

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES	3
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale	3
1.1.1 Systèmes osseux et disco-ligamentaire de la vertèbre cervicale	4
1.1.2 La moelle épinière	8
1.2 Biomécanique de la colonne cervicale	11
1.2.1 Mobilité cervicale	12
1.2.2 Propriétés mécaniques des tissus osseux, du disque intervertébral et de la moelle épinière	15
1.2.2.1 Tissus osseux	16
1.2.2.2 Disque intervertébral	17
1.2.2.3 Moelle épinière	18
1.2.3 Propriétés mécaniques des ligaments spinaux	20
1.3 Traumatismes de la colonne vertébrale	22
1.3.1 Épidémiologie des lésions	23
1.3.2 Conséquences des traumatismes rachidiens	24
1.3.3 Classifications des traumatismes	26
1.3.3.1 La classification de Magerl et ses adaptations	26
1.3.3.2 La classification de Denis	28
1.3.3.3 Autres classifications	30
1.4 Études biomécaniques sur la stabilité post-traumatique	31
1.4.1 Études sur le complexe ligamentaire	32
1.4.2 Influence sur la moelle épinière	34
1.5 Prise en charge d'un patient traumatisé	34
1.5.1 Diagnostic et prise en charge préhospitalière	35
1.5.2 Évaluation Clinique	36
1.6 Modèles par éléments finis de la colonne cervicale	38
1.6.1 Modèles existants	38
1.6.1.1 Modèles segmentaires : développement et validation	39
1.6.1.2 Analyses numériques de traumatismes	40
1.6.2 Le modèle SM2S (Spine Model for Safety and Surgery)	41
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	47
2.1 Problématique	47
2.2 Objectifs	48
CHAPITRE 3 COMPLETE DISRUPTION OF POSTERIOR LIGAMENTOUS COMPLEX COMPROMISES CERVICAL SPINE STABILITY DURING FLEXION	51
3.1 Introduction	52
3.2 Methods	53

3.2.1	Model geometry and meshing.....	53
3.2.2	Calibration and validation of the FE model.....	55
3.2.3	Stepwise reduction of posterior ligament	55
3.3	Results.....	56
3.3.1	Calibration and validation.....	56
3.3.2	Effect of ligament injury	58
3.4	Discussion.....	61
CHAPITRE 4 DISRUPTION OF POSTERIOR LIGAMENTOUS COMPLEX AFFECTS STRESSES AND STRAINS INTENSITY IN THE SPINAL CORD DURING POST-TRAUMATIC FLEXION.....		65
4.1	Introduction.....	66
4.2	Methods.....	67
4.2.1	Finite element model.....	67
4.2.2	Effect of posterior ligamentous complex (PLC) removal on spinal cord ..	69
4.2.3	Influence of bone geometry on SC during flexion.....	70
4.3	Results.....	70
4.3.1	Effect of PLC removal on spinal cord	70
4.3.2	Effect of bone geometry on stresses and strains location and intensity....	73
4.4	Discussion.....	73
CHAPITRE 5 DISCUSSION		77
5.1	Calibration et validation du modèle SM2S cervical	77
5.1.1	Calibration du modèle.....	77
5.1.2	Validation du modèle.....	78
5.1.3	Ajout de la moelle épinière.....	79
5.2	Instabilité de la colonne vertébrale post-traumatique	80
5.2.1	Modélisation de la lésion ligamentaire postérieure	80
5.2.2	Apport des articles sur la problématique du diagnostic clinique et l'immobilisation post-traumatique.....	81
5.2.2.1	Article 1: Contribution des ligaments postérieurs à la stabilité ..	81
5.2.2.2	Article 2: Intégrité de la moelle épinière	82
CONCLUSION.....		85
RECOMMANDATIONS		89
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		91

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Mobilité cervicale lors des principaux mouvements.....	14
Tableau 1.2 Spécificités des différentes classifications des lésions.	31
Tableau 1.3 Propriétés mécaniques de l'os cortical et trabéculaire d'une vertèbre.....	43
Tableau 1.4 Propriétés mécaniques des différents composants du DIV à faible et haute vitesse.....	43
Tableau 1.5 Propriétés mécaniques des différents ligaments spinaux.....	44
Tableau 1.6 Propriétés des différents composants de la moelle épinière.	45
Tableau 3.1 <i>Article Table 1</i> Material properties of DIV (Mooney-Rivlin Model).....	54
Tableau 4.1 <i>Article Table 1</i> Stresses and strains in the spinal cord before and after adding the bone defect at C5	73

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 (a) Structure osseuse de la colonne vertébrale saine.(b) Rachis cervical.	4
Figure 1.2 Structure osseuse d'une vertèbre cervicale classique en vue supérieure.....	5
Figure 1.3 Structure osseuse de l'atlas (a) et de l'axis (b).	6
Figure 1.4 Vue latérale d'une unité fonctionnelle avec le DIV.	7
Figure 1.5 Composantes du DIV : nucleus pulposus (1), annulus fibrosus (2), fibres de collagène orientées (3).	7
Figure 1.6 Ligaments vertébraux.	8
Figure 1.7 Vue en trois dimensions de la moelle épinière.	9
Figure 1.8 Répartition des canaux ascendants et descendants dans la matière blanche.	10
Figure 1.9 Principales fonctions étagées de la moelle épinière.	11
Figure 1.10 Plans anatomiques.	13
Figure 1.11 Mouvement de flexion (a) et d'extension (b) craniocervicale.....	14
Figure 1.12 (a) Mouvement d'inflexion latérale. (b) Mouvement de rotation axiale.	14
Figure 1.13 Courbe rotation-moment pour le segment C2-T1 complet.....	15
Figure 1.14 Courbes contraintes - déformations pour un chargement en compression de l'os trabéculaire.....	17
Figure 1.15 Courbes contraintes/déformation dans les substances blanches et grises.	19
Figure 1.16 Courbes de force/déplacement pour chaque ligament cervical.	21
Figure 1.17 Zones caractéristiques d'une courbe force-déplacement idéale.	22
Figure 1.18 Courbes de comportement moyen.	22
Figure 1.19 Représentation des fractures vertébrale de types A, B et C selon Magerl et al. (1994).	27
Figure 1.20 Concept des trois colonnes de Denis (1983).	29

Figure 1.21 Protocole expérimental pour évaluer l'impact d'une réduction ligamentaire sur les amplitudes de mouvements d'une unité fonctionnelle lombaire.	32
Figure 1.22 Exemple de collet cervical préhospitalier.....	36
Figure 1.23 Évolution des modèles cervicaux.	40
Figure 1.24 Unité fonctionnelle L2-L3 et segment lombaire du modèle SM2S.....	42
Figure 1.25 Vue des différents composants du modèle SM2S de la moelle épinière.....	45
Figure 1.26 Modèle SM2S Segment cervical.	46
Figure 2.1 Organisation générale du mémoire.....	49
Figure 3.1 <i>Article Figure 1</i> Finite element model of the cervical spine : a) complete C1-T1 model; b) C5 vertebra with ligaments and intervertebral disc.....	54
Figure 3.2 <i>Article Figure 2</i> Comparison of fonctional spine units response under flexion (positive) and extension (negative) with in vitro studies.	57
Figure 3.3 <i>Article Figure 3</i> Comparison of the C2-T1 segment response under flexion (positive) and extension (negative) with in vitro data.	58
Figure 3.4 <i>Article Figure 4</i> Effect of posterior ligamentous reductions.....	59
Figure 3.5 <i>Article Figure 5</i> Evolution of the local ROM at each injury level.....	59
Figure 3.6 <i>Article Figure 6</i> Comparison of strain values in a) the left CL b) the right CL and c) the PLL at each injured level with experimental failure treshold.	60
Figure 3.7 <i>Article Figure 7</i> Evolution of the mean intradiscal pressure at each injury level. .	61
Figure 4.1 <i>Article Figure 1</i> Spinal cord components of the SM2S finite element model.	69
Figure 4.2 <i>Article Figure 2</i> Shifting of C5 posterior wall to create a bone prominence of 2 mm in the spinal canal.	70
Figure 4.3 <i>Article Figure 3</i> Maximum Von Mises stress in the grey (a) and white (b) matters before and after PLC removal.....	71
Figure 4.4 <i>Article Figure 4</i> Stresses in the spinal cord at full flexion (6 Nm) (a) baseline model with all ligaments preserved and (b) after PLC injury at C4-C5	71
Figure 4.5 <i>Article Figure 5</i> Von Mises stresses at each injured level in the white (a) and grey matters before and after PLC removal.	72

Figure 4.6 <i>Article Figure 6</i> Strains at each injured level in the white (a) and grey matters before and after PLC removal.	72
---	----

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ALL	Ligament Longitudinal Antérieur
AVM	Accident de Véhicule Motorisé
C2-C7	Seconde – Septième vertèbre cervicale
DIV	Disque intervertébral
FE	Flexion/Extension
IL	Inflexion Latérale
ISL	Ligament InterÉpineux
CL	Ligaments capsulaires (joint capsule)
LF	Ligamentum Flavum (Ligament Jaune)
LMT	Lésion Médullaire d'origine Traumatique
MEF	Modèles par Éléments Finis
NL	Ligament Nucal
PLL	Ligament Longitudinal Postérieur
RA	Rotation Axiale
SM2S	Spine Model for Safety and Surgery
SSL	Ligament SupraÉpineux
T1	Première vertèbre thoracique
TVA	Tétraplégie ventilo-assistée
UF	Unité(s) Fonctionnelle(s)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

deg	degré
KPa	KiloPascal
mm	millimètre
MPa	MégaPascal
Nm	Newton mètre
%	pourcentage
s	seconde

INTRODUCTION

Parmi les différents organes, la colonne vertébrale est une structure essentielle qui contribue à la mobilité du corps humain et abrite la moelle épinière responsable des échanges d'informations avec le cerveau. Outre les nombreuses pathologies spinales recensées, des traumatismes à la colonne vertébrale (fracture osseuses, dislocations, ruptures discales et ligamentaires) peuvent survenir à la suite d'accidents de la route, de chutes ou de chocs involontaires et perturber la stabilité de la colonne vertébrale. Cette instabilité mécanique augmente le risque de blessures médullaires secondaires, i.e. qui surviennent après la blessure primaire causée au moment de l'accident, ce qui peut entraîner de graves lésions. Au niveau cervical, ces lésions peuvent causer une paralysie des membres inférieurs (paraplégie), des quatre membres et du tronc (tétraplégie), une insuffisance respiratoire ou dans les cas les plus graves, la mort.

On comprend alors qu'une vigilance particulière est requise lorsqu'un traumatisme de la colonne est suspecté. La prise en charge pré-hospitalière et le diagnostic clinique sont des phases essentielles. Les principales missions des services d'urgence sont donc de préserver les fonctions vitales du patient et de favoriser la stabilisation de la colonne vertébrale au moyen d'aides techniques appropriées (collets de maintien). Le protocole le plus utilisé aujourd'hui consiste à immobiliser de manière préventive la partie traumatisée voire la colonne entière, la flexion-extension étant le principal mouvement à réduire du fait de sa grande amplitude. Cependant un nombre croissant d'auteurs mettent en doute l'efficacité réelle de l'immobilisation sur une colonne instable car les collets cervicaux sont principalement testés sur des sujets sains (Ala'a et al., 2015; Horodyski et al., 2011a). Cette réflexion a amené plusieurs questions : qu'est-ce que l'instabilité post-traumatique ? Quel critère nous indique qu'une instabilité est dangereuse ? Quelle amplitude de mouvement peut créer une lésion secondaire ? Il est alors apparu clairement que le manque de compréhension de l'instabilité de la colonne vertébrale lors de la phase post-traumatique était à la base du problème. L'objectif de ce mémoire est donc d'étudier l'effet d'un mouvement de flexion post-traumatique sur l'instabilité et l'intégrité mécanique d'un rachis cervical ayant subi une

rupture du complexe ligamentaire postérieur (PLC), composé du ligament nuchal, du ligament interépineux et du ligament jaune. Le PLC est en effet la première structure affectée lors d'un traumatisme en hyperflexion.

Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. Le premier chapitre est une revue critique de la littérature qui traite notamment de l'anatomie et de la biomécanique du rachis cervical, des traumatismes rachidiens, de l'instabilité post-traumatique, de la prise en charge et des modèles par éléments finis (MÉF) de la colonne vertébrale. Le deuxième chapitre présente la problématique et les objectifs du mémoire. Le troisième chapitre présente le raffinement et la calibration d'un MÉF développé au sein du iLab-Spine, puis étudie l'impact d'une lésion ligamentaire postérieure sur la stabilité mécanique du rachis cervical. Le quatrième chapitre expose la méthode numérique utilisée pour étudier l'intensité des contraintes et des déformations dans la moelle épinière suite à une lésion du complexe ligamentaire postérieur. Ces deux chapitres constituent le corps du mémoire et sont présentés sous la forme d'articles scientifiques. Enfin, le dernier chapitre contient une discussion générale des résultats et des limites du projet. Le mémoire se termine par une conclusion et des recommandations pour la suite du projet.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

Cette revue de la littérature s'intéresse à la traumatologie spinale qui est le sujet principal du mémoire. Les deux premières sections décrivent l'anatomie descriptive et fonctionnelle (1.1) et la biomécanique (1.2) de la colonne cervicale. L'étude des traumatismes rachidiens et de leurs conséquences forme la troisième partie (1.3). La section suivante (1.4) traite de la prise en charge des patients ayant subi un traumatisme rachidien (diagnostic et immobilisation). Enfin, les dernières sections s'intéressent aux études expérimentales (1.5) et numériques (1.6) des traumatismes et de la stabilité de la colonne vertébrale.

