDATION GÉOMÉTRIQUE DU MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DU RACHIS CERVICAL SM2S

La validation géométrique du modèle SM2S C2-T1 s'est effectuée en début de ce projet et a porté sur : la hauteur des disques, la hauteur des vertèbres, la largeur des vertèbres et l'angle entre les unités fonctionnelles et la lordose cervicale. La description des sujets, des conditions de mesure et du type d'imagerie pour les études comparatives sont décrites dans le Tableau-A-II-1. Dans cette annexe, les barres noires des graphiques représentent un écart-type.

Pour la hauteur du disque, la hauteur du disque dans le plan sagittal a été mesurée en antérieur et en postérieur. Le ratio de la hauteur du disque a aussi été calculé, soit la hauteur du disque antérieure divisée par la moyenne des hauteurs postérieures et antérieures de la vertèbre caudale. L'indice de hauteur relative a aussi été mesurée, soit le ratio de la somme des hauteurs antérieures et postérieures sur la somme des hauteurs antérieures et postérieures de la vertèbre caudale.

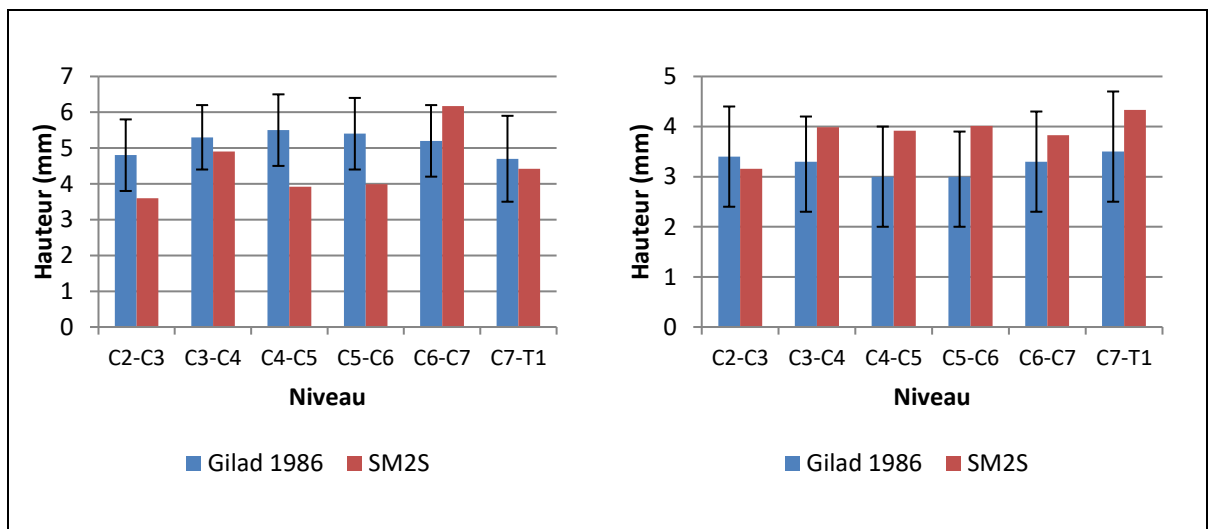


Figure-A-II-1 Hauteur du disque à chaque unité fonctionnelle, gauche : hauteur antérieure, droite : hauteur postérieure

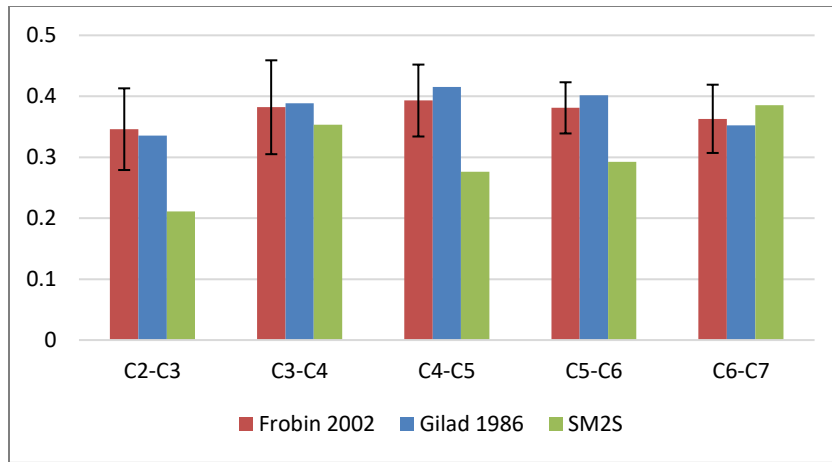


Figure-A-II-2 Ratio de la hauteur du disque

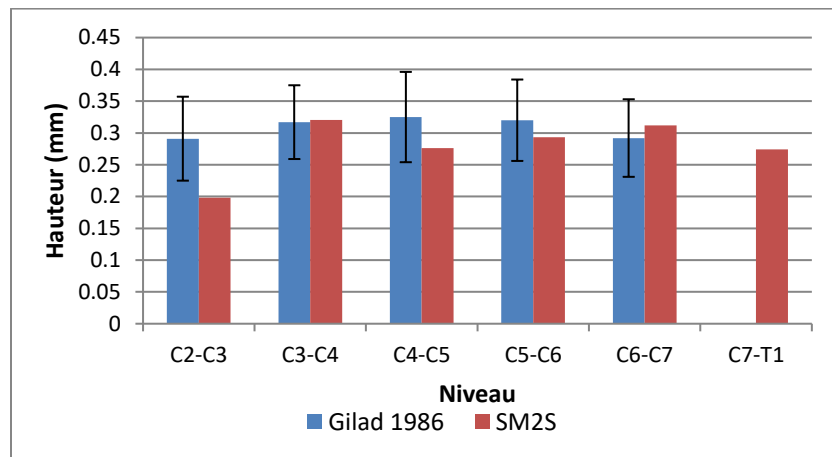


Figure-A-II-3 Indice de hauteur relative

Pour les vertèbres, la hauteur antérieure et la hauteur postérieure ont été mesurées dans le plan sagittal. Le ratio de hauteur vertébrale a été calculée en prenant le ratio de la hauteur antérieure de la vertèbre divisée par la moyenne de la hauteur antérieure et de la hauteur postérieure de la vertèbre caudale. La largeur maximale des vertèbres dans le plan sagittal a été mesurée au plateau supérieur et au plateau inférieur.

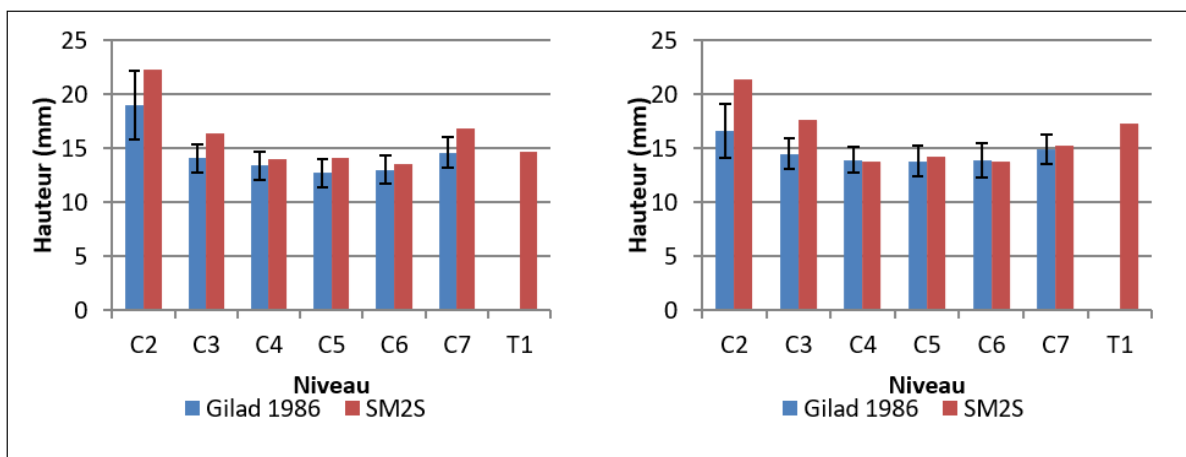


Figure-A-II-4 Hauteur des vertèbres, gauche : hauteur antérieure, droite : hauteur postérieure

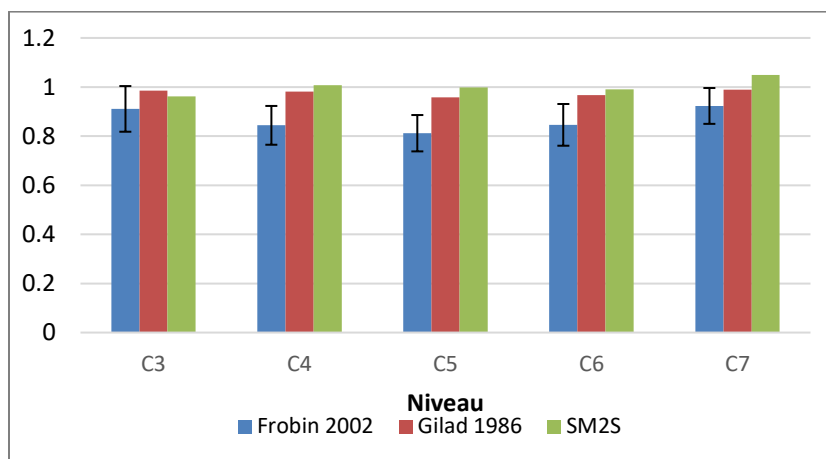


Figure-A-II-5 Ratio de la hauteur vertébrale

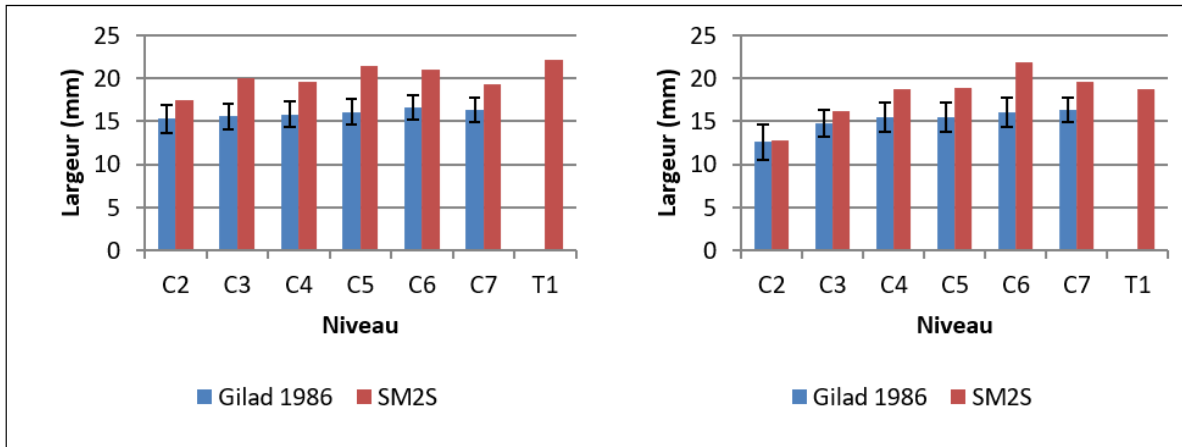


Figure-A-II-1 Largeur des vertèbres, gauche : plateau inférieur, droit : plateau supérieur.

Finalement, l'angle de Cobb à chaque unité vertébrale et à C2- C7 a été mesuré sur le modèle numérique et comparé à des valeurs de la littérature (Figure-A II-2 et Figure-A-II-3).