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale (ou rachis) est une structure axiale essentielle de notre squelette reliant la base du crâne au bassin. Elle est constituée d'une succession de 32 à 34 structures osseuses (les vertèbres) reliées par un ensemble de tissus mous (ligaments, disques intervertébraux et muscles). Ses fonctions sont principalement de protéger la moelle épinière des traumatismes, d'assurer la transmission des efforts entre la tête et le bassin et de permettre la mobilité de l'ensemble du tronc. La colonne a aussi une fonction stabilisatrice importante.

Le rachis se décompose en cinq sous-ensembles (Figure 1.1-a) : le coccyx et le sacrum forment une entité fusionnée dont la mobilité est faible ; les régions lombaire (L1 à L5), thoracique (T1 à T12) et cervicale (C1 à C7) assurent la mobilité du tronc et de la tête. Dans le plan sagittal, chaque région présente une courbure physiologique typique nommée, selon le cas, cyphose (courbure convexe) ou lordose (courbure concave).

Cette revue des connaissances et ce mémoire se concentreront sur le segment cervical (Figure 1.1-b).

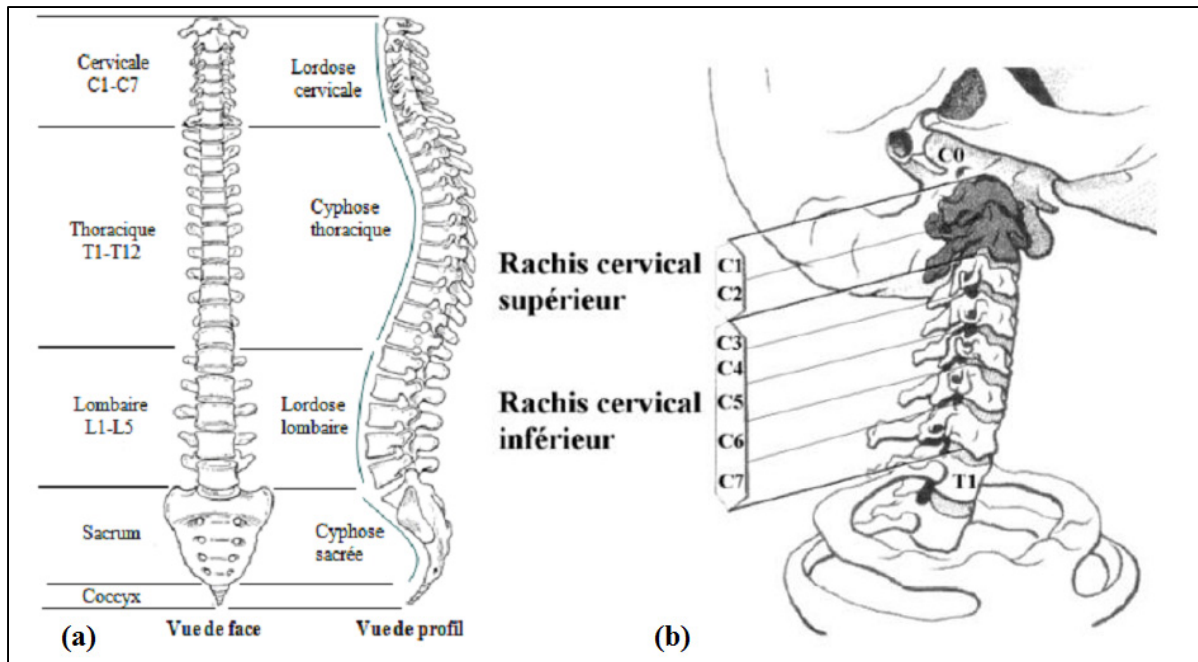


Figure 1.1 (a) Structure osseuse de la colonne vertébrale saine.(b) Rachis cervical.

Tirée de Gray (1918).(a) Tirée de (Kapandji, 1986) (b)

1.1.1 Systèmes osseux et disco-ligamentaire de la vertèbre cervicale

La colonne cervicale est composée de deux segments (Figure 1.1-b) : le segment inférieur (C3-C7) contenant 5 vertèbres dites classiques, et le segment supérieur contenant les deux vertèbres particulières que sont l'atlas et l'axis (C1-C2).

La vertèbre cervicale classique (Figure 1.2) se compose d'un corps vertébral auquel sont reliées les apophyses transverses et articulaires. Les facettes articulaires supérieures et inférieures permettent l'articulation avec les vertèbres adjacentes (articulations zygapophysaires). La partie postérieure de la vertèbre est formée des deux lames et de l'apophyse épineuse (dont les caractéristiques varient en fonction du niveau vertébral). L'union des parties postérieures et antérieures de la vertèbre constitue le foramen vertébral, aussi nommé canal rachidien, qui abrite la moelle épinière.

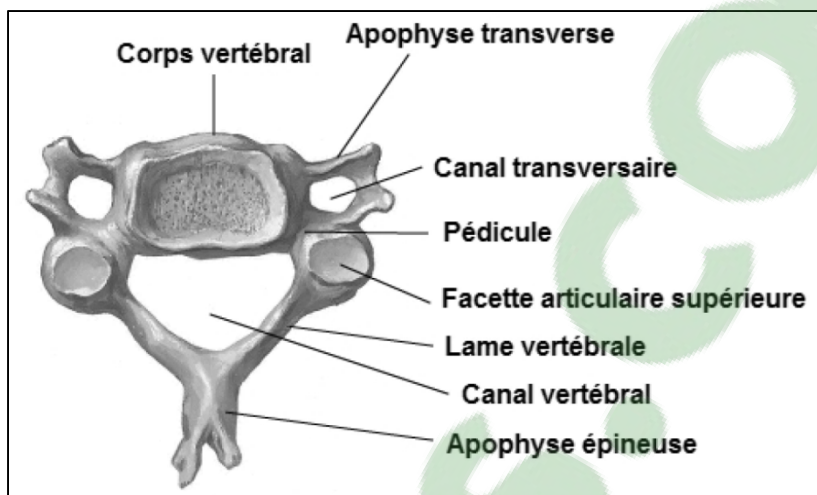


Figure 1.2 Structure osseuse d'une vertèbre cervicale classique en vue supérieure.

Adaptée de Netter (2006).

Le segment cervical abrite deux vertèbres dont les caractéristiques sont très particulières : l'atlas et l'axis. L'atlas (Figure 1.3 a) possède une géométrie relativement plate par rapport aux autres vertèbres. Deux masses latérales reliées par les arcs antérieurs et postérieurs forment un large canal vertébral. L'atlas ne présente pas de corps vertébral ni de processus épineux postérieur. Les surfaces articulaires supérieures s'articulent avec les condyles occipitaux du crâne. L'atlas est très mobile en rotation grâce à son articulation avec la vertèbre inférieure (axis). L'axis (Figure 1.3 b) présente les mêmes éléments qu'une vertèbre classique : un canal rachidien formé d'un corps vertébral, des apophyses transverses, des masses latérales, des deux arcs postérieurs et de l'apophyse épineuse. Sa principale particularité est la présence d'une protubérance osseuse appelée apophyse odontoïde ou *dens* qui prolonge la face supérieure du corps vertébral. Elle permet la rotation de l'atlas sur les facettes articulaires supérieures de l'axis. Les blessures et mécanismes mis en jeu au niveau C0-C2 sont très particuliers et cet ensemble ne sera donc pas détaillé dans cette revue qui se limite à l'étude du segment C2-T1.

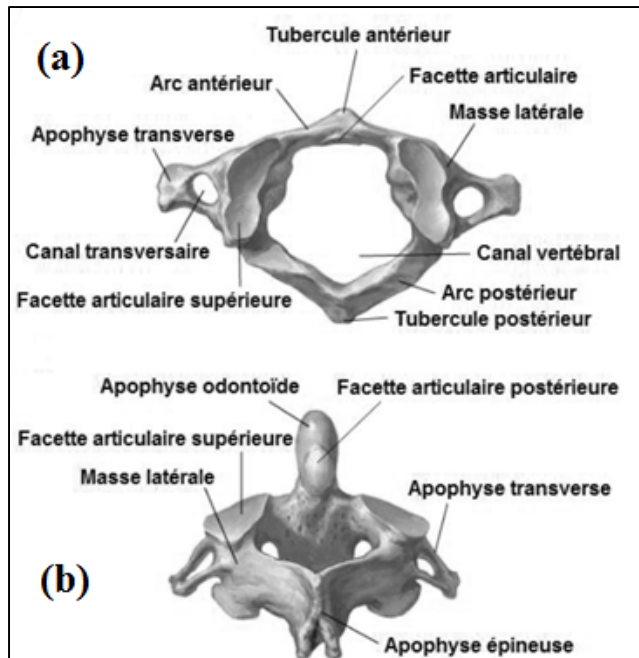


Figure 1.3 Structure osseuse de l'atlas (a)
et de l'axis (b).

Adaptée de Netter (2006).

Les unités fonctionnelles (UF) vertébrales (deux vertèbres adjacentes) sont articulées par un ensemble de tissus mous, dont le disque intervertébral (DIV) et les ligaments. Le disque intervertébral (Figure 1.4) joint les extrémités des corps vertébraux (plateaux vertébraux). Le DIV est composé de trois parties (Figure 1.5) : l'anneau fibreux (*annulus fibrosis*), constitué d'une succession de lamelles fibreuses de collagènes entrecroisées (leur inclinaison peut approcher 35 degrés près du noyau), le noyau gélatineux (*nucleus pulposus*), composé en grande partie d'eau et encapsulé dans les lamelles fibreuses de l'anneau et les plaques cartilagineuses, percées de nombreux pores permettant les échanges de fluides avec l'os. La structure du DIV lui permet principalement d'encaisser des efforts axiaux (poids du tronc et de la tête).

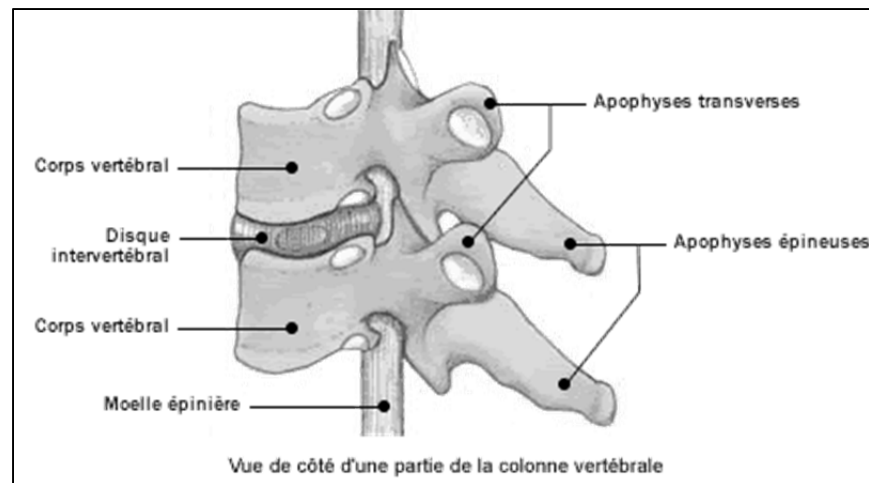


Figure 1.4 Vue latérale d'une unité fonctionnelle avec le DIV.

Tirée de http://www.doctissimo.fr/html/dossiers/mal_de_dos/sa_3781_mobilite_colonne.htm

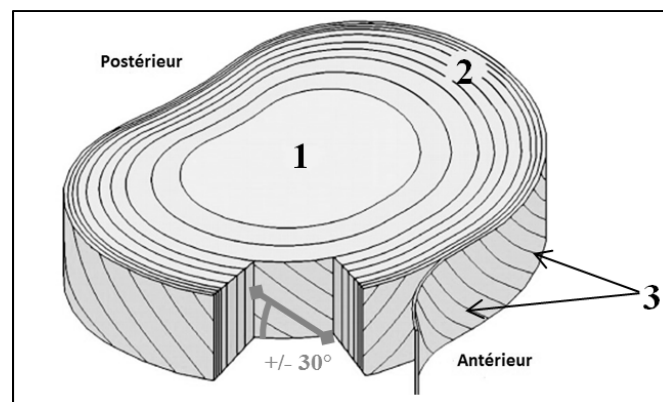


Figure 1.5 Composantes du DIV : nucleus pulposus (1), annulus fibrosus (2), fibres de collagène orientées (3).

Adaptée de Smith et al. (2011).

Les liaisons intervertébrales sont également assurées par les tissus ligamentaires. Le ligament longitudinal antérieur (ALL) et le ligament longitudinal postérieur (PLL) relient respectivement les faces antérieures et postérieures des corps vertébraux de manière continue de la base du crâne au sacrum; ce sont des ligaments longs. Cinq autres ligaments complètent la liaison à chaque étage vertébral : le ligament jaune ou *ligamentum flavum* (LF) joint les

parties postérieures des lames ; les ligaments nucaux et interépineux (ISL–NL) relient les processus épineux (le ligament nucal devient le ligament supra-épineux (SSL) en dessous du niveau C7) et les ligaments capsulaires (CL) de l'articulation zygapophysaire permettent de conserver le contact entre les facettes articulaires (Figure 1.6).

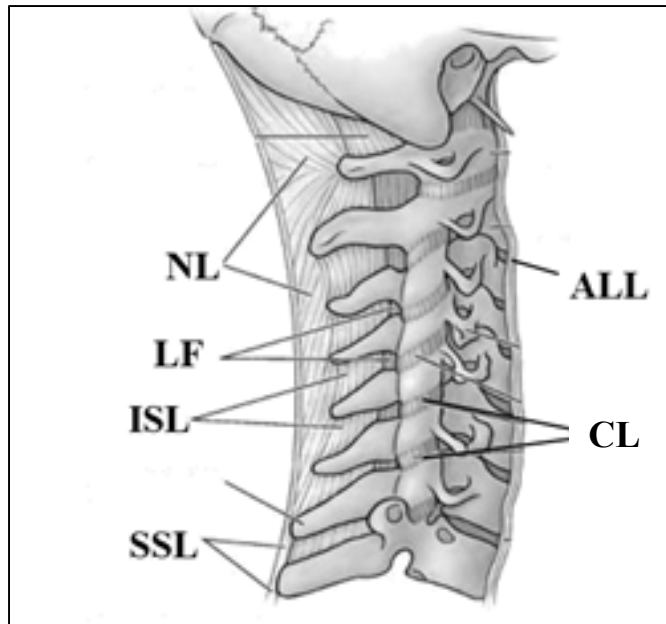


Figure 1.6 Ligaments vertébraux.

Adaptée de

<http://ueu.co/fr/ovid-clinically-oriented-anatomy-4/>.

1.1.2 La moelle épinière

La moelle épinière est un ensemble de tissus nerveux parcourant la colonne vertébrale entre la première vertèbre cervicale et la deuxième vertèbre lombaire à travers le canal rachidien. Sa principale fonction est d'assurer la transmission des signaux électriques entre les différentes parties du corps et le système nerveux central (SNC).

La moelle centrale est composée de deux substances qui sont les principales voies de communication : la matière grise regroupe les noyaux des cellules nerveuses et la matière blanche est constituée de leurs axones. Aux extrémités des cornes dorsales et ventrales se

trouvent les racines nerveuses (Figure 1.7). Les racines dorsales rejoignent les ganglions spinaux latéraux qui contiennent les cellules nerveuses sensibles. Les racines ventrales contiennent les canaux moteurs. Les deux racines se rejoignent enfin pour former le nerf spinal. Dans la matière blanche, on distingue les canaux sensitifs (transmission vers le SNC) et les canaux moteurs (Figure 1.8). C'est une distinction importante en traumatologie, car les conséquences d'une lésion vont varier en fonction de la zone touchée (Fradet, 2014).

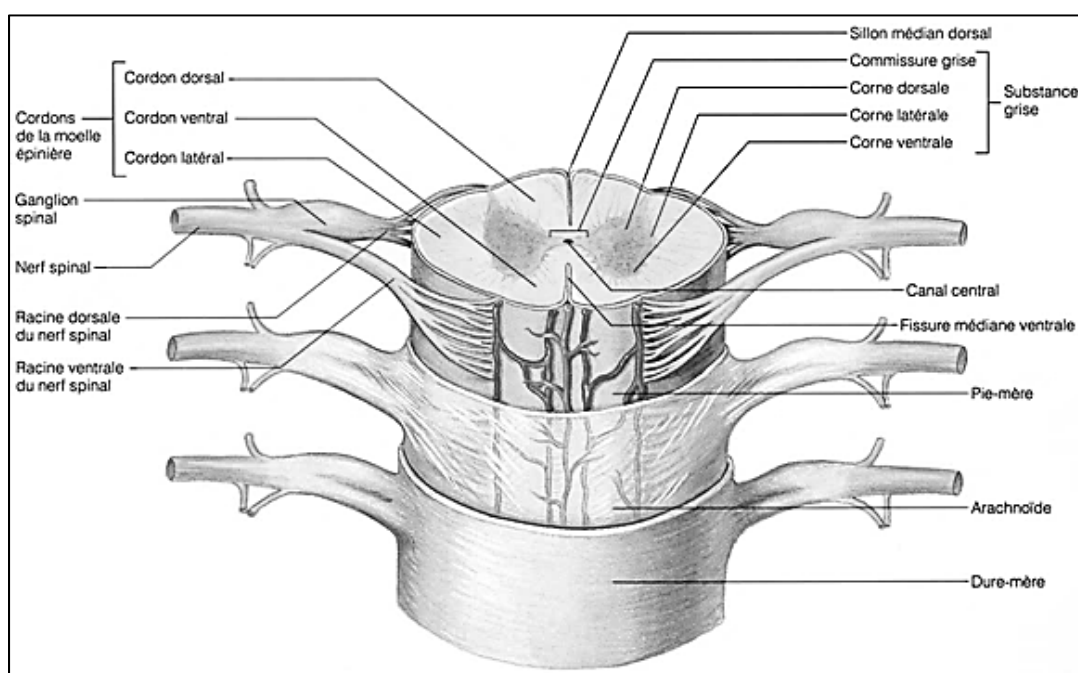


Figure 1.7 Vue en trois dimensions de la moelle épinière.

Tirée de Marieb (1999)

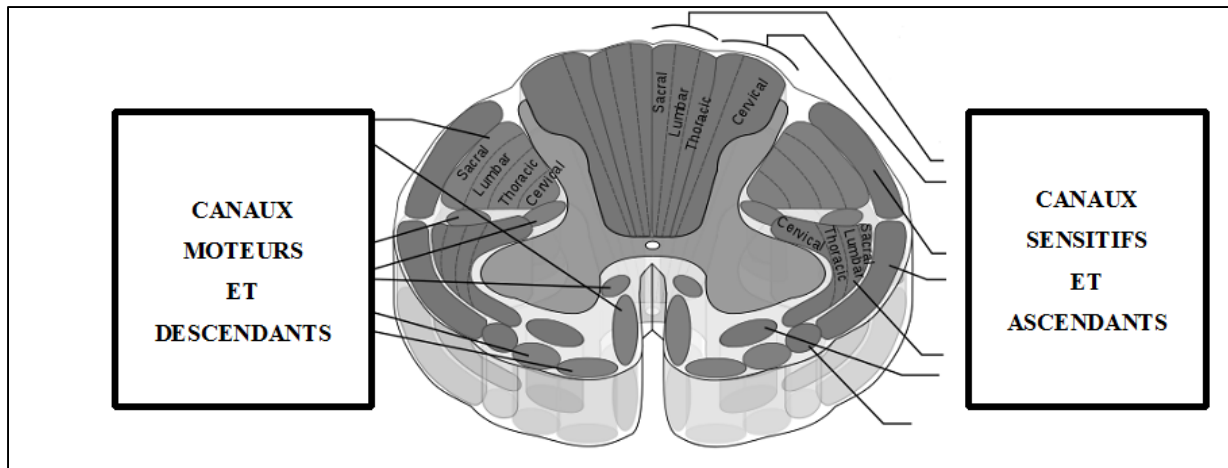


Figure 1.8 Répartition des canaux ascendants et descendants dans la matière blanche.

Adaptée de *Medulla spinalis* — Mikael Haggstrom et Polarlys (2006).

De même, les fonctions contrôlées par les nerfs spinaux varient en fonction du niveau vertébral. Les régions sacrées et lombaires permettent le mouvement des membres inférieurs et des hanches, contrôlent l'activité sexuelle (érection, éjaculation) ainsi que le tonus anal. La région thoracique contrôle principalement la tonicité et la stabilité du tronc. Le segment cervical contrôle l'activité des membres supérieurs (mains, coudes, épaules), de la tête et du cou, mais aussi de fonctions vitales comme le rythme cardiaque et la respiration (Figure 1.9). Une atteinte grave du niveau cervical pourra donc non seulement endommager les fonctions vitales (décès), mais aussi empêcher la transmission des informations entre le cerveau et les autres segments (non traumatisés).

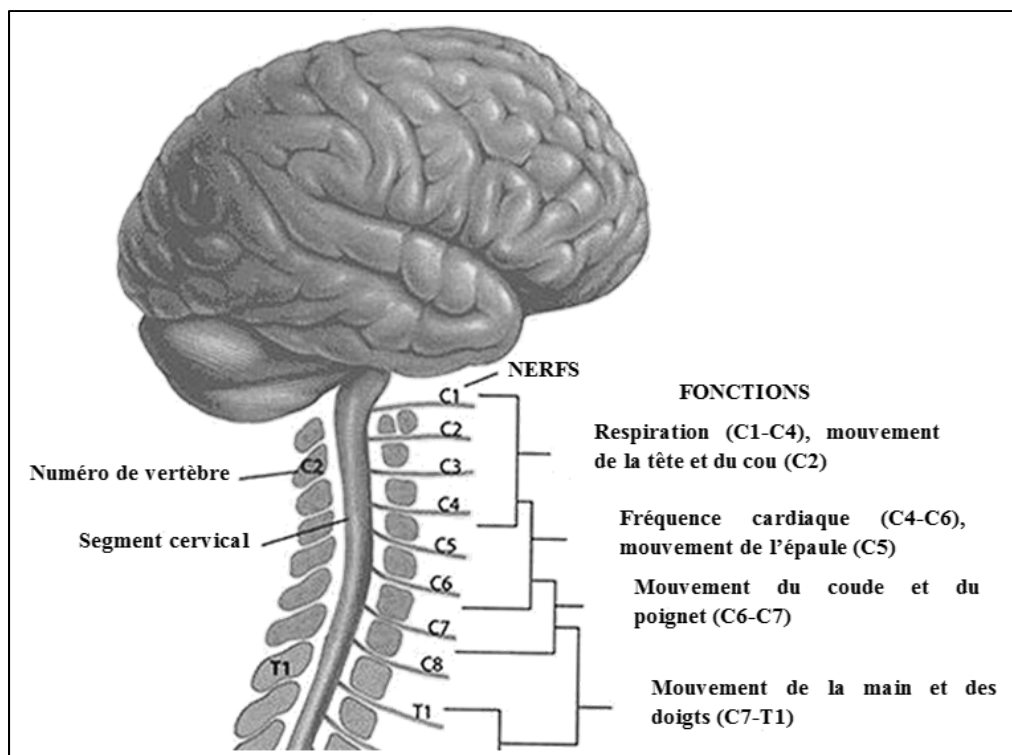


Figure 1.9 Principales fonctions étagées de la moelle épinière.

Tirée de Marieb (1999)

1.2 Biomécanique de la colonne cervicale

Si l'analyse de l'anatomie permet de décrire la géométrie des liaisons entre les structures, elle ne suffit pas à comprendre le comportement et la réponse de la colonne vertébrale à des sollicitations externes. Dans ce contexte, la biomécanique tente d'apporter un éclairage sur le comportement des tissus vivants par l'analyse de leurs propriétés (macroscopiques et microscopiques) et de leur réponse. En traumatologie, la connaissance de ces propriétés est très importante, car elles conditionnent le mouvement des structures et les mécanismes de lésion. Les tissus vivants ont des propriétés complexes qui dépendent du type de sollicitation, de leur intensité et de leur vitesse. Ces propriétés sont différentes pour chaque individu et varient au cours de la vie. La difficulté pour le biomécanicien réside dans l'obtention des données, car les études expérimentales *in vivo* sont très complexes. La majorité des études présentées dans la littérature ont donc été réalisées *in vitro* sur des structures isolées

(ligaments, DIV et os). Ces études ont fourni et fournissent encore de nombreuses données nécessaires au développement et à la validation de modèles par éléments finis de plus en plus performants.

Les propriétés mécaniques des vertèbres (El-Rich et al., 2009; Wagnac et al., 2012), des disques intervertébraux (Wagnac et al., 2011) et de la moelle épinière (Fradet, 2014) ont déjà été discutées dans de récentes études et seront rappelées brièvement. Cette partie de la revue s'intéressera plus particulièrement aux propriétés mécaniques des ligaments spinaux ainsi qu'à la mobilité cervicale.

1.2.1 Mobilité cervicale

L'analyse de la cinématique permet de comprendre les mouvements relatifs des différentes structures. Elle peut être faite *in vivo*, directement (Feipel et al., 1999) ou par l'imagerie (Penning et Wilmink, 1987), ou *in vitro* sur des segments cadavériques (Wheeldon et al., 2006). Les mouvements possibles relatifs des structures sont complexes et résultent souvent d'une combinaison de déplacements dans plusieurs plans (mouvements couplés) (Wen, 1993). Dans la pratique, des plans anatomiques ont été définis et forment un référentiel d'analyse commun et répétable (Figure 1.10). Dans la littérature, de nombreuses études ont analysé les trois principaux types de mouvement : la flexion/extension dans le plan sagittal, l'inflexion latérale dans le plan coronal et la rotation axiale dans le plan transverse (Moriya et al., 1989; Nightingale et al., 2007; Nightingale et al., 2002; Panjabi et al., 1991a; Panjabi, 1990; Stokes et Frymoyer, 1987; Wheeldon et al., 2006).

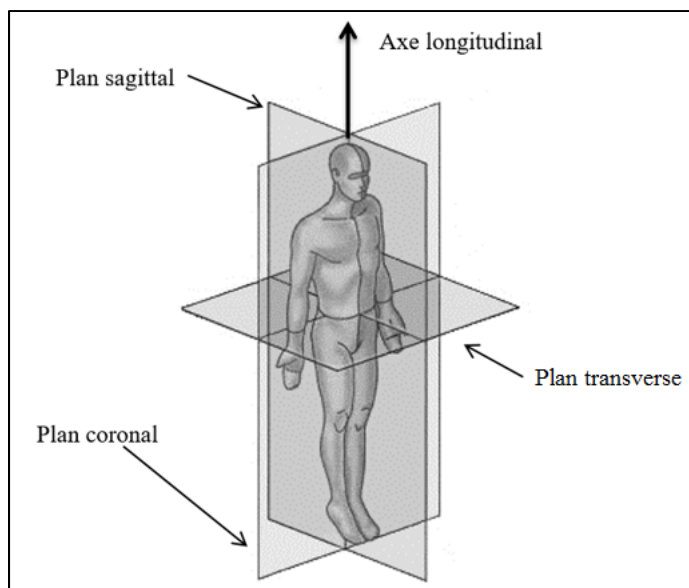


Figure 1.10 Plans anatomiques.