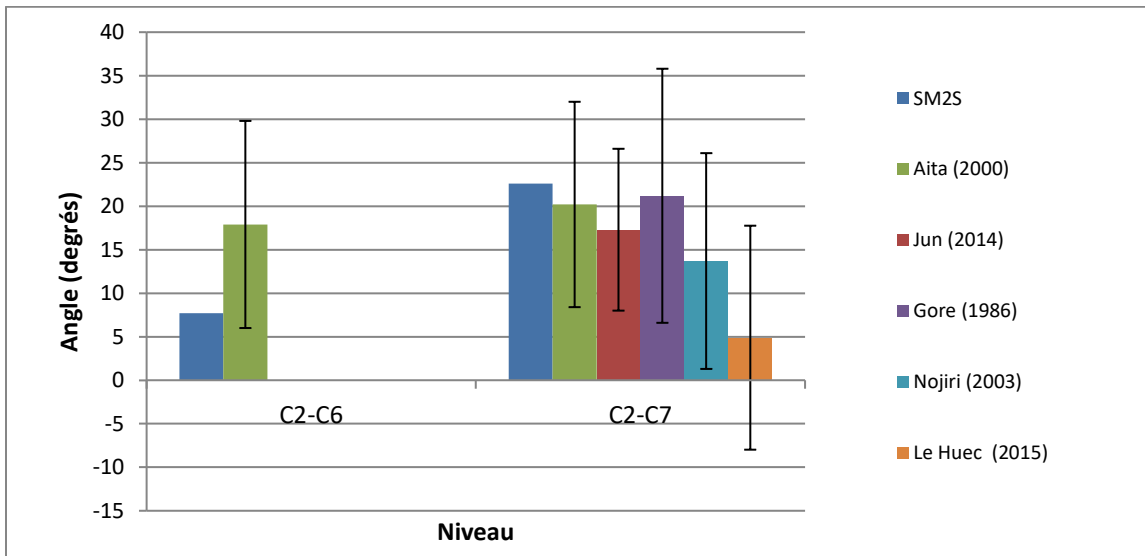


Figure-A II-2 Angles C2-C6 et C2-C7 en position neutre

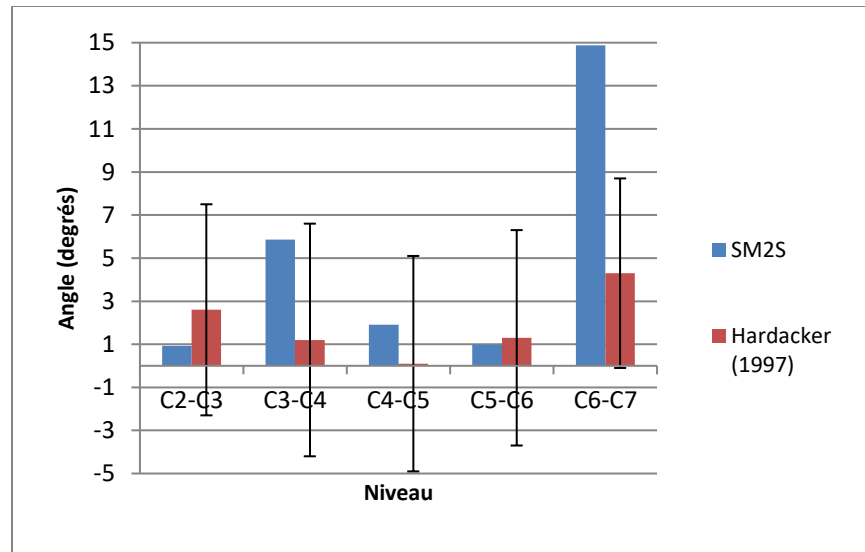


Figure-A-II-3 Angles intervertébraux

En conclusion, les disques de SM2S (en particulier C2-C3) possèdent une hauteur antérieure faible en comparaison aux données expérimentales. De plus, lorsque l'on regarde la hauteur relative de la hauteur antérieure du disque par rapport à la hauteur des vertèbres, le rapport est généralement inférieur aux valeurs tirées de Frobin et al. (2002). Cependant, l'indice de hauteur relative concorde avec les données expérimentales de Gilad et Nissan (1986). Cet affaissement du disque en antérieur pourrait être expliquée par le fait que le modèle de SM2S est en position couchée, tandis que les radiographies de Frobin et al. (2002) et Gilad et Nissan (1986) ont été prises en position debout. Pour ce qui est des dimensions des vertèbres, la hauteur des vertèbres semble correspondre aux valeurs expérimentales. Cependant, la largeur des vertèbres est plus élevée par rapport aux données de Gilad et Nissan (1986). Néanmoins, les dimensions du modèle SM2S se tiennent systématique à l'intérieur de deux écart-types pour toutes les dimensions mentionnées. En utilisant les plateaux inférieurs pour effectuer la mesure, l'angle entre C2 et C7 est de 22,6 degrés. Généralement, l'angle intervertébral du rachis cervical de SM2S se tenait dans un écart-type des études expérimentales ce qui semble acceptable compte tenu de la grande variabilité inter-individuelle. Seul l'angle C6-C7 est à l'extérieur d'un écart-type.

Bref, les dimensions des disques et des vertèbres du modèle par éléments finis du segment cervical ainsi que sa lordose sont appropriées pour représenter un modèle non pathologique et adulte du rachis cervical humain en position neutre, soit debout.

Tableau-A-II-1 Description des références tirées de la littérature

	<b>Population</b>	<b>Méthode d'imagerie</b>
Frobin et al. (2002)	N = 135, 100 femmes et 35 hommes, âge moyen de 32,4 ans,	Radiographie latérale en position debout
Gilad et Nissan (1986)	N = 147, hommes, âge moyen : 26,8 ans	Radiographie latérale en position debout
Jun et al. (2014)	N = 50 adultes, 30 femmes et 20 hommes, sans pathologies, âge moyen : 47,84 ans,	Radiographie en position debout et IRM en position couchée (mesure selon la méthode de Cobb)
Aita et al. (2000)	N = 26, 21 hommes et 5 femmes, âge moyen 57, patients pathologiques : données avant laminoplastie (seule chirurgie nécessaire) cervicale	Radiographie latérale (mesure avec les surfaces postérieures des vertèbres)
Gore et al. (1986)	N = 200, 100 hommes et 100 femmes, âge moyen 42,5, sujets sains	Radiographie latérale, position neutre (assis ou debout)
Nojiri et al. (2003)	N= 264, 103 hommes et 103 femmes, âge moyen 50 ans, sujets sains	Radiographie latérale, position neutre (assis ou debout)
Le Huec et al. (2015)	N = 106, 55,66% d'hommes, âge moyen 38,03 ans, sujets asymptomatiques	Position debout, radiographie x-ray-EOS, (mesure avec la méthode de Cobb)
Hardacker et al. (1997)	N = 100, 50 hommes et 50 femmes, âge moyen 38 ans, patients asymptomatiques (niveau cervical) avec et sans douleur dans la région lombaire	Radiographies en position debout (mesure entre les plateaux vertébraux inférieurs)

## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aebi, M. (2010). Classification of thoracolumbar fractures and dislocations. *European spine journal*, 19(1), 2-7.
- Ahuja, C. S., Wilson, J. R., Nori, S., Kotter, M. R., Druschel, C., Curt, A., & Fehlings, M. G. (2017). Traumatic spinal cord injury. *Nature reviews Disease primers*, 3(1), 1-21.
- Aita, I., Wadano, Y., & Yabuki, T. (2000). Curvature and range of motion of the cervical spine after laminoplasty. *JBJS*, 82(12), 1743.
- Allen, J. B., Ferguson, R., Lehmann, T. R., & O'Brien, R. (1982). A mechanistic classification of closed, indirect fractures and dislocations of the lower cervical spine. *Spine*, 7(1), 1-27.
- Al-Rawahi, M., Luo, J., Pollintine, P., Dolan, P., & Adams, M. A. (2011). Mechanical function of vertebral body osteophytes, as revealed by experiments on cadaveric spines. *Spine*, 36(10), 770-777.
- Amevo, B., Worth, D., & Bogduk, N. (1991). Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: a study in normal volunteers. *Clinical Biomechanics*, 6(2), 111-117.
- Anderson, S. A., & Loeser, R. F. (2010). Why is osteoarthritis an age-related disease? *Osteoarthritis*, 24(1), 15-26. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2009.08.006>
- Anderson, T. E. (1982). A controlled pneumatic technique for experimental spinal cord contusion. *Journal of Neuroscience Methods*, 6(4), 327-333.
- Anderst, W. J., Donaldson III, W. F., Lee, J. Y., & Kang, J. D. (2015). Cervical motion segment contributions to head motion during flexion\extension, lateral bending, and axial rotation. *The Spine Journal*, 15(12), 2538-2543.
- Araújo, A., Peixinho, N., Pinho, A., & Claro, J. C. P. (2015). On the experimental intradiscal pressure measurement techniques: a review. Dans *New Trends in Mechanism and Machine Science* (pp. 243-250). (S.l.) : Springer.
- Atesok, K., Tanaka, N., O'Brien, A., Robinson, Y., Pang, D., Deinlein, D., ... Theiss, S. (2018). Posttraumatic spinal cord injury without radiographic abnormality. *Advances in orthopedics*, 2018.

- Azarnoosh, M., Stoffel, M., & Markert, B. (2018). A study of the damage behaviour of porcine intervertebral discs in a bioreactor environment. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 77, 727-733.
- Bailes, J. E., Petschauer, M., Guskiewicz, K. M., & Marano, G. (2007). Management of cervical spine injuries in athletes. *Journal of athletic training*, 42(1), 126-134.
- Bailly, N., Diotalevi, L., Beauséjour, M.-H., Wagnac, É., Mac-Thiong, J.-M., & Petit, Y. (2020). Numerical investigation of the relative effect of disc bulging and ligamentum flavum hypertrophy on the mechanism of central cord syndrome. *Clinical Biomechanics*, 74, 58-65.
- Bailly, N., Llari, M., Donnadieu, T., Masson, C., & Arnoux, P.-J. (2018). Numerical Reconstruction of Traumatic Brain Injury in Skiing and Snowboarding. *Medicine and science in sports and exercise*, 50(11), 2322-2329.
- Bain, A. C., & Meaney, D. F. (2000). Tissue-level thresholds for axonal damage in an experimental model of central nervous system white matter injury. *J. Biomech. Eng.*, 122(6), 615-622.
- Barker, J. B., Cronin, D. S., & Chandrashekar, N. (2014). High rotation rate behavior of cervical spine segments in flexion and extension. *Journal of biomechanical engineering*, 136(12).
- Barker, J. B., Cronin, D. S., & Nightingale, R. W. (2017). Lower cervical spine motion segment computational model validation: kinematic and kinetic response for quasi-static and dynamic loading. *Journal of biomechanical engineering*, 139(6).
- Barrey, C., Rousseau, M., Persohn, S., Campana, S., Perrin, G., & Skalli, W. (2015). Relevance of using a compressive preload in the cervical spine: an experimental and numerical simulating investigation. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 25(1), 155-165.
- Barrey, C. Y., di Bartolomeo, A., Barresi, L., Bronsard, N., Allia, J., Blondel, B., ... Charles, Y. P. (2021). C1-C2 Injury: Factors influencing mortality, outcome, and fracture healing. *European Spine Journal*. <https://doi.org/10.1007/s00586-021-06763-x>
- Bauze, R., & Ardran, G. (1978). Experimental production of forward dislocation in the human cervical spine. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 60-B(2), 239-245. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.60B2.659473>
- Beauséjour, M.-H., Petit, Y., Hagen, J., Arnoux, P.-J., Thiong, J.-M. M., & Wagnac, E. (2020). Contribution of injured posterior ligamentous complex and intervertebral disc on post-traumatic instability at the cervical spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-12.