Adaptée de
<http://www.astrosurf.com/luxorion/anatomie-squelette-humain.html>

Les amplitudes des différents mouvements répertoriées dans la littérature ont été analysées et résumées sous forme de moyenne (amplitude maximale) par Watier (2006). Le mouvement de **flexion/extension** du rachis cervical s'effectue principalement dans le plan sagittal et son amplitude globale varie entre 100 et 140 degrés (Tableau 1.1). En flexion, la partie antérieure du disque intervertébral se comprime, les ligaments postérieurs (PLL, CL, LF, ISL NL) s'étirent et résistent (Yoganandan, Kumaresan et Pintar, 2001) (Figure 1.11 a). En extension, la partie postérieure du disque se comprime et l'étirement du ligament longitudinal antérieur (ALL) et des capsules articulaires s'appuient l'une sur l'autre (Figure 1.11 b). Le mouvement d'**inflexion latérale** s'effectue principalement dans le plan coronal (avec une légère rotation axiale) et son amplitude globale varie entre 60 et 100 degrés (Tableau 1.1). Le mouvement de **rotation axiale** s'effectue principalement dans le plan transverse et son amplitude globale varie entre 110 et 150 degrés (Tableau 1.1). Au niveau du rachis inférieur (C2-C7), la flexion-extension apparaît comme le mouvement avec le plus d'amplitude. C'est donc un mouvement potentiellement dangereux en phase post-traumatique.

Tableau 1.1 Mobilité cervicale lors des principaux mouvements.

Adapté de Watier (2006)

Valeur moyenne en deg (Écart type)	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7	Total (C2-C7)	Total (C0-C7)
Flexion/Extension	26.9 (11.8)	18.4 (8.8)	11,2 (4,8)	16,4 (6,1)	17,1 (5,3)	18,7 (6,7)	15,9 (4,9)	85,1 (18,9)	116.9 (20.2)
Inflexion latérale	9.8 (2.3)	12.2 (8.5)	11.7 (7.0)	11.9 (6.0)	10.9 (4.8)	10.1 (5.2)	9.3 (4.7)	60.1 (24.9)	79.5 (20.8)
Rotation axiale	6.7 (6.4)	73.4 (16.3)	11.6 (8.6)	11.6 (6.6)	10.0 (5.9)	10.3 (4.3)	7.5 (4.3)	59.5 (26.9)	128.5 (19.4)

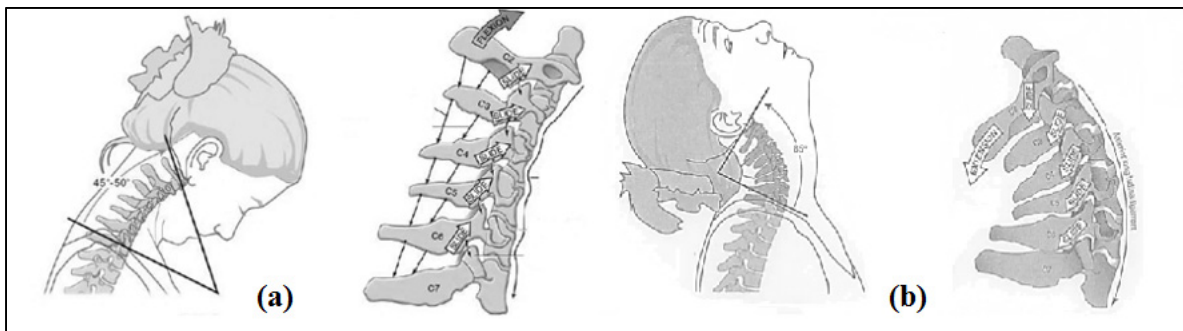


Figure 1.11 Mouvement de flexion (a) et d'extension (b) craniocervicale.

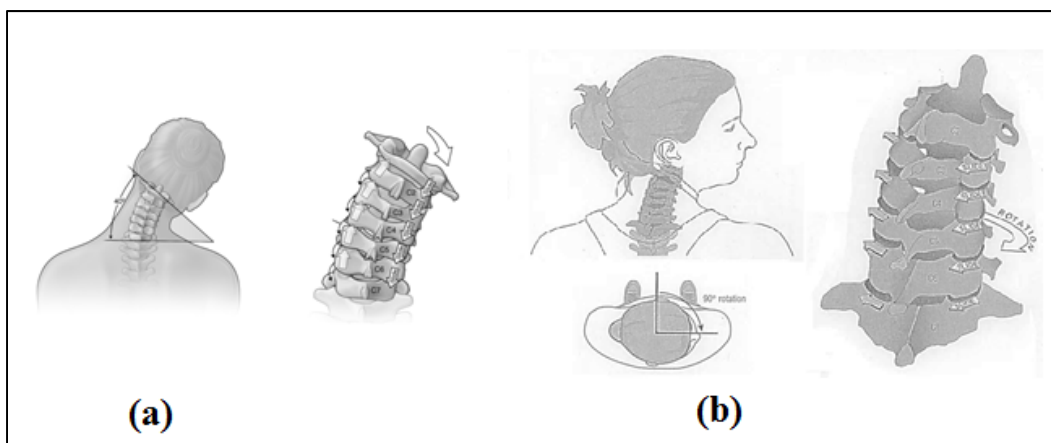
Adaptée de <https://www.studyblue.com/#flashcard/view/6860063>

Figure 1.12 (a) Mouvement d'inflexion latérale. (b) Mouvement de rotation axiale.

Adaptée de Dutton (2004)

La connaissance des amplitudes de mouvement maximales est une ressource intéressante mais pour la validation des modèles numériques, il est important de connaître aussi les relations entre les forces appliquées sur la colonne et le déplacement créé. Or, seules les études *in vitro* permettent de mesurer les deux simultanément (Panjabi et al., 2001; Wen, 1993). Les travaux de Wheeldon et al. (2006) et Nightingale et al. (2002, 2007) sont notamment très intéressants pour notre étude car ils proposent des courbes de rotation/moment pour le segment cervical (Figure 1.13) et pour chaque UF en flexion et en extension.

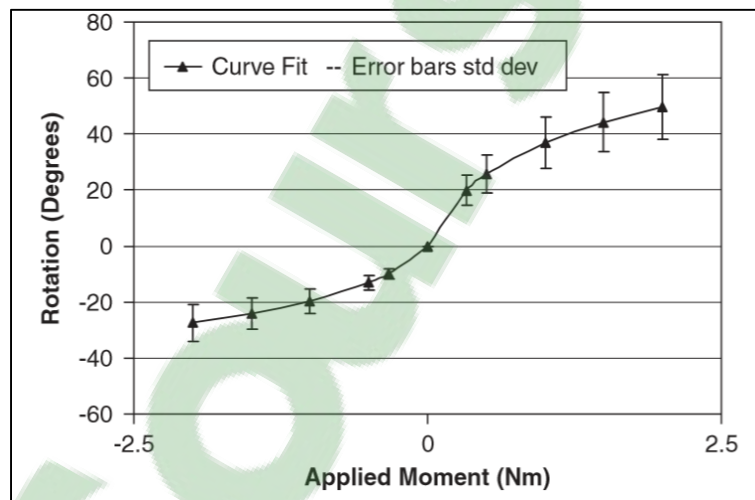


Figure 1.13 Courbe rotation-moment pour le segment C2-T1 complet.

Tirée de Wheeldon et al. (2006)

1.2.2 Propriétés mécaniques des tissus osseux, du disque intervertébral et de la moelle épinière

Les propriétés mécaniques des tissus humains sont très complexes et dépendent d'un grand nombre de variables comme l'âge du sujet et sa morphologie (Pintar, Yoganandan et Voo, 1998). L'évolution du comportement des tissus est généralement donnée par des courbes de contraintes/déformation. On distingue la phase physiologique durant laquelle les contraintes n'impliquent pas de dommages, la phase traumatique durant laquelle des dommages

apparaissent (fissures pour l'os et rupture de fibres pour les tissus mous) et enfin la rupture totale du tissu (caractérisée par la limite à la rupture).

1.2.2.1 Tissus osseux

La vertèbre est composée de deux types de tissus osseux : l'os trabéculaire et l'os cortical qui ont chacun des propriétés mécaniques distinctes. Le comportement des ces deux tissus a été étudié en tension mais surtout en compression (Garo, Arnoux et Aubin, 2009; Hansen et al., 2008; Kopperdahl et Keaveny, 1998; Shim et al., 2005), qui représente le mode de rupture principal du corps vertébral (Jeanneret et al., 2007). L'étude de Kopperdahl et Keaveny (1998) a d'abord montré que les champs de déformation en compression étaient proportionnels aux densités respectives de l'os trabéculaire ($0,18 \text{ g.cm}^{-3}$) et de l'os cortical ($0,51 \text{ g.cm}^{-3}$). L'étude de Shim et al. (2005) s'est intéressée aux propriétés de l'os trabéculaire et donnait un module d'Young de 242 MPa en quasi-statique. L'auteur remarquait également que la résistance dynamique augmentait avec le taux de déformation. Les courbes expérimentales contraintes-déformations (Figure 1.14) prenant en compte le taux de déformation ($\dot{\epsilon}$) et la densité (ρ) ont permis de développer un modèle viscoélastique intégrable dans les modèles numériques.

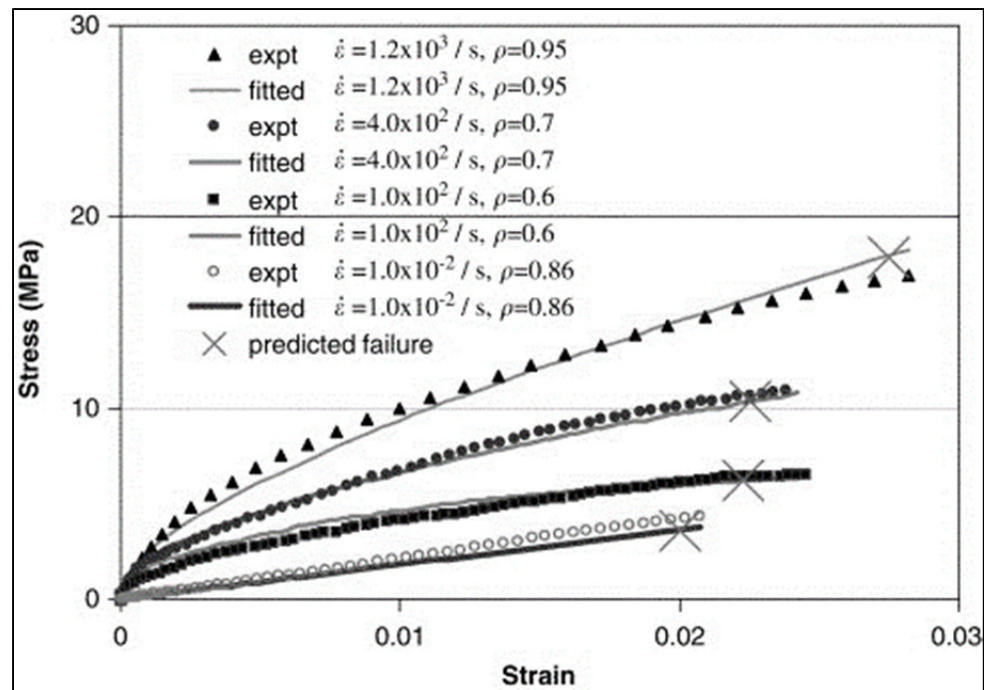


Figure 1.14 Courbes contraintes - déformations pour un chargement en compression de l'os trabéculaire.

Tirée de (Shim et al., 2005).

Une étude similaire sur l'os cortical reportait également une augmentation de la résistance en fonction du taux de chargement appliqué (Hansen et al., 2008). Une étude plus récente de Garo, Arnoux et Aubin (2009) estimait les propriétés de l'os cortical et trabéculaire en reproduisant un test expérimental sur un modèle élément fini. Les résultats présentés pour les deux types de tissus confirmaient la plus grande résistance de l'os cortical (2625 MPa contre 48 MPa) mais aussi l'augmentation de la résistance en fonction du taux de déformation.

1.2.2.2 Disque intervertébral

Contrairement aux ligaments, le DIV ne travaille pas uniaxialement et sa réponse dépend du type et de l'amplitude des chargements appliqués. Cependant, le DIV a pour principale fonction de répondre à des chargements en compression (Yoganandan, Kumaresan et Pintar, 2001). Son comportement a donc largement été étudié dans ce mode de déformation (Moroney et al., 1988; Schmidt et al., 2007), et les auteurs ont identifié une réponse non

linéaire (Yoganandan, Kumaresan et Pintar, 2001). Dans les premières études le DIV était principalement représenté par un module d'Young en compression variant de 2,5 à 200 MPa (Dauvilliers et al., 1994; De Jager et al., 1994; Saito et al., 1991) ou par une raideur variant de 60 à 92 N/mm (De Jager et al., 1994). Plus récemment des propriétés mécaniques plus complexes ont été proposées pour tous les composants du DIV. Les modèles actuels du noyau et de l'anneau fibreux sont hyperélastiques (Wagnac et al., 2012) ou viscoélastiques et doivent prendre en compte la dépendance au taux de chargement. Wagnac et al. (2011) ont notamment intégré ce comportement beaucoup plus rigide à haute vitesse dans leur MEF. Les courbes de traction non-linéaires et dépendantes du taux de déformation ont été mesurées sur les fibres de collagènes (Shirazi-Adl, Ahmed et Shrivastava, 1986a) et peuvent être intégrées dans les modèles (Wagnac et al., 2011). Le DIV étant composé en grande partie de fluide, les expérimentations ont également permis de mesurer des pressions intradiscales entre 100 et 300 KPa (Li-Ping et al., 2010; Schmidt et al., 2007) pour des chargements physiologiques. Ces données expérimentales ont permis de construire et valider de nombreux modèles numériques.

1.2.2.3 Moelle épinière

Les propriétés de la moelle épinière sont encore assez mal connues comparativement aux autres tissus. Les principales études ont révélé un comportement non linéaire de la moelle (pie mère, matières blanche et grise) en traction (Bilston et Thibault, 1995; Fiford et Bilston, 2005). La matière blanche et la matière grise sont des tissus très mous qui ont mécaniquement peu de résistance par rapport à d'autres tissus. Les valeurs de contraintes et déformations à la rupture dans la matière blanche (97 KPa – 165 %) et grise (159 KPa – 44 %) peuvent être extrapolées (Fradet, 2014) de l'étude d'Ichihara et al. (2001) (Figure 1.15).

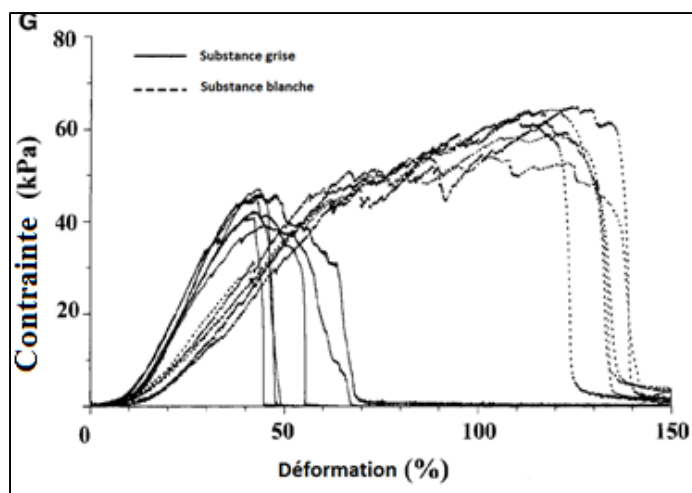


Figure 1.15 Courbes contraintes/déformation dans les substances blanches et grises.

Adaptée de Ichihara
(2001, p. 364)

Malgré la difficulté de dissocier la pie mère de la matière blanche deux études sont parvenues à identifier des modules d'Young équivalents (2,3 et 9,7 MPa respectivement) en traction (Ozawa et al., 2004; Tunturi, 1978) pour la pie mère isolée qui se sont avérés bien supérieurs à ceux des matières blanches et grises.

La dure mère est une membrane qui maintient les structures molles en place. Son comportement a d'abord été décrit comme linéaire et anisotrope (Runza et al., 1999) avec des modules d'Young différents selon la direction de sollicitation. Plus tard, un modèle mathématique décrivant un comportement viscoélastique non-linéaire a été proposé par Wilcox et al. (2003b). Le caractère non linéaire des courbes de contraintes / déformations en traction a été confirmé par l'étude de Maikos, Elias et Shreiber (2008) sur des moelles de rat. Le comportement de la dure mère semble se rapprocher de celui des fibres de collagène (Maikos, Elias et Shreiber, 2008). Plus récemment, Persson et al. (2010) ont étudié l'influence du taux de déformation sur les propriétés de la dure mère et montré que son effet n'est pas significatif.

L'élasticité des racines nerveuses et des ligaments dentelés (Tunturi, 1978) a été rarement étudiée et leurs propriétés mécaniques sont mal connues.

Le liquide céphalo-rachidien, pour sa part exerce une pression hydrostatique sur les tissus environnants au repos, mais cette pression varie dès lors que le corps se met en mouvement (O'Connell, 1970). Cette couche de fluide permet de réduire l'intensité des déformations dans la moelle lors de traumatismes sans parvenir à les annuler (Jones et al., 2008), notamment lors de la pénétration d'un fragment osseux (Persson, Summers et Hall, 2011).

1.2.3 Propriétés mécaniques des ligaments spinaux

De nombreuses études *in vitro* ont été réalisées pour comprendre le comportement des ligaments spinaux. Les études de Yoganandan, Kumaresan et Pintar (2000) et Gzik, Wolański et Tejszerska (2008) ont identifié un comportement non linéaire des ligaments en traction avec un fort allongement au début du mouvement (« toe region ») suivi d'une augmentation progressive de la résistance jusqu'à la rupture. Ces propriétés des ligaments mesurées pour des faibles vitesses ne suffisaient cependant pas à décrire les comportements observés sur des structures pathologiques et traumatiques. En effet, plusieurs études (Ivancic et al., 2007; Mattucci et al., 2012; Trajkovski et al., 2014) ont confirmé l'impact important du taux de déformation sur le comportement du ligament et les forces à la rupture. Trajkovski et al. (2014) insistaient notamment sur l'importance de prendre en compte à la fois la non-linéarité et la dépendance au taux de déformation pour décrire les propriétés des ligaments dans les modèles numériques. Dans ce contexte, les études expérimentales réalisées par Mattucci et al. (2012, 2015) se sont révélées très importantes. Mattucci et al. (2012) ont d'abord remarqué que les sujets cadavériques utilisés dans la plupart des études précédentes étaient d'un âge avancé (moyenne de 80 ans pour l'étude d'Ivancic et al. 2007). Robertson et al. (2002) ont cependant montré que les accidents de la route touchaient en majorité les sujets plus jeunes (moyenne de 30 ans pour les motocyclistes et 38 ans pour les conducteurs d'automobiles). Mattucci et al. (2012) ont donc réalisé des essais en traction à faible ($0,5 \text{ s}^{-1}$), moyen (20 s^{-1}) puis fort ($150\text{-}250 \text{ s}^{-1}$) taux de déformation sur plusieurs ligaments cervicaux

isolés (ALL, PLL, CL, LF, ISL) provenant de sujets jeunes (sujets mâles 41 ans et femelles 47 ans) (Figure 1.16). Cette étude fournit donc un ensemble complet de corridors de données expérimentales pour chaque ligament.

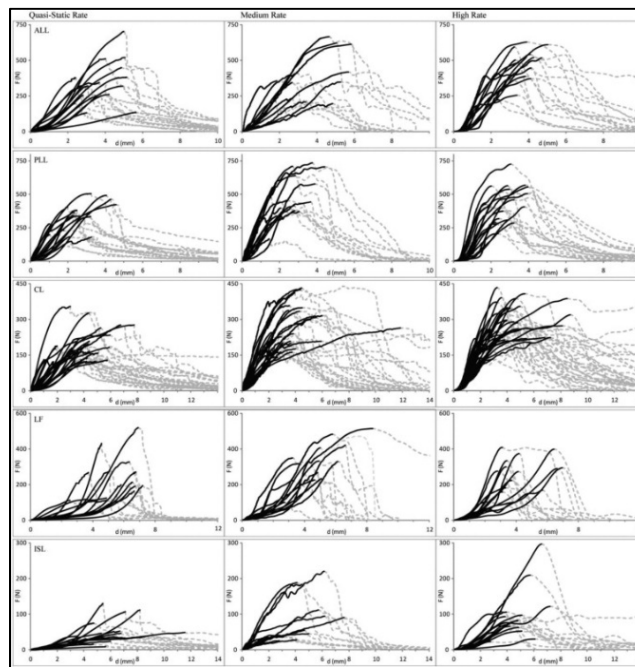


Figure 1.16 Courbes de force/déplacement pour chaque ligament cervical.

Tirée de Mattucci (2012)

Dans un second article, Mattucci et Cronin (2015) ont présenté une méthode pour caractériser la réponse moyenne des ligaments en séparant la courbe forces-déplacements en 4 zones (neutre, linéaire, traumatique et post-rupture) (Figure 1.17) régies par des équations distinctes. Ce modèle permet donc de décrire à la fois le comportement non linéaire et le comportement dépendant du taux de déformation pour chaque ligament cervical (Figure 1.18). Ces données sont très intéressantes pour les modèles numériques car elles sont directement exploitables. En effet, le comportement de chaque type de ligament peut être intégré dans des lois tabulées sous la forme de courbes contraintes-déformations. Les simulations peuvent ensuite être directement comparées aux courbes expérimentales et les propriétés ajustées pour une calibration fine. Cela pourrait permettre d'utiliser les modèles

numériques dans des conditions de chargement variées sans avoir à ajuster les propriétés au cas par cas.

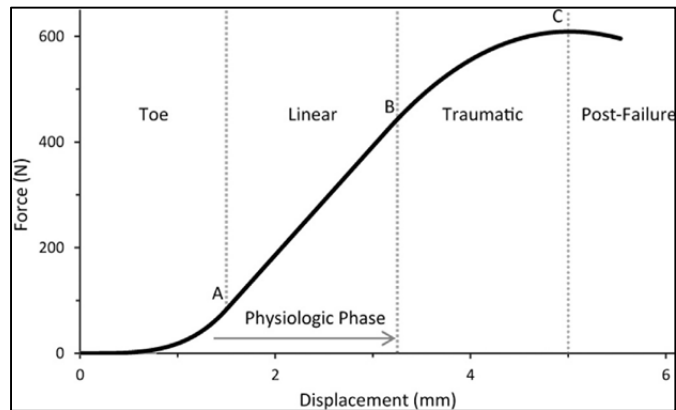


Figure 1.17 Zones caractéristiques d'une courbe force-déplacement idéale.

Tirée de Mattucci (2015)

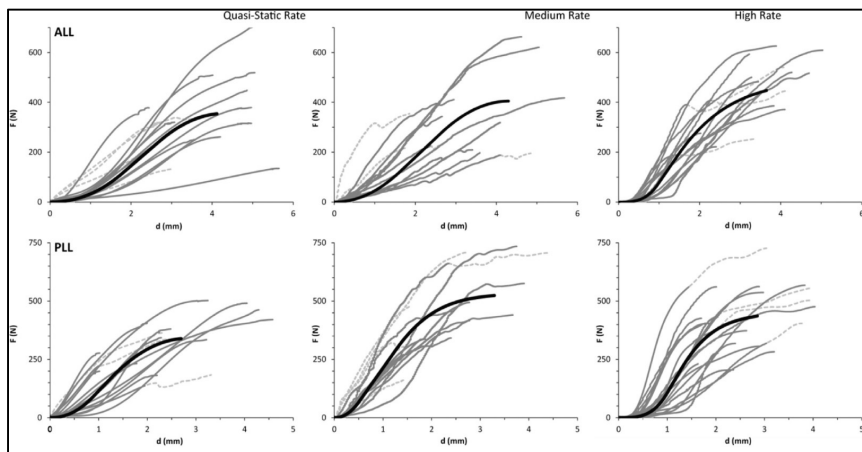


Figure 1.18 Courbes de comportement moyen.

Tirée de Mattucci (2015)

1.3 Traumatismes de la colonne vertébrale

Cette partie de la revue des connaissances s'intéresse aux traumatismes du rachis. Après une brève présentation de l'épidémiologie des lésions, les types de traumatismes et leur

classification seront présentés ainsi que leurs potentielles conséquences sur la santé du patient.

1.3.1 Épidémiologie des lésions

On estime à 30,000 le nombre de traumatismes à la colonne vertébrale par année en Amérique du Nord. Parmi ce nombre, le tiers touche la région cervicale (Sundgren, Philipp et Maly, 2007a). Parmi les conséquences directes de ces lésions, les blessures à la moelle épinière, appelées blessures médullaires, présentent un risque élevé pour la santé du patient à court, moyen et long terme (déficit neurologique, paralysie permanente). Leur incidence annuelle est évaluée entre 35 et 40 par million d'habitants en Amérique du Nord contre 16 par million d'habitants en Europe (Lee et al., 2014). Au Canada, environ 1785 lésions médullaires d'origine traumatique sont répertoriées chaque année et on estime que 40,000 personnes vivent présentement avec une telle lésion (INESSS-ETMIS, 2013), ce qui engendre un coût social important pouvant aller jusqu'à 1,000,000 \$ par an pour les blessures permanentes (Sundgren, Philipp et Maly, 2007a).

Les accidents de véhicules motorisés (AVM) restent la cause principale des blessures médullaires, étant responsables de 35 à 65.5 % des cas devant les chutes (12.9 à 36 %) et les accidents lors de pratiques sportives (Moutquin, Larouche et Mayot, 2013; Pickett et al., 2006; Pirouzmand, 2010; Sundgren, Philipp et Maly, 2007a). Seule l'étude de (Leucht et al., 2009) diverge en plaçant les chutes majoritairement responsables (59 %), devant les accidents de la route (26.5 %) et les activités sportives (5.2 %).

Les traumatismes spinaux touchent plus souvent les hommes que les femmes dans un rapport de 2 à 3 pour 1 selon les études (Leucht et al., 2009; Moutquin, Larouche et Mayot, 2013; Pickett et al., 2006). La plupart des auteurs donnent une moyenne d'âge autour de 40 ans, mais deux études vont plus loin dans l'analyse de la distribution d'âge et remarquent deux pics : un premier à 30 ans et un second à 65 (Moutquin, Larouche et Mayot, 2013) ou 80 ans (Pickett et al., 2006). Le pic à 30 ans s'explique principalement par la pratique des sports à haut risque (chutes à haute énergie, accidents) chez les personnes plus jeunes. Le pic à 65-85

ans s'explique par l'augmentation des chutes simples chez les personnes âgées. L'étude de (Leucht et al., 2009) précise que les personnes plus jeunes (moyenne 35 ans) sont plus touchées par les fractures de type B et C (selon la classification de Magerl) (section 1.3.3.1).