- Behr, M., Arnoux, P.-J., Serre, T., Bidal, S., Kang, H., Thollon, L., ... Brunet, C. (2003). A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with radioss. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, 6(4), 263-273.
- Bhatnagar, T., Liu, J., Yung, A., Cripton, P. A., Kozlowski, P., & Oxland, T. (2016). In Vivo Measurement of Cervical Spinal Cord Deformation During Traumatic Spinal Cord Injury in a Rodent Model. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(4), 1285-1298. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1412-6>
- Bilston, L. E., Meaney, D., & Thibault, L. (1993). The development of a physical model to measure strain in a surrogate spinal cord during hyperflexion and hyperextension (pp. 8-10). Communication présentée au International Research Council on the Biomechanics of Impacts-Annual Meeting. Eindhoven, The Netherlands.
- Bilston, L. E., & Thibault, L. E. (1995). The mechanical properties of the human cervical spinal cord In Vitro. *Annals of biomedical engineering*, 24(1), 67-74.
- Blauth, M., Mair, G., Schmid, R., Reinhold, M., & Rieger, M. (2007). Classification of injuries of the subaxial cervical spine. *AO Spine Manual: clinical applications*, 2, 21-38.
- Bogduk, N., Amevo, B., & Percy, M. (1995). A Biological Basis for Instantaneous Centres of Rotation of the Vertebral Column. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 209(3), 177-183. [https://doi.org/10.1243/PIME\\_PROC\\_1995\\_209\\_341\\_02](https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1995_209_341_02)
- Boisclair, D., Mac-Thiong, J.-M., Parent, S., & Petit, Y. (2011). Effect of spinal level and loading conditions on the production of vertebral burst fractures in a porcine model. *Journal of biomechanical engineering*, 133(9).
- Boisclair, D., Mac-Thiong, J.-M., Parent, S., & Petit, Y. (2013). Compressive Loading of the Spine May Affect the Spinal Canal Encroachment of Burst Fractures. *Clinical Spine Surgery*, 26(6). Repéré à [https://journals.lww.com/jspinaldisorders/Fulltext/2013/08000/Compressive>Loading\\_of\\_the\\_Spine\\_May\\_Affect\\_the.8.aspx](https://journals.lww.com/jspinaldisorders/Fulltext/2013/08000/Compressive>Loading_of_the_Spine_May_Affect_the.8.aspx)
- Boström, O., Svensson, M. Y., Aldman, B., Hansson, H.-A., Håland, Y., Lövsund, P., ... Örtengren, T. (1996). A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma (pp. 123-136). Communication présentée au Proceedings of The 1996 International Ircobi Conference On The Biomechanics Of Impact, September 11-13, Dublin, Ireland.
- Bourdet, N., Deck, C., Serre, T., Perrin, C., Llari, M., & Willinger, R. (2014). In-depth real-world bicycle accident reconstructions. *International journal of crashworthiness*, 19(3), 222-232.

- Braakman, M., & Braakman, R. (1987). Hyperflexion sprain of the cervical spine: follow-up of 45 cases. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 58(4), 388-393.
- Brown, T., Reitman, C. A., Nguyen, L., & Hipp, J. A. (2005). Intervertebral motion after incremental damage to the posterior structures of the cervical spine. *Spine*, 30(17), E503-E508.
- Bumberger, R., Acar, M., & Bouazza-Marouf, K. (2019). Importance of intervertebral displacement for whiplash investigations. *International journal of crashworthiness*.
- Cadotte, D., Cadotte, A., Cohen-Adad, J., Fleet, D., Livne, M., Wilson, J., ... Fehlings, M. (2015). Characterizing the location of spinal and vertebral levels in the human cervical spinal cord. *American Journal of Neuroradiology*, 36(4), 803-810.
- Canseco, J. A., Schroeder, G. D., Patel, P. D., Grasso, G., Chang, M., Kandziora, F., ... AO Spine Cervical Classification Validation Group. (2020). Regional and experiential differences in surgeon preference for the treatment of cervical facet injuries: a case study survey with the AO Spine Cervical Classification Validation Group. *European Spine Journal*. <https://doi.org/10.1007/s00586-020-06535-z>
- Caravaggi, P., Chen, L., Effiong, L., Hauser, S. W., Zorrilla, A., & Vives, M. J. (2017). Kinematics of the Cervical Spine Following Unilateral Facet Fracture: an In Vitro Cadaver Study. *The Spine Journal*, 17(10), S131.
- Carlson, G. D., Gorden, C. D., Oliff, H. S., Pillai, J. J., & LaManna, J. C. (2003). Sustained Spinal Cord Compression: Part I: Time-Dependent Effect on Long-Term Pathophysiology. *JBJS*, 85(1). Repéré à [https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/2003/01000/Sustained\\_Spinal\\_Cord\\_Compression\\_\\_Part\\_I.14.aspx](https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/2003/01000/Sustained_Spinal_Cord_Compression__Part_I.14.aspx)
- Carrino, J. A., Manton, G. L., Morrison, W. B., Vaccaro, A. R., Schweitzer, M. E., & Flanders, A. E. (2006). Posterior longitudinal ligament status in cervical spine bilateral facet dislocations. *Skeletal radiology*, 35(7), 510-514.
- Carter, J. W., Ku, G. S., Nuckley, D. J., & Ching, R. P. (2002). *Tolerance of the cervical spine to eccentric axial compression*. SAE Technical Paper.
- Casaroli, G., Villa, T., Bassani, T., Berger-Roscher, N., Wilke, H.-J., & Galbusera, F. (2017). Numerical prediction of the mechanical failure of the intervertebral disc under complex loading conditions. *Materials*, 10(1), 31.
- Cazzola, D., Holsgrove, T. P., Preatoni, E., Gill, H. S., & Trewartha, G. (2017). Cervical Spine Injuries: A Whole-Body Musculoskeletal Model for the Analysis of Spinal Loading. *PLOS ONE*, 12(1), e0169329. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169329>

- Ceylan, D., Tatarlı, N., Abdullaev, T., Şeker, A., Yıldız, S. D., Keleş, E., ... Çavdar, S. (2012). The denticulate ligament: anatomical properties, functional and clinical significance. *Acta neurochirurgica*, *154*(7), 1229-1234.
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., & Vanneuville, G. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of biomechanics*, *18*(3), 167-176.
- Chen, K., Liu, J., Assinck, P., Bhatnagar, T., Streijger, F., Zhu, Q., ... Oxland, T. R. (2015). Differential Histopathological and Behavioral Outcomes Eight Weeks after Rat Spinal Cord Injury by Contusion, Dislocation, and Distraction Mechanisms. *Journal of Neurotrauma*, *33*(18), 1667-1684. <https://doi.org/10.1089/neu.2015.4218>
- Choo, A. M., Liu, J., Dvorak, M., Tetzlaff, W., & Oxland, T. R. (2008). Secondary pathology following contusion, dislocation, and distraction spinal cord injuries. *Experimental Neurology*, *212*(2), 490-506. <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2008.04.038>
- Choo, A. M., Liu, J., Lam, C. K., Dvorak, M., Tetzlaff, W., & Oxland, T. R. (2007). Contusion, dislocation, and distraction: primary hemorrhage and membrane permeability in distinct mechanisms of spinal cord injury. *Journal of Neurosurgery: Spine SPI*, *6*(3). Repéré à <https://thejns.org/spine/view/journals/j-neurosurg-spine/6/3/article-p255.xml>
- Combest, J. J. (2018). Current status and future plans of the GHMBC. Repéré à [http://www.ghbmc.com/wp-content/uploads/2019/05/HMS18-18\\_Combest\\_Nissan-and-GHBMC.pdf](http://www.ghbmc.com/wp-content/uploads/2019/05/HMS18-18_Combest_Nissan-and-GHBMC.pdf)
- Cook, C., Hegedus, E., Showalter, C., & Sizer, P. S. (2006). Coupling Behavior of the Cervical Spine: A Systematic Review of the Literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *29*(7), 570-575. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2006.06.020>
- Cox, M. W., McCarthy, M., Lemmon, G., & Wenker, J. (2001). Cervical spine instability: clearance using dynamic fluoroscopy. *Current Surgery*, *58*(1), 96-100. [https://doi.org/10.1016/S0149-7944\(00\)00441-4](https://doi.org/10.1016/S0149-7944(00)00441-4)
- Crawford, N. R., Duggal, N., Chamberlain, R. H., Park, S. C., Sonntag, V. K., & Dickman, C. A. (2002). Unilateral cervical facet dislocation: injury mechanism and biomechanical consequences. *Spine*, *27*(17), 1858-1863.
- Cronin, D. S. (2014). Finite element modeling of potential cervical spine pain sources in neutral position low speed rear impact. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *33*, 55-66.

- Crowell, R. R., Shea, M., Edwards, W. T., Clothiaux, P. L., & Hayes, W. (1993). Cervical injuries under flexion and compression loading. *Journal of spinal disorders*, 6(2), 175-181.
- Czyż, M., Ścigala, K., Będziński, R., & Jarmundowicz, W. (2012). Finite element modelling of the cervical spinal cord injury-clinical assessment. *Acta Bioeng Biomech*, 14(4), 23-9.
- Deng, B., Melvin, J. W., & Rouhana, S. W. (1998). Head-neck kinematics in dynamic forward flexion. *SAE transactions*, 2821-2835.
- Denis, F. (1983). The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *spine*, 8(8), 817-831.
- Dennison, C. R., Macri, E. M., & Cripton, P. A. (2012). Mechanisms of cervical spine injury in rugby union: is it premature to abandon hyperflexion as the main mechanism underpinning injury?
- DeVries, N. A., Gandhi, A. A., Fredericks, D. C., Grosland, N. M., & Smucker, J. D. (2012). Biomechanical analysis of the intact and destabilized sheep cervical spine. *Spine*, 37(16), E957-E963.
- DeWit, J. A., & Cronin, D. S. (2012). Cervical spine segment finite element model for traumatic injury prediction. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 10, 138-150.
- Diotalevi, L., Bailly, N., Wagnac, É., Mac-Thiong, J.-M., Goulet, J., & Petit, Y. (2020). Dynamics of spinal cord compression with different patterns of thoracolumbar burst fractures: Numerical simulations using finite element modelling. *Clinical Biomechanics*, 72, 186-194.
- Divi, S. N., Schroeder, G. D., Oner, F. C., Kandziora, F., Schnake, K. J., Dvorak, M. F., ... Vaccaro, A. R. (2019). AOSpine—Spine Trauma Classification System: The Value of Modifiers: A Narrative Review With Commentary on Evolving Descriptive Principles. *Global spine journal*, 9(1\_suppl), 77S-88S.
- Dvir, Z., & Prushansky, T. (2000). Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics. *Clinical Biomechanics*, 15(9), 658-664.
- Eckner, J. T., Oh, Y. K., Joshi, M. S., Richardson, J. K., & Ashton-Miller, J. A. (2014). Effect of neck muscle strength and anticipatory cervical muscle activation on the kinematic response of the head to impulsive loads. *The American journal of sports medicine*, 42(3), 566-576.

- El-Rich, M., Wagnac, E., Arnoux, P., & Aubin, C. (2008). Detailed modelling of the lumbar spine for trauma applications: preliminary results. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(S1), 93-94.
- Engsberg, J. R., Standeven, J. W., Shurtleff, T. L., Eggars, J. L., Shafer, J. S., & Naunheim, R. S. (2013). Cervical spine motion during extrication. *The Journal of emergency medicine*, 44(1), 122-127.
- Erbulut, D., Zafarparandeh, I., Lazoglu, I., & Ozer, A. (2014). Application of an asymmetric finite element model of the C2-T1 cervical spine for evaluating the role of soft tissues in stability. *Medical engineering & physics*, 36(7), 915-921.
- Ewing, C. L., Thomas, D. J., Beeler, G. W., Patrick, L. M., & Gillis, D. B. (1968). *Dynamic Response of the Head and Neck of the Living Human to—G x Impact Acceleration* (Rapport No. 0148-7191). SAE Technical Paper.
- Facchinello, Y., Wagnac, É., Ung, B., Petit, Y., Pradhan, P., Peyrache, L.-M., & Mac-Thiong, J.-M. (2017). Instrumented spinal cord surrogate using optical fiber: role of the fiber's location (pp. 229-232). Communication présentée au 2017 13th IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMed), IEEE.
- Fehlings, M. G., & Perrin, R. G. (2006). The Timing of Surgical Intervention in the Treatment of Spinal Cord Injury: A Systematic Review of Recent Clinical Evidence. *Spine*, 31(11S). Repéré à [https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2006/05151/The\\_Timing\\_of\\_Surgical\\_Intervention\\_in\\_the.6.aspx](https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2006/05151/The_Timing_of_Surgical_Intervention_in_the.6.aspx)
- Fice, J. B., Cronin, D. S., & Panzer, M. B. (2011). Cervical spine model to predict capsular ligament response in rear impact. *Annals of biomedical engineering*, 39(8), 2152-2162.
- Fradet, Leo. (2013). *Etude biomécanique des traumatismes vertébro-médullaires du rachis humain*. Repéré à <http://www.theses.fr/2013AIXM4122/document>
- Fradet, Léo, Arnoux, P.-J., Callot, V., & Petit, Y. (2016). Geometrical variations in white and gray matter affect the biomechanics of spinal cord injuries more than the arachnoid space. *Advances in Mechanical Engineering*, 8(8), 1687814016664703.
- Fradet, Léo, Arnoux, P.-J., Ranjeva, J.-P., Petit, Y., & Callot, V. (2014). Morphometrics of the entire human spinal cord and spinal canal measured from in vivo high-resolution anatomical magnetic resonance imaging. *Spine*, 39(4), E262-E269.
- Fradet, Léo, Cliche, F., Petit, Y., Mac-Thiong, J.-M., & Arnoux, P.-J. (2016). Strain rate dependent behavior of the porcine spinal cord under transverse dynamic compression. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 230(9), 858-866.

- Fradet, Léo, Petit, Y., Wagnac, E., Aubin, C.-E., & Arnoux, P.-J. (2014). Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions. *Medical & biological engineering & computing*, 52(1), 87-94.
- Frobin, W., Leivseth, G., Biggemann, M., & Brinckmann, P. (2002). Vertebral height, disc height, posteroanterior displacement and dens–atlas gap in the cervical spine: precision measurement protocol and normal data. *Clinical Biomechanics*, 17(6), 423-431.
- Fujimura, Y., Nishi, Y., Chiba, K., & Kobayashi, K. (1995). Prognosis of neurological deficits associated with upper cervical spine injuries. *Spinal Cord*, 33(4), 195-202.
- Fukushima, M., Kaneoka, K., Ono, K., Sakane, M., Ujihashi, S., & Ochiai, N. (2006). Neck injury mechanisms during direct face impact. *SPINE*, 31(8), 903-908. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000209257.47140.fc>
- Galle, B., Ouyang, H., Shi, R., & Nauman, E. (2007). Correlations between tissue-level stresses and strains and cellular damage within the guinea pig spinal cord white matter. *Journal of biomechanics*, 40(13), 3029-3033.
- Galle, B., Ouyang, H., Shi, R., & Nauman, E. (2010). A transversely isotropic constitutive model of excised guinea pig spinal cord white matter. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2839-2843. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.014>
- Ghanem, N., Uhl, M., Müller, C., Elgeti, F., Pache, G., Kotter, E., ... Langer, M. (2006). MRI and discography in traumatic intervertebral disc lesions. *European radiology*, 16(11), 2533-2541.
- Gilad, I., & Nissan, M. (1986). A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine. *Spine*, 11(2), 154-157.
- Glassman, D. M., Magnusson, E., Agel, J., Bellabarba, C., & Bransford, R. J. (2019). The impact of stenosis and translation on spinal cord injuries in traumatic cervical facet dislocations. *The Spine Journal*, 19(4), 687-694. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.10.015>
- Goel, V., Clark, C., Gallaes, K., & Liu, Y. K. (1988). Moment-rotation relationships of the ligamentous occipito-atlanto-axial complex. *Journal of Biomechanics*, 21(8), 673-680.
- Goel, V. K., Clark, C. R., McGowan, D., & Goyal, S. (1984). An in-vitro study of the kinematics of the normal, injured and stabilized cervical spine. *Journal of biomechanics*, 17(5), 363-376.
- Goodarzi, N., Akbari, G., & Razeghi Tehrani, P. (2017). Zinc chloride, a new material for embalming and preservation of the anatomical specimens. *Anatomical Sciences Journal*, 14(1), 25-30.

- Gore, D. R., SEPIC, S. B., & GARDNER, G. M. (1986). Roentgenographic Findings of the Cervical Spine in Asymptomatic People. *Spine*, *11*(6). Repéré à [https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/1986/07000/Roentgenographic\\_Findings\\_of\\_the\\_Cervical\\_Spine\\_in.3.aspx](https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/1986/07000/Roentgenographic_Findings_of_the_Cervical_Spine_in.3.aspx)
- Greaves, C. Y., Gadala, M. S., & Oxland, T. R. (2008). A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord: an investigation of three injury mechanisms. *Annals of biomedical engineering*, *36*(3), 396.
- Green, J., Harle, T., & Harris, J. (1981). Anterior subluxation of the cervical spine: hyperflexion sprain. *American Journal of Neuroradiology*, *2*(3), 243-250.
- Halliday, A. L., Henderson, B. R., Hart, B. L., & Benzel, E. C. (1997). The management of unilateral lateral mass/facet fractures of the subaxial cervical spine: the use of magnetic resonance imaging to predict instability. *Spine*, *22*(22), 2614-2621.
- Hardacker, J. W., Shuford, R. F., Capicotto, P. N., & Pryor, P. W. (1997). Radiographic standing cervical segmental alignment in adult volunteers without neck symptoms. *Spine*, *22*(13), 1472-1479.
- Hartman, R. A., Tisherman, R. E., Wang, C., Bell, K. M., Lee, J. Y., Sowa, G. A., & Kang, J. D. (2016). Mechanical role of the posterior column components in the cervical spine. *European Spine Journal*, *25*(7), 2129-2138.
- Hasler, R. M., Exadaktylos, A. K., Bouamra, O., Benneker, L. M., Clancy, M., Sieber, R., ... Lecky, F. (2011). Epidemiology and predictors of spinal injury in adult major trauma patients: European cohort study. *European spine journal*, *20*(12), 2174-2180.
- Healy, A. T., Mageswaran, P., Lubelski, D., Rosenbaum, B. P., Matheus, V., Benzel, E. C., & Mroz, T. E. (2015). Thoracic range of motion, stability, and correlation to imaging-determined degeneration. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *23*(2), 170-177.
- Henao, J., Aubin, C.-É., Labelle, H., & Arnoux, P.-J. (2016). Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, *19*(8), 901-910.
- Henao, J., Labelle, H., Arnoux, P.-J., & Aubin, C.-É. (2018). Biomechanical Simulation of Stresses and Strains Exerted on the Spinal Cord and Nerves During Scoliosis Correction Maneuvers. *Spine Deformity*, *6*(1), 12-19. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2017.04.008>

- Heuer, F., Schmidt, H., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2007a). Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure. *Journal of biomechanics*, *40*(4), 795-803.
- Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2007b). Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *Journal of biomechanics*, *40*(2), 271-280.
- Hilton, B. J., Moulson, A. J., & Tetzlaff, W. (2017). Neuroprotection and secondary damage following spinal cord injury: concepts and methods. *Plasticity and Regeneration After Spinal Cord Injury*, *652*, 3-10. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.12.004>
- Horodyski, M., DiPaola, C. P., Conrad, B. P., & Rehtine II, G. R. (2011). Cervical collars are insufficient for immobilizing an unstable cervical spine injury. *The Journal of emergency medicine*, *41*(5), 513-519.
- Hostler, D., Colburn, D., & Seitz, S. R. (2009). A comparison of three cervical immobilization devices. *Prehospital Emergency Care*, *13*(2), 256-260.
- Howarth, S. J., Giangregorio, L. M., & Callaghan, J. P. (2013). Development of an equation for calculating vertebral shear failure tolerance without destructive mechanical testing using iterative linear regression. *Medical engineering & physics*, *35*(8), 1212-1220.
- Iatridis, J. C., Kumar, S., Foster, R. J., Weidenbaum, M., & Mow, V. C. (1999). Shear mechanical properties of human lumbar annulus fibrosus. *Journal of orthopaedic research*, *17*(5), 732-737.
- Ichihara, K., Taguchi, T., Sakuramoto, I., Kawano, S., & Kawai, S. (2003). Mechanism of the spinal cord injury and the cervical spondylotic myelopathy: new approach based on the mechanical features of the spinal cord white and gray matter. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *99*(3), 278-285.
- Ichihara, K., Taguchi, T., Shimada, Y., Sakuramoto, I., Kawano, S., & Kawai, S. (2001). Gray matter of the bovine cervical spinal cord is mechanically more rigid and fragile than the white matter. *Journal of neurotrauma*, *18*(3), 361-367.
- Ishii, T., Mukai, Y., Hosono, N., Sakaura, H., Fujii, R., Nakajima, Y., ... Yoshikawa, H. (2004). Kinematics of the subaxial cervical spine in rotation in vivo three-dimensional analysis. *Spine*, *29*(24), 2826-2831.
- Islam, S., & Mannering, F. (2006). Driver aging and its effect on male and female single-vehicle accident injuries: Some additional evidence. *Journal of Safety Research*, *37*(3), 267-276. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2006.04.003>



- Ito, S., Ivancic, P. C., Pearson, A. M., Tominaga, Y., Gimenez, S. E., Rubin, W., & Panjabi, M. M. (2005). Cervical intervertebral disc injury during simulated frontal impact. *European Spine Journal*, *14*(4), 356-365. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0783-4>
- Ivancic, P. C. (2012). Head-First Impact With Head Protrusion Causes Noncontiguous Injuries of the Cadaveric Cervical Spine. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *22*(5). Repéré à [https://journals.lww.com/cjsportsmed/Fulltext/2012/09000/Head\\_First\\_Impact\\_With\\_Head\\_Protrusion\\_Causes.3.aspx](https://journals.lww.com/cjsportsmed/Fulltext/2012/09000/Head_First_Impact_With_Head_Protrusion_Causes.3.aspx)
- Ivancic, P. C. (2016). Mechanisms and mitigation of head and spinal injuries due to motor vehicle crashes. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, *46*(10), 826-833.
- Ivancic, P. C., Pearson, A. M., Tominaga, Y., Simpson, A. K., Yue, J. J., & Panjabi, M. M. (2007). Mechanism of cervical spinal cord injury during bilateral facet dislocation. *Spine*, *32*(22), 2467-2473.
- Ivancic, P. C., Sha, D., Lawrence, B. D., & Mo, F. (2010). Effect of active head restraint on residual neck instability due to rear impact. *Spine*, *35*(23), 2071-2078.
- Ivancic, P. C., & Xiao, M. (2011). Understanding whiplash injury and prevention mechanisms using a human model of the neck. *Accident Analysis & Prevention*, *43*(4), 1392-1399. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2011.02.014>
- Iwamoto, M., Kisanuki, Y., Watanabe, I., Furusu, K., Miki, K., & Hasegawa, J. (2002). Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction. Communication présentée au Proceedings of the international IRCOBI Conference.
- Izzo, R., Popolizio, T., Balzano, R. F., Pennelli, A. M., Simeone, A., & Muto, M. (2019). Imaging of cervical spine traumas. *European journal of radiology*.
- James, C. Y., Riemann, B. L., Munkasy, B. A., & Joyner, A. B. (2004). Comparison of cervical spine motion during application among 4 rigid immobilization collars. *Journal of athletic training*, *39*(2), 138.
- Jarzem, P., Quance, D., Doyle, D., Begin, L., & Kostuik, J. (1992). Spinal-Cord Tissue Pressure During Spinal-Cord Distraction in Dogs. *SPINE*, *17*(8, S), S227-S234.
- Jaumard, N. V., Welch, W. C., & Winkelstein, B. A. (2011). Spinal facet joint biomechanics and mechanotransduction in normal, injury and degenerative conditions. *Journal of biomechanical engineering*, *133*(7).
- Jones, C. F., & Clarke, E. C. (2019). Engineering approaches to understanding mechanisms of spinal column injury leading to spinal cord injury. *Clinical biomechanics*, *64*, 69-81.