Bien que les types de données soient différents selon les auteurs, l'importance du segment cervical ressort dans la plupart des études. Leucht et al. (2009) précisent que les blessures cervicales représentent 20 % du total et qu'elles sont associées dans 65 % des cas à d'autres lésions. D'autres études soulignent que 50 à 75 % des blessures médullaires sont observées au niveau cervical (Moutquin, Larouche et Mayot, 2013; Pickett et al., 2006) et que 40 % des traumatismes cervicaux débouchent sur une lésion médullaire (Sundgren, Philipp et Maly, 2007a). Si la proportion des blessures cervicales semble plus faible par rapport au niveau thoracolombaire (Leucht et al., 2009), le risque de lésion médullaire est en revanche plus élevé.

1.3.2 Conséquences des traumatismes rachidiens

Les traumatismes rachidiens engendrent différents types de lésions dont les principales sont les entorses ligamentaires, les fractures osseuses (Section 1.3.3) et les troubles neurologiques. Les entorses cervicales (bénignes ou graves) sont des blessures courantes (Attard et al., 2004) caractérisées par une atteinte du complexe discoligamentaire. Dans la plupart des cas, elles résultent d'un mouvement de flexion ou d'extension forcée notamment lors des AVM (« *whiplash* »). Les entorses bénignes se caractérisent par un étirement des structures ligamentaires antérieures ou postérieures. Lors d'une entorse grave, il y a rupture du mur postérieur ou antérieur. Les ruptures du complexe ligamentaire postérieur (PLC), qui comprend le ligament nuchal, le ligament interépineux et le ligament jaune, sont caractéristiques des blessures en hyperflexion. Le PLC contribuant à la stabilité du rachis en flexion, son intégrité est un critère important pour le choix du traitement (Vaccaro et al., 2009). Cependant lors de la prise en charge pré-hospitalière, le risque potentiel associé à la manipulation du rachis en présence d'une telle lésion est mal connu.

Les traumatismes de la colonne cervicale peuvent également générer des troubles neurologiques post-traumatiques à court, moyen et long terme. En effet, une atteinte des structures protectrices du rachis peut conduire à une lésion médullaire. Le dernier rapport de l'INESSS-ETMIS (Moutquin, Larouche et Mayot, 2013) décrit l'atteinte médullaire comme suit : « *Atteinte à l'intégrité de la moelle épinière ou de ses racines qui interrompt ou ralentit la conduction nerveuse pouvant mener à des états de paralysie partielle ou totale des membres et un mauvais fonctionnement des fonctions urinaire et fécale.* ». Ces lésions ont un coût social très important qui s'élevait à 4 milliards de dollars pour l'année 1990 aux États-Unis (Bernhard et al., 2005).

L'évolution d'une lésion médullaire est généralement décrite en plusieurs étapes dont deux sont très importantes lors de la prise en charge. La **phase primaire** est la conséquence directe des sollicitations mécaniques subies lors du traumatisme. Les fractures osseuses et les ruptures du complexe discoligamentaire peuvent créer une instabilité mécanique du rachis cervical. Elle peut se traduire par des déplacements intervertébraux anormaux (antélisthesis) ou la rétropropulsion d'un fragment osseux dans le canal médullaire ce qui crée une compression ou un pincement de la moelle épinière. La **phase secondaire immédiate** intervient dans les deux premières heures suivant le traumatisme et résulte de multiples facteurs dont l'instabilité vertébrale, le développement d'un œdème (gonflement), la démyélinisation des axones et les hémorragies dans le complexe médullaire (Oyinbo, 2011). Ces troubles vasculaires peuvent conduire à une dégénération des tissus autour de la lésion (ischémie) (Dion et al., 2010) et interrompre l'influx nerveux moteur et sensitif. Dans les cas plus graves, une lésion cervicale conduit à une tétraplégie qui induit une perte du contrôle musculaire en dessous du niveau atteint. Au-dessus de la 4^e vertèbre, une lésion peut induire une insuffisance respiratoire nécessitant une assistance mécanique prolongée, on parle de tétraplégie ventilo-assistée (TVA) (Moutquin, Larouche et Mayot, 2013).

1.3.3 Classifications des traumatismes

Pour comprendre le lien entre le traumatisme et la lésion médullaire, il est important de connaître les différents mécanismes lésionnels mis en jeu. De nombreux auteurs se sont attachés à répertorier, décrire et classer ces traumatismes. Les classifications ont pour but de fournir un outil supplémentaire au clinicien pour décider rapidement du traitement (Allen Jr et al., 1982), mais aucune n'a jusqu'ici été acceptée universellement (Patel et al., 2010; Shousha, 2014; Stone et al., 2010). Deux classifications (et leurs adaptations) parmi les plus anciennes sont cependant citées régulièrement : celle de Denis (1983) et celle de Magerl et al. (1994).

1.3.3.1 La classification de Magerl et ses adaptations

Dans cette classification (conçue pour les segments thoraciques et lombaires), Magerl et al. (1994) séparent les traumatismes en fonction du type de sollicitation mécanique (Figure 1.19) : les lésions par compression (type A) ; par distraction en flexion (B1-B2) et extension (B3) et par rotation/translation (type C).

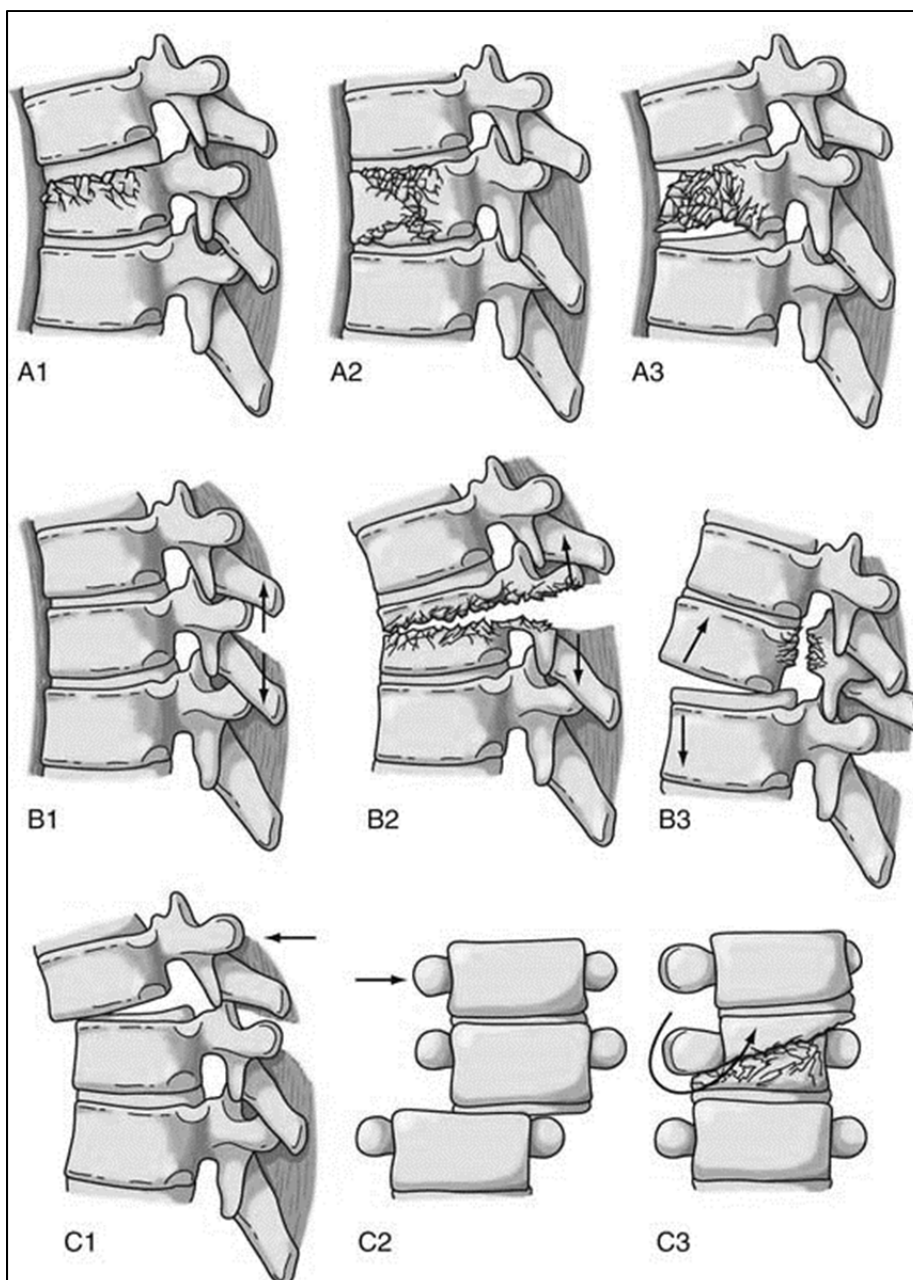


Figure 1.19 Représentation des fractures vertébrale de types A, B et C selon Magerl et al. (1994).

Tirée de <http://clinicalgate.com/diagnosis-and-management-of-thoracic-spine-fractures/>

La description se poursuit pour chaque type en groupes et sous-groupes en fonction du type de tissu atteint (disco-ligamentaire, osseux), du type de fracture ou encore du sens du

mouvement (hyperflexion, hyperextension). Cette classification a aussi été adaptée pour le segment cervical par (Jeanneret et al., 2007). Les principales différences apparaissent pour le type C. Cette version s'appuie sur l'analyse de plus de 1000 sujets, ce qui fournit des données intéressantes sur la prévalence de chaque type de fracture (le type B étant le plus fréquent avec 43,3 % des cas). Les auteurs associent de plus à chaque type de blessure le déficit neurologique associé (calculé en fonction du score ASIA) qui semble s'aggraver du type A (42 %) au type C (62.7 %).

La principale critique de cette classification reste que la répétabilité intra et interobservateur n'a pas été clairement établie. De plus, la description des mécanismes reste présumée et l'utilisation de la radiographie ne permet pas de déterminer l'état des tissus ligamentaires, ce qui diminue son impact sur le diagnostic et le choix du traitement (Vaccaro et al., 2007). Cette classification reste cependant très utile pour le biomécanicien. Elle donne un bon aperçu des sollicitations mécaniques à l'origine des lésions et permet ainsi de les reproduire dans le cadre d'études numériques ou expérimentales.

1.3.3.2 La classification de Denis

Denis (1983) introduit dans cette classification (pour les niveaux thoraciques et lombaires) le concept des trois colonnes : antérieure, centrale et postérieure (Figure 1.20). La colonne antérieure est constituée de la partie antérieure du DIV et l'ALL ; la colonne du milieu regroupe la partie postérieure du DIV et le PLL enfin, la colonne postérieure regroupe les éléments ligamentaires postérieurs (CL, LF, ISL, NL). Les blessures sont classées comme majeures ou mineures : les blessures mineures sont celles qui ne créent pas d'instabilité post-traumatique, les blessures majeures au contraire sont instables. Chaque type de fracture est décrit selon les sollicitations mécaniques (compression, distraction) créées sur chacune des trois colonnes. L'intérêt de cette classification réside également dans l'utilisation de grades d'instabilité pour évaluer la gravité des lésions : les blessures stables désignent les compressions modérées du corps vertébral sans rupture du complexe postérieur ; le premier grade d'instabilité est purement mécanique et désigne les blessures d'hyperflexion et

d'hyperextension avec rupture de plusieurs ligaments; le deuxième grade d'instabilité est neurologique et regroupe les fractures par éclatement qui viennent impacter la moelle; le dernier grade est à la fois neurologique et mécanique et fait référence aux fractures-dislocations complètes. Une atteinte de la colonne centrale semble être influente sur la stabilité de la colonne et l'auteur réitère l'importance du complexe disco-ligamentaire. Bien que plus axée vers des mécanismes de blessures proches des observations cliniques, cette classification souffre des mêmes critiques que celle de Magerl et al. (1994). Les mécanismes de lésion sont présumés car la radiographie permet seulement de connaître l'état post-traumatique de la colonne. De plus, la radiographie ne permet pas d'évaluer avec certitude l'état du complexe ligamentaire et donc la stabilité de la blessure.

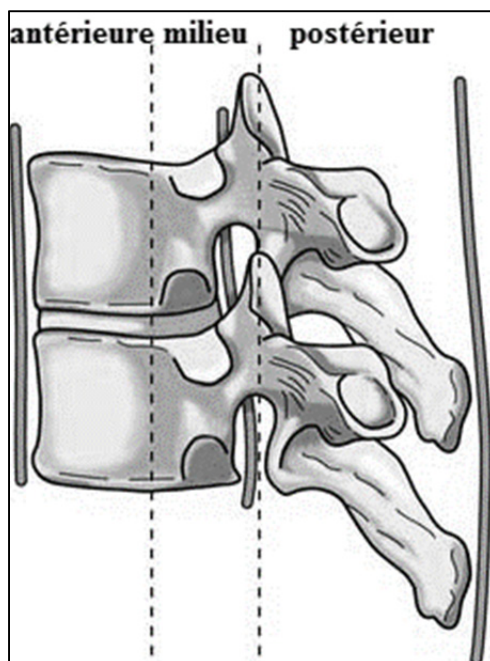


Figure 1.20 Concept des trois colonnes de Denis (1983).