- Jubert, P., Lonjon, G., de Loubresse, C. G., & Bone and Joint Trauma Study Group. (2013). Complications of upper cervical spine trauma in elderly subjects. A systematic review of the literature. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 99(6), S301-S312.
- Jun, H. S., Chang, I. B., Song, J. H., Kim, T. H., Park, M. S., Kim, S. W., & Oh, J. K. (2014). Is it possible to evaluate the parameters of cervical sagittal alignment on cervical computed tomographic scans? *Spine*, 39(10), E630-E636.
- Kaesmacher, J., Schweizer, C., Valentinitzsch, A., Baum, T., Rienmüller, A., Meyer, B., ... Ryang, Y. (2017). Osteoporosis is the most important risk factor for odontoid fractures in the elderly. *Journal of Bone and Mineral Research*, 32(7), 1582-1588.
- Kallemeyn, N., Gandhi, A., Kode, S., Shivanna, K., Smucker, J., & Grosland, N. (2010). Validation of a C2–C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data. *Medical engineering & physics*, 32(5), 482-489.
- Kameyama, T., Hashizume, Y., & Sobue, G. (1996). Morphologic features of the normal human cadaveric spinal cord. *Spine*, 21(11), 1285-1290.
- Kang, Y.-S., Bolte IV, J. H., Moorhouse, K., Donnelly, B., Herriott, R., & Mallory, A. (2012). Biomechanical Responses of PMHS in Moderate-Speed Rear Impacts and Development of Response Targets for Evaluating the Internal and External Biofidelity of ATDs. The Stapp Association. <https://doi.org/10.4271/2012-22-0004>
- Karimi, A., Shojaei, A., & Tehrani, P. (2017). Mechanical properties of the human spinal cord under the compressive loading. *Journal of chemical neuroanatomy*, 86, 15-18.
- Kasai, Y., Kawakita, E., Sakakibara, T., Akeda, K., & Uchida, A. (2009). Direction of the formation of anterior lumbar vertebral osteophytes. *BMC musculoskeletal disorders*, 10(1), 4.
- Kato, Y., Kanchiku, T., Imajo, Y., Ichinara, K., Kawano, S., Hamanama, D., ... Taguchi, T. (2009). Flexion model simulating spinal cord injury without radiographic abnormality in patients with ossification of the longitudinal ligament: the influence of flexion speed on the cervical spine. *The journal of spinal cord medicine*, 32(5), 555-559.
- Kearney, P. A., Ridella, S. A., Viano, D. C., & Anderson, T. E. (1988). Interaction of contact velocity and cord compression in determining the severity of spinal cord injury. *Journal of neurotrauma*, 5(3), 187-208.
- Keene, J., Fischer, S., Vanderby, R., Drummond, D., & Turski, P. (1989). Significance of acute posttraumatic bony encroachment of the neural canal. *Spine*, 14(8), 799-802. <https://doi.org/10.1097/00007632-198908000-00004>

- Kettler, A., Hartwig, E., Schultheiss, M., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2002). Mechanically simulated muscle forces strongly stabilize intact and injured upper cervical spine specimens. *Journal of biomechanics*, 35(3), 339-346.
- Khuyagbaatar, B., Kim, K., & Kim, Y. H. (2014). Effect of bone fragment impact velocity on biomechanical parameters related to spinal cord injury: A finite element study. *Journal of Biomechanics*, 47(11), 2820-2825.
- Khuyagbaatar, B., Kim, K., Man Park, W., & Hyuk Kim, Y. (2016). Biomechanical behaviors in three types of spinal cord injury mechanisms. *Journal of biomechanical engineering*, 138(8).
- Khuyagbaatar, B., Kim, K., Park, W. M., Lee, S., & Kim, Y. H. (2017). Increased stress and strain on the spinal cord due to ossification of the posterior longitudinal ligament in the cervical spine under flexion after laminectomy. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 231(9), 898-906.
- Kim, J. G., Bang, S. H., Kang, G. H., Jang, Y. S., Kim, W., Choi, H. Y., & Kim, G. M. (2018). Comparison of the efficacy of three cervical collars in restricting cervical range of motion: A randomized study. *Hong Kong Journal of Emergency Medicine*, 1024907918809499.
- King, A. I. (2018). *The biomechanics of impact injury*. (S.l.) : Springer.
- Kleinberger, M., Sun, E., Eppinger, R., Kuppa, S., & Saul, R. (1998). Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems. *NHTSA Docket*, 4405(9), 12-17.
- Komeili, A., Rasouljan, A., Moghaddam, F., & El-Rich, M. (2021). The importance of intervertebral disc material model on the prediction of mechanical function of the cervical spine. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 1-12.
- Krueger, H., Noonan, V., Trenaman, L., Joshi, P., & Rivers, C. (2013). The economic burden of traumatic spinal cord injury in Canada. *Chronic diseases and injuries in Canada*, 33(3).
- Kuhlman, K. A. (1993). Cervical range of motion in the elderly. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(10), 1071-1079.
- Kuo, C., Sheffels, J., Fanton, M., Yu, I. B., Hamalainen, R., & Camarillo, D. (2019). Passive cervical spine ligaments provide stability during head impacts. *Journal of the Royal Society Interface*, 16(154), 20190086.

- Kuster, D., Gibson, A., Abboud, R., & Drew, T. (2012). Mechanisms of cervical spine injury in rugby union: a systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 46(8), 550-554.
- Lasswell, T. L., Cronin, D. S., Medley, J. B., & Rasoulinejad, P. (2017). Incorporating ligament laxity in a finite element model for the upper cervical spine. *The Spine Journal*, 17(11), 1755-1764.
- Le Huec, J., Demezou, H., & Aunoble, S. (2015). Sagittal parameters of global cervical balance using EOS imaging: normative values from a prospective cohort of asymptomatic volunteers. *European Spine Journal*, 24(1), 63-71.
- Leahy, P. D., & Puttlitz, C. M. (2012). The effects of ligamentous injury in the human lower cervical spine. *Journal of biomechanics*, 45(15), 2668-2672.
- Lebel, K., Chenel, V., Boulay, J., & Boissy, P. (2018). Quantitative Approach Based on Wearable Inertial Sensors to Assess and Identify Motion and Errors in Techniques Used during Training of Transfers of Simulated c-Spine-Injured Patients. *Journal of healthcare engineering*, 2018.
- Lee, J., & Thumbikat, P. (2015). Pathophysiology, presentation and management of spinal cord injury. *Surgery (Oxford)*, 33(6), 238-247.
- Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40(2), 166-172.
- Lévy, S., Baucher, G., Roche, P.-H., Evin, M., Callot, V., & Arnoux, P.-J. (2020). Biomechanical comparison of spinal cord compression types occurring in Degenerative Cervical Myelopathy. *Clinical Biomechanics*, 105174.
- Liao, S., Schneider, N. R., Hüttlin, P., Grützner, P. A., Weilbacher, F., Matschke, S., ... Kreinest, M. (2018). Motion and dural sac compression in the upper cervical spine during the application of a cervical collar in case of unstable craniocervical junction—A study in two new cadaveric trauma models. *PloS one*, 13(4).
- Limb, D., Shaw, D., & Dickson, R. (1995). Neurological Injury in Thoracolumbar Burst Fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 77(5), 774-777.
- Lin, H.-L., Lee, W.-C., Chen, C.-W., Lin, T.-Y., Cheng, Y.-C., Yeh, Y.-S., ... Kuo, L.-C. (2011). Neck collar used in treatment of victims of urban motorcycle accidents: over- or underprotection? *The American Journal of Emergency Medicine*, 29(9), 1028-1033. <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2010.06.003>

- Lopez-Valdes, F. J., Lau, A., Lamp, J., Riley, P., Lessley, D. J., Damon, A., ... Seacrist, T. (2010). Analysis of spinal motion and loads during frontal impacts. Comparison between PMHS and ATD (Vol. 54, p. 61). Communication présentée au Annals of Advances in Automotive Medicine/Annual Scientific Conference, Association for the Advancement of Automotive Medicine.
- Lucas, E., Whyte, T., Liu, J., Russell, C., Tetzlaff, W., & Cripton, P. A. (2018). High-Speed Fluoroscopy to Measure Dynamic Spinal Cord Deformation in an In Vivo Rat Model. *Journal of neurotrauma*, 35(21), 2572-2580.
- Maeda, T., Ueta, T., Mori, E., Yugue, I., Kawano, O., Takao, T., ... Shiba, K. (2012). Soft-Tissue Damage and Segmental Instability in Adult Patients With Cervical Spinal Cord Injury Without Major Bone Injury. *Spine*, 37(25). Repéré à [https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2012/12010/Soft\\_Tissue\\_Damage\\_and\\_Segmental\\_Instability\\_in.12.aspx](https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2012/12010/Soft_Tissue_Damage_and_Segmental_Instability_in.12.aspx)
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *European Spine Journal*, 3(4), 184-201.
- Maiman, D. J., Sances, A., Jr., Myklebust, J. B., Larson, S. J., Houterman, C., & El-Ghatit, A. Z. (1983). Compression Injuries of the Cervical Spine: A Biomechanical Analysis. *Neurosurgery*, 13(3), 254-260. <https://doi.org/10.1227/00006123-198309000-00007>
- Maiman, D. J., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (2002). Preinjury cervical alignment affecting spinal trauma. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 97(1). Repéré à <https://thejns.org/spine/view/journals/j-neurosurg-spine/97/1/article-p57.xml>
- Margulies, S., Yuan, Q., Guccione Jr, S., & Weiss, M. (1998). Kinematic response of the neck to voluntary and involuntary flexion. *Aviation, space, and environmental medicine*, 69(9), 896-903.
- Mattucci, S. F., & Cronin, D. S. (2015). A method to characterize average cervical spine ligament response based on raw data sets for implementation into injury biomechanics models. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 41, 251-260.
- Mattucci, S. F., Moulton, J. A., Chandrashekar, N., & Cronin, D. S. (2012). Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 10, 216-226.
- Mattucci, S., Liu, J., Fijal, P., Tetzlaff, W., & Oxland, T. R. (2017). Repeatability of a dislocation spinal cord injury model in a rat—a high-speed biomechanical analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 139(10).

- Mattucci, S., Speidel, J., Liu, J., Kwon, B. K., Tetzlaff, W., & Oxland, T. R. (2019). Basic biomechanics of spinal cord injury—How injuries happen in people and how animal models have informed our understanding. *Clinical biomechanics*, *64*, 58-68.
- Maynard, F. M., Bracken, M. B., Creasey, G., Ditunno Jr, J. F., Donovan, W. H., Ducker, T. B., ... Tator, C. H. (1997). International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Spinal cord*, *35*(5), 266-274.
- Mazuchowski, E. L., & Thibault, L. E. (2003). Biomechanical properties of the human spinal cord and pia mater. Communication présentée au Summer Bioengineering Conference, Sonesta Beach Resort, Key Biscayne, FL, USA.
- McLoughlin, L. C., Jadaan, M., & McCabe, J. (2014). Severe sprains of the sub-axial cervical spine in adolescents: a diagnostic and therapeutic challenge. *European Spine Journal*, *23*(2), 150-156.
- Mertz, H. J., & Patrick, L. M. (1968). Investigation of the Kinematics and Kinetics of Whiplash. *SAE Transactions*, *76*, 2952-2980.
- Mertz, Harold J, & Patrick, L. M. (1971). Strength and response of the human neck. *SAE Transactions*, 2903-2928.
- Meyer, F., Humm, J., Purushothaman, Y., Willinger, R., Pintar, F. A., & Yoganandan, N. (2019). Forces and moments in cervical spinal column segments in frontal impacts using finite element modeling and human cadaver tests. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *90*, 681-688.
- Miller, M. D., Gehweiler, J. A., Martinez, S., Charlton, O. P., & Daffner, R. H. (1978). Significant new observations on cervical spine trauma. *American Journal of Roentgenology*, *130*(4), 659-663.
- Miyanji, F., Furlan, J. C., Aarabi, B., Arnold, P. M., & Fehlings, M. G. (2007). Acute cervical traumatic spinal cord injury: MR imaging findings correlated with neurologic outcome—prospective study with 100 consecutive patients. *Radiology*, *243*(3), 820-827.
- Molinero, A. Motorcyclists road safety improvement through better performance of the protective equipment and first aid devices (2013).
- Munoz, D., Mansilla, A., Lopez-Valdes, F., & Martin, R. (2005). A study of current neck injury criteria used for whiplash analysis proposal of a new criterion involving upper and lower neck load cells (pp. 6-9). Communication présentée au Proceedings of the 19th Experimental Safety Vehicles Conference, Citeseer.

- Mustafy, T., El-Rich, M., Mesfar, W., & Moglo, K. (2014). Investigation of impact loading rate effects on the ligamentous cervical spinal load-partitioning using finite element model of functional spinal unit C2–C3. *Journal of biomechanics*, *47*(12), 2891-2903.
- Mustafy, T., Moglo, K., Adeeb, S., & El-Rich, M. (2016). Injury mechanisms of the ligamentous cervical C2–C3 Functional Spinal Unit to complex loading modes: Finite Element study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *53*, 384-396.
- Myklebust, J. B., Pintar, F., Yoganandan, N., Cusick, J. F., Maiman, D., Myers, T. J., & Sances Jr, A. (1988). Tensile strength of spinal ligaments. *Spine*, *13*(5), 526-531.
- Nadeau, M., McLachlin, S. D., Bailey, S. I., Gurr, K. R., Dunning, C. E., & Bailey, C. S. (2012). A biomechanical assessment of soft-tissue damage in the cervical spine following a unilateral facet injury. *JBJS*, *94*(21), e156.
- Netter, F. H., & Scott, J. (2019). *Atlas d'anatomie humaine*. (S.1.) : Elsevier Health Sciences.
- Ng, H.-W., & Teo, E.-C. (2001). Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4–C6) under axial loading. *Clinical Spine Surgery*, *14*(3), 201-210.
- Ng, H.-W., Teo, E.-C., Lee, K.-K., & Qiu, T.-X. (2003). Finite element analysis of cervical spinal instability under physiologic loading. *Clinical Spine Surgery*, *16*(1), 55-65.
- Niewiadomski, C., Bianco, R.-J., Afquir, S., Evin, M., & Arnoux, P.-J. (2019). Experimental assessment of cervical ranges of motion and compensatory strategies. *Chiropractic & Manual Therapies*, *27*(1), 9.
- Nightingale, R. W., Bass, C. R., & Myers, B. S. (2019). On the relative importance of bending and compression in cervical spine bilateral facet dislocation. *Clinical Biomechanics*, *64*, 90-97.
- Nightingale, R. W., Chancey, V. C., Ottaviano, D., Luck, J. F., Tran, L., Prange, M., & Myers, B. S. (2007). Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments. *Journal of biomechanics*, *40*(3), 535-542.
- Nightingale, R. W., McElhaney, J. H., Richardson, W. J., Best, T. M., & Myers, B. S. (1996). Experimental impact injury to the cervical spine: relating motion of the head and the mechanism of injury. *JBJS*, *78*(3), 412-21.
- Nightingale, R. W., Winkelstein, B. A., Knaub, K. E., Richardson, W. J., Luck, J. F., & Myers, B. S. (2002). Comparative strengths and structural properties of the upper and lower cervical spine in flexion and extension. *Journal of biomechanics*, *35*(6), 725-732.

- Nishida, N., Jiang, F., Ohgi, J., Tanaka, A., Imajo, Y., Suzuki, H., ... Chen, X. (2020). Compression analysis of the gray and white matter of the spinal cord. *Neural Regeneration Research*, 15(7), 1344.
- Nishida, N., Kanchiku, T., Kato, Y., Imajo, Y., Suzuki, H., Yoshida, Y., ... Taguchi, T. (2017). Cervical ossification of the posterior longitudinal ligament: factors affecting the effect of posterior decompression. *The journal of spinal cord medicine*, 40(1), 93-99.
- Nojiri, K., Matsumoto, M., Chiba, K., Maruiwa, H., Nakamura, M., Nishizawa, T., & Toyama, Y. (2003). Relationship between alignment of upper and lower cervical spine in asymptomatic individuals. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 99(1), 80-83.
- Nolte, P. C., Uzun, D. D., Häske, D., Weerts, J., Münzberg, M., Rittmann, A., ... Kreinest, M. (2019). Analysis of cervical spine immobilization during patient transport in emergency medical services. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 1-8.
- Nusholtz, G. S., Huelke, D., Lux, P., Alem, N. M., & Montalvo, F. (1983). *Cervical spine injury mechanisms* (Rapport No. 0148-7191). SAE Technical Paper.
- Oakland, R., Wilcox, R., Hall, R., & Barton, D. (2002). The mechanical response of spinal cord to uniaxial loading (pp. 783-783). Communication présentée au TRANSACTIONS OF THE ANNUAL MEETING-ORTHOPAEDIC RESEARCH SOCIETY.
- O'Connell, G. D., Vresilovic, E. J., & Elliott, D. M. (2011). Human intervertebral disc internal strain in compression: The effect of disc region, loading position, and degeneration. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(4), 547-555. <https://doi.org/10.1002/jor.21232>
- Ono, K., Kaneoka, K., Hattori, S., Ujihashi, S., Takhounts, E. G., Haffner, M. P., & Eppinger, R. H. (2003). Cervical Vertebral Motions and Biomechanical Responses to Direct Loading of Human Head. *Traffic Injury Prevention*, 4(2), 141-152. <https://doi.org/10.1080/15389580309861>
- Oteir, A., Smith, K., Stoelwinder, J. U., Middleton, J., & Jennings, P. A. (2015). Should suspected cervical spinal cord injury be immobilised?: a systematic review. *Injury*, 46(4), 528-535.
- Ouyang, H., Galle, B., Li, J., Nauman, E., & Shi, R. (2008). Biomechanics of spinal cord injury: a multimodal investigation using ex vivo guinea pig spinal cord white matter. *Journal of neurotrauma*, 25(1), 19-29.



- Owen, J., Laschinger, J., Bridwell, K., Shimon, S., Nielsen, C., Dunlap, J., & Kain, C. (1988). Sensitivity and specificity of somatosensory and neurogenic-motor evoked potentials in animals and humans. *Spine*, *13*(10), 1111-1118. <https://doi.org/10.1097/00007632-198810000-00010>
- Oxland, T., Panjabi, M., Southern, E., & Duranceau, J. (1991). An anatomic basis for spinal instability: a porcine trauma model. *Journal of Orthopaedic Research*, *9*(3), 452-462.
- Oyinbo, C. A. (2011). Secondary injury mechanisms in traumatic spinal cord injury: a nugget of this multiply cascade. *Acta Neurobiol Exp (Wars)*, *71*(2), 281-99.
- Ozama, H., Matsumoto, T., Ohashi, T., Ohashi, T., Sato, M., & Kokubun, S. (2004). Mechanical properties and function of the spinal pia matter. *J Neurosurg Spine*, *1*, 122-127.
- Panjabi, M. (1987). Update on the evaluation of instability of the lower cervical spine. *Instructional course lectures*, *36*, 513-520.
- Panjabi, M., Duranceau, J., Oxland, T., & Bowen, C. (1989). Multidirectional instabilities of traumatic cervical spine injuries in a porcine model. *Spine*, *14*(10), 1111-1115.
- Panjabi, M M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of spinal disorders*, *5*, 390-390.
- Panjabi, M. M., Pearson, A. M., Ito, S., Ivancic, P. C., Gimenez, S. E., Tominaga, Y., ... Tominaga, Y. (2004). Cervical spine ligament injury during simulated frontal impact. *Spine*, *29*(21), 2395-2403.
- Panjabi, M., Nibu, K., & Cholewicki, J. (1998). Whiplash injuries and the potential for mechanical instability. *European Spine Journal*, *7*(6), 484-492.
- Panjabi, M., Thibodeau, L., Crisco, J., & White, A. (1988). What constitutes spinal instability? *Clinical neurosurgery*, *34*, 313—339.
- Panjabi, M., White III, A., & Johnson, R. (1975). Cervical spine mechanics as a function of transection of components. *Journal of biomechanics*, *8*(5), 327-336.
- Panjabi, Manohar M, Crisco, J. J., Vasavada, A., Oda, T., Cholewicki, J., Nibu, K., & Shin, E. (2001). Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load–displacement curves. *Spine*, *26*(24), 2692-2700.
- Panjabi, Manohar M, Ito, S., Ivancic, P. C., & Rubin, W. (2005). Evaluation of the intervertebral neck injury criterion using simulated rear impacts. *Journal of biomechanics*, *38*(8), 1694-1701.