Tirée de

<http://clinicalgate.com/diagnosis-and-management-of-thoracic-spine-fractures/>

1.3.3.3 Autres classifications

Parmi les plus anciennes publications, la classification d'Allen Jr et al. (1982) utilise les mêmes mécanismes de blessures que Magerl et al. (1994) et Denis (1983), mais les applique au segment cervical. Chaque type de blessure est décomposé en plusieurs grades de gravité croissante. Cette classification, un peu trop théorique, a été simplifiée par Harris, Edeiken-Monroe et Kopaniky (1986) pour la rendre plus intéressante cliniquement. Plus récemment, d'autres auteurs ont proposé de nouvelles classifications des lésions axées spécifiquement sur le segment cervical sans parvenir à une reconnaissance supérieure aux autres (Stone et al., 2010). La classification proposée par Vaccaro et al. (2007) semble la plus prometteuse, car elle prend en compte plus d'information, dont la morphologie et l'intégrité du système discoligamentaire. L'amélioration de l'imagerie et notamment l'utilisation de la tomodensitométrie en complément de la radiographie permettent de mieux évaluer l'état des tissus indirectement par des mesures de distances intervertébrales (Daffner, Brown et Goldberg, 2000; Shousha, 2014). Le tableau 1.2 résume les spécificités des différentes classifications

Tableau 1.2 Spécificités des différentes classifications des lésions.

Auteur et date	Spécificité
Allen et al. (1982)	Description des mécanismes de blessure au niveau cervical
Denis et al. (1983)	Introduction du concept des trois colonnes
Harris, J. H. et al. (1986)	Simplification de la classification d'Allen et al. (1982) pour une utilisation clinique
Magerl et al. (1994)	Description détaillée des blessures aux niveaux thoraciques et lombaires selon le type de sollicitation mécanique
Daffner et al. (2000)	Classification intégrant des images tomodensitométriques en complément de la radiographie classique
Jeanneret et al. (2007)	Application de la classification de Magerl et al (1983) aux traumatismes cervicaux
Vaccaro et al. (2007)	Intégration des critères morphologiques, neurologiques ainsi que l'intégrité du complexe disco-ligamentaire dans une classification des traumatismes cervicaux
Stone et al. (2010)	Comparaison de la fiabilité de plusieurs classifications
Shousha et al. (2014)	Classification basée sur le type de structure touché (os, complexe discoligamentaire) plutôt que sur les mécanismes.

1.4 Études biomécaniques sur la stabilité post-traumatique

Une conséquence de l'atteinte des différentes structures discoligamentaires et osseuses est la création d'une instabilité de la colonne cervicale. Un critère d'instabilité documenté dans la littérature est l'atteinte d'au moins deux des trois colonnes de Denis (i.e la colonne du milieu et la colonne antérieure ou postérieure) (Attard et al., 2004; White et Panjabi, 1987). En plus des importants travaux de Panjabi (Panjabi et al., 1991b; Panjabi, 1992; Panjabi et al., 1998; Panjabi et al., 1989; Panjabi, Nibu et Cholewicki, 1998; Panjabi et al., 2004; White et Panjabi, 1987), de nombreuses études ont été réalisées sur l'impact de fractures et de dislocations sur la stabilité (Carrino et al., 2006; Mayer et al., 2013; Rihn et al., 2010). Si les fractures osseuses sont mieux détectables et traitées avec attention, les lésions discoligamentaires ne doivent pas être négligées (entorses cervicales). Or, la dégradation des tissus mous est difficilement repérable sur les radiographies (couramment utilisées) et même

l'utilisation d'autres dispositifs d'imagerie ne garantit pas la fiabilité du diagnostic (Mayer et al., 2013; Vaccaro et al., 2009). L'étude du complexe ligamentaire présente donc un intérêt clinique important pour le diagnostic de l'instabilité.

1.4.1 Études sur le complexe ligamentaire

Les études expérimentales de Heuer et al. (Heuer et al., 2007a; Heuer et al., 2007b; Heuer, Schmidt et Wilke, 2008) ont largement contribué à une meilleure connaissance des conséquences d'une lésion ligamentaire. Les auteurs présentaient un protocole de résection progressif des structures anatomiques sur des UF du niveau vertébral L4-L5 (Heuer et al., 2007a; Heuer et al., 2007b) puis L2-L3 (Heuer, Schmidt et Wilke, 2008). Dans l'ordre, le ligament nucal, interépineux et jaune, les capsules ligamentaires, le ligament longitudinal postérieur et enfin le nucleus étaient retirés chirurgicalement. À chaque étape, des moments purs étaient appliqués progressivement (de 1 à 10 Nm) sur l'UF (Figure 1.21) dans plusieurs directions (flexion/extension, inflexion latérale et rotation axiale).

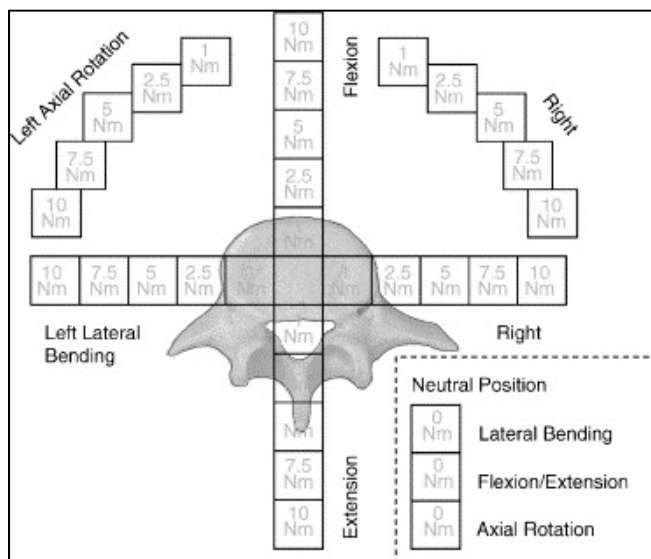


Figure 1.21 Protocole expérimental pour évaluer l'impact d'une résection ligamentaire sur les amplitudes de mouvements d'une unité fonctionnelle lombaire.

Tirée de Heuer et al. (2007b)

Dans la première étude de (Heuer et al., 2007b), l'impact de la résection sur les amplitudes de mouvement était analysé. L'article concluait qu'une transection des ligaments du mur postérieur (SSL, ISL et LF) augmentait l'amplitude de flexion principalement. Le LF semblait avoir plus d'influence que l'ISL et le SSL. Les CL avaient autant d'impact sur la flexion que le LF mais étaient très influents sur la rotation axiale. L'ALL avait une influence importante sur l'amplitude d'extension. Le retrait du nucleus avait un impact sur tous les types de mouvement. Gillespie et Dickey (2004) avaient également étudié l'effet d'une résection ligamentaire postérieure (SSL, ISL, LF et CL) sur des UF lombaires (L4-L5) porcines en flexion / extension. Dans cette étude, le complexe SSL-ISL était le plus important stabilisateur en flexion ce qui diffère des conclusions de Heuer et al. (2007b). La seconde étude (Heuer et al. 2007a) montrait l'augmentation de la pression intradiscale lors de la résection. La transection des éléments postérieurs augmentait la pression en flexion ce qui suggère un déplacement des contraintes vers le disque. Enfin, la troisième étude s'intéressait plus particulièrement aux déformations de l'annulus et au gonflement du disque. L'article suggérait notamment que le gonflement du disque était plus important en flexion (Heuer, Schmidt et Wilke, 2008). Ces résultats ont cependant été obtenus sur des UF lombaires moins mobiles que pour le segment cervical. De plus, l'étude de (Kettler et al., 2000) montrait que les amplitudes de mouvement observées sur des unités fonctionnelles étaient plus importantes que celles obtenues sur des segments plus longs.

Plus récemment, l'article de (Rasoulinejad et al., 2012) présentait une résection progressive des structures anatomiques sur un segment C3-C5. La transection du complexe ligamentaire postérieur entier (NL, ISL, LF), d'une capsule articulaire et d'un processus articulaire était effectuée. L'influence de ces résections sur l'amplitude de mouvement dans les trois directions (1.5 Nm en FE, IL et RA) était ensuite étudiée. L'auteur notait une augmentation de toutes les amplitudes après la transection du complexe ligamentaire postérieur complet. Cependant, la variation d'amplitude reste très faible (5%), le moment appliqué étant peu élevé. L'effet de la transection facettaire unilatérale était plus marqué sur la rotation axiale et l'inflexion latérale. Cette étude soulève la même critique que les précédentes car elle

utilise une UF et non le segment cervical complet. De plus, le très faible moment utilisé permet peu de conclusions sur la fonction stabilisatrice du complexe ligamentaire postérieur.

1.4.2 Influence sur la moelle épinière

Les critères de stabilité actuels restent essentiellement structurels et ne prennent pas en compte le risque neurologique (Kroeker et Ching, 2013). Aucune étude n'a jusqu'à présent évalué expérimentalement l'impact de l'instabilité mécanique sur la moelle épinière. Seule l'étude de (Li-Ping et al., 2010) analysait la variation de surface du canal médullaire lors de mouvements physiologiques mais elle n'incluait pas de résection anatomique. Ce manque peut-être expliqué par la dégradation rapide de la moelle épinière après le décès du patient. Les expérimentations in vitro sur la moelle humaine sont donc rares. Pourtant la moelle épinière est la structure la plus importante et la plus fragile de la colonne cervicale et devrait être incluse dans les études sur l'instabilité.

1.5 Prise en charge d'un patient traumatisé

La prise en charge d'un patient traumatisé se déroule en plusieurs étapes. Elle commence sur les lieux de l'accident par l'intervention des équipes d'urgence et se poursuit par les soins à court terme, le suivi des complications et la rééducation (Moutquin, Larouche et Mayot, 2013). Cette partie de la revue s'intéressera plus particulièrement à la phase préhospitalière et au diagnostic clinique. La phase préhospitalière intervient de l'arrivée des secours d'urgence à la prise en charge par l'équipe médicale du centre hospitalier. Les premiers secours ont la responsabilité cruciale d'effectuer un diagnostic préliminaire de l'état du patient traumatisé et d'assurer son transport rapide et sécurisé vers les services adéquats. L'équipe clinique se charge ensuite d'effectuer un diagnostic complet et de définir et mettre en œuvre la stratégie de traitement.

1.5.1 Diagnostic et prise en charge préhospitalière

Les secours d'urgence sont les premiers acteurs de la prise en charge et ils ont la lourde tâche d'effectuer un diagnostic initial et au besoin de préserver les fonctions vitales du patient. La plupart des auteurs s'accordent sur le fait qu'une lésion médullaire d'origine traumatique (LMT) doit être suspectée dès les signes d'un polytraumatisme ou d'un traumatisme crânien (Bernhard et al., 2005; Dion et al., 2010). Une difficulté respiratoire indique une probable TVA et doit être traitée en priorité. Le transport du patient au centre de traitement adapté doit être fait rapidement et en sécurité.

Avant 1970, les patients n'étaient pas systématiquement immobilisés pendant le transport et le taux de lésions complètes à l'arrivée était de 55 % (Dion et al., 2010). L'étude de Podolsky et al. (1983) mentionnait que 25 % des lésions médullaires étaient causées ou aggravées par une mauvaise prise en charge lors du transport. Cette observation a conduit au développement d'un protocole d'immobilisation du patient lorsqu'une LMT est suspectée. La première étape est la mise en place d'un collet cervical (Figure 1.22) en conservant le rachis dans la position la plus neutre possible (Hauswald et Braude, 2002). L'objectif est de réduire le risque de mouvements post-traumatiques, principalement en flexion-extension (grande amplitude). Le patient est ensuite placé sur une planche d'immobilisation pour le transport vers les urgences. Citant une étude de la SOFCOT, l'article de Dion et al. (2010) souligne que le taux d'aggravation des lésions a diminué de 12 % en 1983 à 3 % en 2001, mais ne précise pas si la mise en place de protocoles d'immobilisation en est la cause.



Figure 1.22 Exemple de collet cervical préhospitalier.

Tirée de

<http://www.handicat.com/at-num-25566.htm>

Plusieurs auteurs ont récemment questionné le dogme de l'immobilisation post-traumatique. Dans une revue systématique, (Ala'a et al., 2015) montrait un manque de preuve de niveau suffisant pour conclure quant à l'efficacité réelle de l'immobilisation sur l'évolution de la santé du patient. En effet, les études expérimentales sur la capacité d'immobilisation des collets sont souvent faites sur des colonnes saines (Ivancic, 2013). Or l'étude biomécanique d'Horodyski et al. (2011a) montre que la capacité des collets à restreindre les mouvements d'un rachis instable est limitée notamment en flexion et extension. Un article par Lador, Ben-Galim et Hipp (2011) présentait également des cas cliniques dans lesquels une dissociation au niveau de l'occiput pouvait se produire même avec un collet. L'application systématique des collets cervicaux semble donc être aujourd'hui remise en question.

1.5.2 Évaluation Clinique

Lorsque le patient est conscient, un interrogatoire rapide vise à détecter différents critères comme des douleurs au cou et à l'épaule (Bernhard et al., 2005), un état mental altéré ou des

signes d'intoxication à l'alcool (Dion et al., 2010; Wing, 2008). Si le patient est inconscient, le type d'accident peut être indicateur (Dion et al., 2010). La gravité de la lésion médullaire peut également être déduite du score ASIA qui regroupe une évaluation motrice et sensitive de plusieurs groupes musculaires (Maynard et al., 1997). Le score donne ensuite une idée du niveau de gravité :

- **Grade A** : Complète = Aucune motricité ou sensibilité dans le territoire S4-S5 (y compris dans la région anale);
- **Grade B** : Incomplète = La sensibilité, mais pas la motricité, est préservée au-dessous du niveau lésionnel (en particulier dans le territoire S4-S5);
- **Grade C** : Incomplète = La motricité est préservée au-dessous du niveau lésionnel et plus de la moitié des muscles testés au-dessous de ce niveau ont un score < 3 ;
- **Grade D** : Incomplète = La motricité est préservée au-dessous du niveau lésionnel au moins la moitié des muscles testés au-dessous de ce niveau ont un score = 3;
- **Grade E** : Normale = la sensibilité et la motricité sont normales.