- Panjabi, Manohar M, Ito, S., Pearson, A. M., & Ivancic, P. C. (2004). Injury mechanisms of the cervical intervertebral disc during simulated whiplash. *Spine*, 29(11), 1217-1225.
- Panjabi, Manohar M, Maak, T. G., Ivancic, P. C., & Ito, S. (2006). Dynamic intervertebral foramen narrowing during simulated rear impact. *Spine*, 31(5), E128-E134.
- Panjabi, Manohar M., Simpson, A. K., Ivancic, P. C., Pearson, A. M., Tominaga, Y., & Yue, J. J. (2007). Cervical facet joint kinematics during bilateral facet dislocation. *EUROPEAN SPINE JOURNAL*, 16(10), 1680-1688. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0410-2>
- Panjabi, Manohar M, Summers, D. J., Pelker, R. R., Videman, T., Friedlaender, G. E., & Southwick, W. O. (1986). Three-dimensional load-displacement curves due to forces on the cervical spine. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(2), 152-161.
- Panzer, M. B., Fice, J. B., & Cronin, D. S. (2011). Cervical spine response in frontal crash. *Medical engineering & physics*, 33(9), 1147-1159.
- Paquet, J., Rivers, C. S., Kurban, D., Finkelstein, J., Tee, J. W., Noonan, V. K., ... Tsai, E. C. (2018). The impact of spine stability on cervical spinal cord injury with respect to demographics, management, and outcome: a prospective cohort from a national spinal cord injury registry. *The Spine Journal*, 18(1), 88-98.
- Park, W. M., Kim, K., & Kim, Y. H. (2015). Changes in range of motion, intradiscal pressure, and facet joint force after intervertebral disc and facet joint degeneration in the cervical spine. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 29(7), 3031-3038.
- Pearson, A. M., Panjabi, M. M., Ivancic, P. C., Ito, S., Cunningham, B. W., Rubin, W., & Gimenez, S. E. (2005). Frontal impact causes ligamentous cervical spine injury. *Spine*, 30(16), 1852-1858.
- Peckham, M. (2003). *The Histology Guide*. Faculty of Biological Sciences, University of Leeds. Repéré à <https://www.histology.leeds.ac.uk/index.php>
- Philippens, M., Wismans, J., Cappon, H., Yoganandan, N., & Pintar, F. (2000). Whole Body Kinematics Using Post Mortem Human Subjects in Experimental Rear Impact.
- Pickett, G. E., Campos-Benitez, M., Keller, J. L., & Duggal, N. (2006). Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada. *Spine*, 31(7), 799-805.
- Pintar, F. A., Sances, Anthony, Yoganandan, N., Reinartz, J., Maiman, D. J., Suh, J. K., ... Larson, S. J. (1990). *Biodynamics of the Total Human Cadaveric Cervical Spine*. SAE International. <https://doi.org/10.4271/902309>

- Pintar, F. A., Schlick, M. B., Yoganandan, N., & Maiman, D. J. (1996). Instrumented artificial spinal cord for human cervical pressure measurement. *Bio-medical materials and engineering*, 6(3), 219-229.
- Pintar, F. A., Voo, L. m., Yoganandan, N. A., Cho, T. h., & Maiman, D. j. (1998). Mechanisms of hyperflexion cervical spine injury. *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference*, 26, 249-260.
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., & Maiman, D. J. (2010). Lower Cervical Spine Loading in Frontal Sled Tests Using Inverse Dynamics: Potential Applications for Lower Neck Injury Criteria. The Stapp Association. <https://doi.org/10.4271/2010-22-0008>
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances Jr, A. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of biomechanics*, 25(11), 1351-1356.
- Pitzen, T., Lane, C., Goertzen, D., Dvorak, M., Fisher, C., Barbier, D., ... Oxland, T. (2003). Anterior cervical plate fixation: biomechanical effectiveness as a function of posterior element injury. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 99(1), 84-90.
- Polak-Kraśna, K., Robak-Nawrocka, S., Szotek, S., Czyż, M., Gheek, D., & Pezowicz, C. (2019). The denticulate ligament–Tensile characterisation and finite element micro-scale model of the structure stabilising spinal cord. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 91, 10-17.
- Pospiech, J., Stolke, D., Wilke, H. J., & Claes, L. E. (1999). Intradiscal pressure recordings in the cervical spine. *Neurosurgery*, 44(2), 379-384.
- Pramudita, J. A., Kikuchi, S., Minato, I., & Tanabe, Y. (2017). Effect of cervical spine alignment on neck injury risk during rear-end impact–numerical study using neck finite element model. *International journal of crashworthiness*, 22(4), 453-466.
- Prasarn, M. L., Conrad, B., Rubery, P. T., Wendling, A., Aydog, T., Horodyski, M., & Rehtine, G. R. (2012). Comparison of 4 Airway Devices on Cervical Spine Alignment in a Cadaver Model With Global Ligamentous Instability at C5–C6. *Spine*, 37(6). Repéré à [https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2012/03150/Comparison\\_of\\_4\\_Airway\\_Devices\\_on\\_Cervical\\_Spine.8.aspx](https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2012/03150/Comparison_of_4_Airway_Devices_on_Cervical_Spine.8.aspx)
- Przybylski, G. J., Carlin, G. J., Patel, P. R., & Woo, S. L. (1996). Human anterior and posterior cervical longitudinal ligaments possess similar tensile properties. *Journal of orthopaedic research*, 14(6), 1005-1008.
- Putra, I. P. A., Iraeus, J., Sato, F., Svensson, M. Y., Linder, A., & Thomson, R. (2020). Optimization of Female Head–Neck Model with Active Reflexive Cervical Muscles in Low Severity Rear Impact Collisions. *Annals of Biomedical Engineering*, 1-14.

- Quarrington, R. D., Jones, C. F., Tcherveniakov, P., Clark, J. M., Sandler, S. J., Lee, Y. C., ... Freeman, B. J. (2018). Traumatic subaxial cervical facet subluxation and dislocation: epidemiology, radiographic analyses, and risk factors for spinal cord injury. *The Spine Journal*, 18(3), 387-398.
- Radcliff, K., & Thomasson, B. G. (2013). Flexion-distraction injuries of the subaxial cervical spine (Vol. 25, pp. 45-56). Communication présentée au Seminars in Spine Surgery, Elsevier.
- Ramo, N. L., Shetye, S. S., Streijger, F., Lee, J. H., Troyer, K. L., Kwon, B. K., ... Puttlitz, C. M. (2018). Comparison of in vivo and ex vivo viscoelastic behavior of the spinal cord. *Acta biomaterialia*, 68, 78-89.
- Ramo, N. L., Troyer, K. L., & Puttlitz, C. M. (2018). Viscoelasticity of spinal cord and meningeal tissues. *Acta biomaterialia*, 75, 253-262.
- Rasoulinejad, P., McLachlin, S. D., Bailey, S. I., Gurr, K. R., Bailey, C. S., & Dunning, C. E. (2012). The importance of the posterior osteoligamentous complex to subaxial cervical spine stability in relation to a unilateral facet injury. *The Spine Journal*, 12(7), 590-595.
- Ratajczak, M., Malinowski, M., & Będziński, R. (2016). An Experimental and Numerical Investigation of the Mechanical Properties of Spinal Cords. *Acta Polytechnica Hungarica*, 13(4).
- Rechtine, G. R., Del Rossi, G., Conrad, B. P., & Horodyski, M. (2004). Motion generated in the unstable spine during hospital bed transfers. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 57(3), 609-612.
- Reid, J. (1960). Effects of flexion-extension movements of the head and spine upon the spinal cord and nerve roots. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 23(3), 214.
- Ren, C., Qin, R., Wang, P., & Wang, P. (2020). Comparison of anterior and posterior approaches for treatment of traumatic cervical dislocation combined with spinal cord injury: Minimum 10-year follow-up. *Scientific Reports*, 10(1), 10346. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-67265-2>
- Richter, M., Wilke, H.-J., Kluger, P., Claes, L., & Puhl, W. (2000). Load-displacement properties of the normal and injured lower cervical spine in vitro. *European Spine Journal*, 9(2), 104-108.
- Roaf, R. (1960). A STUDY OF THE MECHANICS OF SPINAL INJURIES. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 42-B(4), 810-823. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.42B4.810>

- Robertson, A., Branfoot, T., Barlow, I. F., & Giannoudis, P. V. (2002). Spinal injury patterns resulting from car and motorcycle accidents. *Spine*, 27(24), 2825-2830.
- Rossi, G. D., Heffernan, T. P., Horodyski, M., & Rechtine, G. R. (2004). The effectiveness of extrication collars tested during the execution of spine-board transfer techniques. *The Spine Journal*, 4(6), 619-623. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.06.018>
- Rydevik, B., Pedowitz, R., Hargens, A., Swenson, M., Myers, R., & Garfin, S. (1991). Effects of Acute, Graded Compression on Spinal Nerve Root Function and Structure - An Experimental Study of the Pig Cauda-Equina. *SPINE*, 16(5), 487-493. <https://doi.org/10.1097/00007632-199105000-00001>
- Saari, A., Itshayek, E., & Crompton, P. A. (2011). Cervical spinal cord deformation during simulated head-first impact injuries. *Journal of biomechanics*, 44(14), 2565-2571.
- Saari, Amy, Dennison, C. R., Zhu, Q., Nelson, T. S., Morley, P., Oxland, T. R., ... Itshayek, E. (2013). Compressive follower load influences cervical spine kinematics and kinetics during simulated head-first impact in an in vitro model. *Journal of biomechanical engineering*, 135(11).
- Sances Jr, A., Yoganandan, N., Maiman, D., Myklebust, J., Chilbert, M., Larson, S., ... Myers, T. (1986). Spinal injuries with vertical impact. *Mechanisms of Head and Spine Trauma, Aloray, Goshen, NY*, 305-348.
- Sasaki, M., Asamoto, S., Umegaki, M., & Matsumoto, K. (2018). Cervical osteogenic degeneration in Japanese professional wrestlers and its relationship to cervical spine injury. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 29(6), 622-627.
- Sato, F., Odani, M., Miyazaki, Y., Yamazaki, K., Östh, J., & Svensson, M. (2017). Effects of whole spine alignment patterns on neck responses in rear end impact. *Traffic injury prevention*, 18(2), 199-206.
- Schmidt, H., Häußler, K., Wilke, H.-J., & Wolfram, U. (2015). Structural behavior of human lumbar intervertebral disc under direct shear. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(1), 66-71.
- Schmidt, H., Heuer, F., Simon, U., Kettler, A., Rohlmann, A., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2006). Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clinical Biomechanics*, 21(4), 337-344.
- Schmidt, H., Kettler, A., Heuer, F., Simon, U., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2007). Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine*, 32(7), 748-755.

- Schmitt, K.-U., Muser, M. H., Walz, F. H., & Niederer, P. F. (2002). N km --A Proposal for a Neck Protection Criterion for Low-Speed Rear-End Impacts. *Traffic Injury Prevention*, 3(2), 117-126. <https://doi.org/10.1080/15389580212002>
- Schulte, K., Clark, C. R., & Goel, V. K. (1989). Kinematics of the cervical spine following discectomy and stabilization. *Spine*, 14(10), 1116-1121.
- Shea, M., Edwards, W., White, A., & Hayes, W. (1991). Variations of stiffness and strength along the human cervical spine. *Journal of biomechanics*, 24(2), 95-107.
- Shetye, S. S., Troyer, K. L., Streijger, F., Lee, J. H., Kwon, B. K., Cripton, P. A., & Puttlitz, C. M. (2014). Nonlinear viscoelastic characterization of the porcine spinal cord. *Acta biomaterialia*, 10(2), 792-797.
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A., & Shrivastava, S. (1986). A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *Journal of biomechanics*, 19(4), 331-350.
- Siegmund, G. P., Winkelstein, B. A., Ivancic, P. C., Svensson, M. Y., & Vasavada, A. (2009). The anatomy and biomechanics of acute and chronic whiplash injury. *Traffic injury prevention*, 10(2), 101-112.
- Skaggs, D., Weidenbaum, M., Iatridis, J. C., Ratcliffe, A., & Mow, V. C. (1994). Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar annulus fibrosus. *Spine*, 19(12), 1310-1319.
- Song, K.-J., Kim, G.-H., & Lee, K.-B. (2008). The efficacy of the modified classification system of soft tissue injury in extension injury of the lower cervical spine. *Spine*, 33(15), E488-E493.
- Sparrey, C. J., & Keaveny, T. M. (2011). Compression behavior of porcine spinal cord white matter. *Journal of biomechanics*, 44(6), 1078-1082.
- Stemper, B. D., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (2003). Gender dependent cervical spine segmental kinematics during whiplash. *Journal of biomechanics*, 36(9), 1281-1289.
- Stokes, I., & Frymoyer, J. W. (1987). Segmental motion and instability. *Spine*, 12(7), 688-691.
- Stoner, K. E., Abode-Iyamah, K. O., Fredericks, D. C., Viljoen, S., Howard, M. A., & Grosland, N. M. (2020). A comprehensive finite element model of surgical treatment for cervical myelopathy. *Clinical Biomechanics*, 74, 79-86.

- Stoner, K. E., Abode-Iyamah, K. O., Magnotta, V. A., Howard, M. A., & Grosland, N. M. (2019). Measurement of in vivo spinal cord displacement and strain fields of healthy and myelopathic cervical spinal cord. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *31*(1), 53-59.
- Sudres, P., Evin, M., Wagnac, E., Bailly, N., Diotalevi, L., Melot, A., ... Petit, Y. (2021). Tensile mechanical properties of the cervical, thoracic and lumbar porcine spinal meninges. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *115*, 104280. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104280>
- Sun, J., Rojas, A., Bertrand, P., Petit, Y., Kraenzler, R., & Arnoux, P. J. (2012). Investigation of motorcyclist cervical spine trauma using HUMOS model. *Traffic injury prevention*, *13*(5), 519-528.
- Sundstrøm, T., Asbjørnsen, H., Habiba, S., Sunde, G. A., & Wester, K. (2014). Prehospital use of cervical collars in trauma patients: a critical review. *Journal of neurotrauma*, *31*(6), 531-540.
- Tadros, A., Sharon, M., Craig, K., & Krantz, W. (2019). Characteristics and Management of Emergency Department Patients Presenting with C2 Cervical Spine Fractures. *BioMed Research International*, *2019*, 4301051. <https://doi.org/10.1155/2019/4301051>
- Taso, M., Fradet, L., Callot, V., & Arnoux, P. J. (2015). Anteroposterior compression of the spinal cord leading to cervical myelopathy: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *18*(sup1), 2070-2071. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1069625>
- Taylor, J. R., & Taylor, M. M. (1996). Cervical spinal injuries: an autopsy study of 109 blunt injuries. *Journal of Musculoskeletal Pain*, *4*(4), 61-80.
- Taylor, J., & Twomey, L. (1993). Acute injuries to cervical joints. An autopsy study of neck sprain. *Spine*, *18*(9), 1115-1122.
- Teo, E., & Ng, H. (2001). Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Medical engineering & physics*, *23*(3), 155-164.
- Theodore, N., Hadley, M. N., Aarabi, B., Dhall, S. S., Gelb, D. E., Hurlbert, R. J., ... Walters, B. C. (2013). Prehospital cervical spinal immobilization after trauma. *Neurosurgery*, *72*(suppl\_3), 22-34.
- Thompson, J., Pearce, R., Schechter, M., Adams, M., Tsang, I., & Bishop, P. (1990). Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. *Spine*, *15*(5), 411-415.

- Tierney, G. J., & Simms, C. K. (2017). The effects of tackle height on inertial loading of the head and neck in rugby union: a multibody model analysis. *Brain injury*, *31*(13-14), 1925-1931.
- Tonetti, J., Potton, L., Riboud, R., Peoc'h, M., Passagia, J.-G., & Chirossel, J.-P. (2005). Morphological cervical disc analysis applied to traumatic and degenerative lesions. *Surgical and Radiologic Anatomy*, *27*(3), 192-200.
- Toubiana Meyer, R., Sandoz, B., Laville, A., & Laporte, S. (2013). Parametric finite element modelling of the human lower cervical spinal cord. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *16*(sup1), 193-194. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.815893>
- Tropiano, P., Thollon, L., Arnoux, P. J., Huang, R. C., Kayvantash, K., Poitout, D. G., & Brunet, C. (2004). Using a finite element model to evaluate human injuries application to the HUMOS model in whiplash situation. *Spine*, *29*(16), 1709-1716.
- Vaccaro, A., Hulbert, R., Patel, A., Fisher, C., Dvorak, M., Lehman, R., ... Arnold, P. (2007). The subaxial cervical spine injury classification system: a novel approach to recognize the importance of morphology, neurology, and integrity of the disco-ligamentous complex. *Spine*, *32*, 2365-2374.
- Vaccaro, A. R., Koerner, J. D., Radcliff, K. E., Oner, F. C., Reinhold, M., Schnake, K. J., ... Aarabi, B. (2016). AOSpine subaxial cervical spine injury classification system. *European spine journal*, *25*(7), 2173-2184.
- Vaccaro, A. R., Koerner, J. D., Radcliff, K. E., Oner, F. C., Reinhold, M., Schnake, K. J., ... Aarabi, B. (2016c). AOSpine subaxial cervical spine injury classification system. *European spine journal*, *25*(7), 2173-2184.
- Vaccaro, A. R., Madigan, L., Schweitzer, M. E., Flanders, A. E., Hilibrand, A. S., & Albert, T. J. (2001). Magnetic resonance imaging analysis of soft tissue disruption after flexion-distraction injuries of the subaxial cervical spine. *Spine*, *26*(17), 1866-1872.
- Viano, D. C., & Davidsson, J. (2002). Neck displacements of volunteers, BioRID P3 and Hybrid III in rear impacts: implications to whiplash assessment by a neck displacement criterion (NDC). *Traffic injury prevention*, *3*(2), 105-116.
- Viano, D. C., & Parenteau, C. S. (2008). Analysis of Head Impacts Causing Neck Compression Injury. *Traffic Injury Prevention*, *9*(2), 144-152. <https://doi.org/10.1080/15389580801894940>



- Vincent, S. A., & Anderson, P. A. (2018). The Unstable Spine: A Surgeon's Perspective (Vol. 39, pp. 618-629). Communication présentée au Seminars in Ultrasound, CT and MRI, Elsevier.
- Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., & Aubin, C.-E. (2012). Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Medical & biological engineering & computing*, 50(9), 903-915.
- Wagnac, E., Aubin, C.-É., Chaumoître, K., Mac-Thiong, J.-M., Ménard, A.-L., Petit, Y., ... Arnoux, P.-J. (2017). Substantial vertebral body osteophytes protect against severe vertebral fractures in compression. *Plos one*, 12(10), e0186779.
- Wagnac, E., Mac-Thiong, J.-M., Arnoux, P.-J., Desrosiers, J.-M., Ménard, A.-L., & Petit, Y. (2019). Traumatic spinal cord injuries with fractures in a Québec level I trauma center. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, 46(6), 727-734.
- Walters, B. C., Hadley, M. N., Hurlbert, R. J., Aarabi, B., Dhall, S. S., Gelb, D. E., ... Theodore, N. (2013). Guidelines for the Management of Acute Cervical Spine and Spinal Cord Injuries: 2013 Update. *Neurosurgery*, 60(CN\_suppl\_1), 82-91. <https://doi.org/10.1227/01.neu.0000430319.32247.7f>
- Wang, Y., Peng, X., & Guo, Z. (2013). Biomechanical analysis of C4–C6 spine segment considering anisotropy of annulus fibrosus. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, 58(4), 343-351.
- Watanabe, Y., Ichikawa, H., Kayama, O., Ono, K., Kaneoka, K., & Inami, S. (2000). Influence of seat characteristics on occupant motion in low-speed rear impacts. *Accident Analysis & Prevention*, 32(2), 243-250.
- Werbner, B., Zhou, M., & O'Connell, G. (2017). A novel method for repeatable failure testing of annulus fibrosus. *Journal of biomechanical engineering*, 139(11).
- Wheeldon, J. A., Pintar, F. A., Knowles, S., & Yoganandan, N. (2006). Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. *Journal of biomechanics*, 39(2), 375-380.
- White, A., Johnson, R., Panjabi, M., & Southwick, W. (1975). Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clinical orthopaedics and related research*, (109), 85-96.
- White, N. A., Begeman, P. C., Hardy, W. N., Yang, K. H., Ono, K., Sato, F., ... Bey, M. J. (2009). Investigation of Upper Body and Cervical Spine Kinematics of Post Mortem Human Subjects (PMHS) during Low-Speed, Rear-End Impacts. SAE International. <https://doi.org/10.4271/2009-01-0387>

- White, & Panjabi, M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine* (2<sup>e</sup> éd.). Philadelphia : J. B. Lippincott Company.
- Whyte, T., Melnyk, A. D., Van Toen, C., Yamamoto, S., Street, J., Oxland, T. R., & Cripton, P. A. (2020). A neck compression injury criterion incorporating lateral eccentricity. *Scientific reports*, *10*(1), 1-13.
- Wilcox, R. K., Bilston, L. E., Barton, D. C., & Hall, R. M. (2003). Mathematical model for the viscoelastic properties of dura mater. *Journal of Orthopaedic Science*, *8*(3), 432-434. <https://doi.org/10.1007/s10776-003-0644-9>
- Wu, D., Zheng, C., Wu, J., Xue, J., Huang, R., Wu, D., & Song, Y. (2017). The pathologic mechanisms underlying lumbar distraction spinal cord injury in rabbits. *The Spine Journal*, *17*(11), 1665-1673. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.05.024>
- Yan, Y.-B., Qi, W., Wu, Z.-X., Qiu, T.-X., Teo, E.-C., & Lei, W. (2012). Finite element study of the mechanical response in spinal cord during the thoracolumbar burst fracture. *PLoS one*, *7*(9), e41397.
- Yin, S., Li, J., & Xu, J. (2017). Exploring the mechanisms of vehicle front-end shape on pedestrian head injuries caused by ground impact. *Accident Analysis & Prevention*, *106*, 285-296.
- Yoganandan, N. A., Pintar, F. A., Stemper, B. D., Schlick, M. B., Philippens, M. M. G. M., & Wisnans, J. (2000). Biomechanics of human occupants in simulated rear crashes: documentation of neck injuries and comparison of injury criteria. *Stapp car crash journal*, *44*, 189-204.
- Yoganandan, N., Pintar, F. A., Humm, J. R., Maiman, D. J., Voo, L., & Merkle, A. (2016). Cervical spine injuries, mechanisms, stability and AIS scores from vertical loading applied to military environments. *European spine journal*, *25*(7), 2193-2201.
- Yoganandan, N., Pintar, F. A., Zhang, J., & Baisden, J. L. (2009). Physical properties of the human head: mass, center of gravity and moment of inertia. *Journal of biomechanics*, *42*(9), 1177-1192.
- Yoganandan, N., Sances Jr, A., Maiman, D., Myklebust, J., Pech, P., & Larson, S. (1986). Experimental spinal injuries with vertical impact. *Spine*, *11*(9), 855-860.
- Yüksel, M. O., Gürbüz, M. S., Gök, Ş., Karaarslan, N., İş, M., & Berkman, M. Z. (2016). The Association between Sagittal Index, Canal Compromise, Loss of Vertebral Body Height, and Severity of Spinal Cord Injury in Thoracolumbar Burst Fractures. *Journal of neurosciences in rural practice*, *7*(Suppl 1), S57-S61. <https://doi.org/10.4103/0976-3147.196466>

- Zdeblick, T. A., Abitbol, J.-J., Kunz, D. N., McCabe, R., & Garfin, S. (1993). Cervical stability after sequential capsule resection. *Spine*, *18*(14), 2005-2008.
- Zhang, Q. H., Teo, E. C., & Ng, H. W. (2005). Development and validation of a C0–C7 FE complex for biomechanical study.