Le score ASIA est souvent recalculé à plusieurs étapes du traitement pour surveiller l'évolution de l'état neurologique du patient (Dion et al., 2010). Les patients présentant des signes de LMT lors du diagnostic initial doivent subir un examen radiographique. Une augmentation de la distance interépineuse ou interfacettaire, une antélisthésis (rupture de l'alignement vertébral) ou la rétropropulsion d'un fragment osseux dans le canal médullaire (éclatement du corps vertébral) sont des signes radiologiques d'une atteinte médullaire. Pourtant le dernier rapport de l'INESSS-ETMIS (Moutquin, Larouche et Mayot, 2013) souligne que des lésions à la moelle peuvent survenir sans fracture osseuse. Plusieurs auteurs ont récemment attiré l'attention sur ces lésions médullaires sans signes radiologiques anormaux regroupées sous le terme de SCIWORA (Dreizin et al., 2015; Szwedowski et Walecki, 2014). Les entorses graves ne doivent pas non plus être sous-évaluées (Attard et al., 2004). L'étude de (Mayer et al., 2013) pointe en effet un haut taux de faux négatif dans la détection de lésions ligamentaires lorsqu'un examen IRM supplémentaire est effectué. Une

récente étude souligne cependant que l'utilisation de la tomodensitométrie (CT-scan) pourrait permettre d'améliorer la détection (Barcelos, Joaquim et Botelho, 2016).

1.6 Modèles par éléments finis de la colonne cervicale

L'expérimentation in vitro et in vivo a permis sans aucun doute d'améliorer notre compréhension de la biomécanique traumatique de la colonne vertébrale. Cependant, cette approche est limitée par de nombreuses contraintes de temps (disponibilité des échantillons, comités d'éthique), de coûts (construction de bancs d'expérimentation) et de répétabilité (échantillons lésés non réutilisables). La moelle épinière subit notamment une dégradation rapide après le décès du sujet. Dans ce contexte, la simulation et l'analyse par éléments finis offrent une solution complémentaire aux expérimentations classiques. Les modèles par éléments finis (MÉF) sont adaptables : à la diversité morphologique humaine (paramétrisation) et aux différentes conditions expérimentales (conditions aux limites, propriétés de contact). De nombreuses situations traumatiques peuvent ainsi être simulées à partir d'un seul modèle. Les simulations ont, de plus, l'avantage d'être répétables et de fournir des données fiables pour un coût (financier et temporel) faible pourvu que la représentativité des modèles ait été validée (Wagnac, 2011). La représentativité des modèles constitue leur principale limite car les comportements mécaniques des matériaux sont tirés d'essais expérimentaux et représentent un comportement moyen. Dans cette partie, les différents modèles proposés dans la littérature (modèles cervicaux) seront présentés ainsi que le Spine Model for Safety and Surgery (SM2S) utilisé dans cette étude.

1.6.1 Modèles existants

Depuis 1990, de nombreux MÉF ont été développés pour analyser numériquement la biomécanique des lésions.

1.6.1.1 Modèles segmentaires : développement et validation

Les modèles segmentaires s'appuient sur des géométries détaillées et des propriétés calibrées pour analyser des structures articulées. La première étape de développement des modèles a été de reconstruire la géométrie des vertèbres principalement à partir d'images tomodynamométriques (Panzer et Cronin, 2009; Yoganandan et al., 1996) puis d'y intégrer des lois représentatives du comportement des tissus humains et validées par des données expérimentales. Le modèle C4-C6 de Yoganandan (Figure 1.23a) incluait le disque et les structures osseuses, mais contenait peu d'éléments (10,000) et des propriétés mécaniques linéaires et homogènes pour les tissus (Yoganandan et al., 1996). Une étude paramétrique sur le modèle confirmait l'influence des propriétés mécaniques sur le comportement et soulignait l'importance des données expérimentales pour la validation des modèles (Yoganandan et al., 1997). L'étude de Halldin et al. (2000) proposait un modèle C0-C7 (Figure 1.23b) incluant les diverses parties des DIV (dont les fibres de collagène) et des ligaments (ressorts linéaires). L'auteur proposait une validation en compression pour l'étude des chocs et la prédiction des lésions. L'article de Ng et Teo (2001) évaluait la contribution des différentes structures lors de plusieurs mouvements à partir d'un modèle C4-C6 (propriétés mécaniques linéaires) et montraient l'importance des ligaments lors de la flexion. Zhang et al. (2006) ont poursuivi le développement et la validation de ce modèle (C0-C7) en prenant en compte la variation des propriétés mécaniques à chaque niveau vertébral. Plus récemment, Panzer et Cronin (2009) ont développé un modèle segmentaire (C4-C5) incluant pour la première fois des propriétés de fluide pour le DIV ainsi que des courbes non linéaires forces/déplacement pour les ligaments. La validation du modèle est multiaxiale et permet d'évaluer la contribution précise des structures. À partir de la méthode développée par Panzer et Cronin (2009), Kallemeyn et al. (2010) proposent la validation multiaxiale d'un modèle C2-C7 (Figure 1.23c) avec des données *in vitro* du sujet ayant servi à sa construction. Ce protocole de validation spécifique leur permet de calibrer précisément les propriétés des disques (en fractionnant l'*annulus*) et des ligaments.

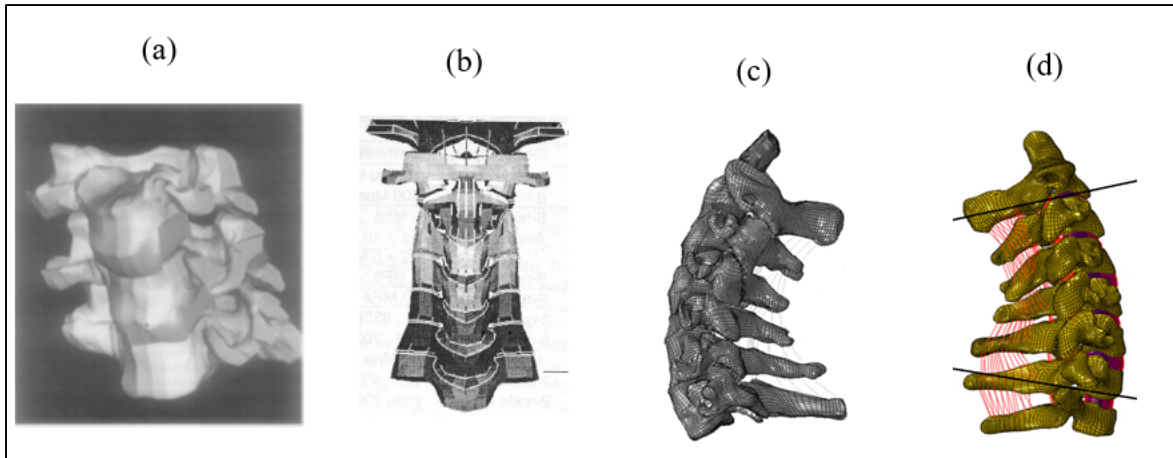


Figure 1.23 Évolution des modèles cervicaux.

Adaptée de (a) Yodanangan et al. (1996) (b) Halldin et al. (2000) (c) Kallemeyn et al. (2010)
(d) Erbulut et al. (2014)

1.6.1.2 Analyses numériques de traumatismes

Plusieurs études ont cherché à analyser numériquement la biomécanique des lésions et leurs conséquences sur la stabilité. Si les fractures osseuses ont été beaucoup étudiées (voir SM2S), de plus en plus d'articles se sont récemment intéressés à l'intégrité du complexe ligamentaire et de la moelle épinière. L'étude de DeWit (2012) reprend le modèle de Panzer et Cronin (2009) et étudie l'impact de la rupture progressive d'un ligament sur les contraintes dans les tissus osseux. D'autres auteurs se sont intéressés aux effets des impacts postérieurs sur les capsules ligamentaires (Fice, 2011) et les sources de douleur qui en résultent (Cronin, 2014). Cependant l'effet d'une blessure ligamentaire sur la stabilité du rachis a été rarement étudié numériquement. Erbulut et al. (2014) ont développé un modèle C2-T1 (Figure 1.23d) pour évaluer le rôle des tissus mous dans la stabilité mais un seul ligament est retiré chaque fois sans progression ordonnée ce qui ne permet pas de reproduire une lésion réaliste (plusieurs ligaments touchés). L'étude de Schmidt et al. (2007) est plus intéressante car elle utilise un protocole expérimental pour valider le comportement d'un MEF lombaire suite à une résection ligamentaire progressive. La procédure n'est cependant réalisée que sur L4-L5.

On remarque également qu’aucune de ces études n’intègre la moelle épinière. Les principaux travaux numériques incluant la moelle ont cherché à reproduire des mouvements physiologiques (Scifert et al., 2002) ou des lésions sur des UF (Greaves, Gadala et Oxland, 2008) et des segments isolés (Kato et al., 2009; Kato et al., 2008b; Khuyagbaatar, Kim et Kim, 2014). D’autres auteurs ont étudié l’influence du fluide cérébrospinal et des interactions fluide-structure (Cheng et al., 2014). La principale difficulté des modèles de moelle épinière reste cependant la validation de la géométrie et des propriétés mécaniques à cause du peu de données expérimentales exploitables. Une solution est d’effectuer une validation clinique spécifique en utilisant les données IRM de patients sains ou traumatisés (Czyz et al., 2012; Taso et al., 2015).

Peu d’études numériques ont donc été réalisées sur l’impact des déchirures ligamentaires sur la stabilité et aucune n’intégrait la moelle épinière. Les principales études se sont concentrées sur la reproduction de traumatismes dynamiques.

1.6.2 Le modèle SM2S (Spine Model for Safety and Surgery)

SM2S (Spine model for Safety and Surgery) est un modèle détaillé de la colonne vertébrale développé conjointement depuis 2006 par le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) de l’IFSTTAR /Université Aix-Marseille, l’École Polytechnique de Montréal et l’École de technologie supérieure de Montréal. Ce modèle a été créé pour la simulation du comportement du rachis en condition traumatique et le développement d’outils chirurgicaux. La première étape a été la modélisation d’une unité fonctionnelle (UF) lombaire L2-L3 puis du segment lombaire complet (El-Rich et al., 2009) à partir d’images tomodensitométriques d’un patient volontaire sans pathologies spinales récentes (50^e percentile, mâle). Ce modèle incluait un maillage détaillé (398,000 éléments et 97,000 nœuds) des éléments osseux (os cortical et trabéculaire) et discoligamentaires (Figure 1.24) avec des propriétés issues de la littérature.

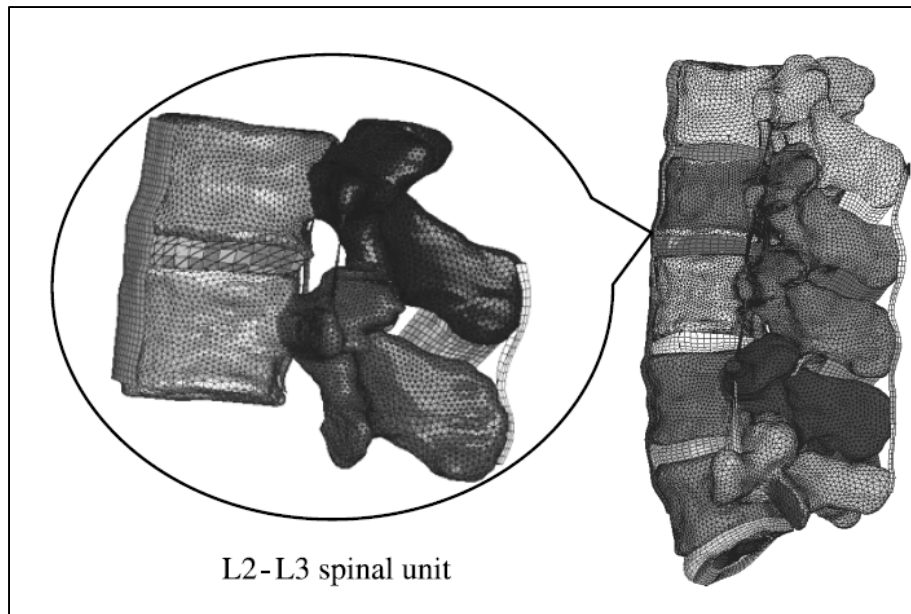


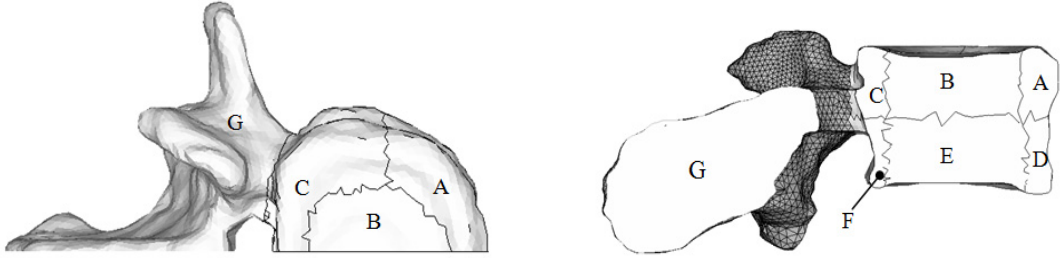
Figure 1.24 Unité fonctionnelle L2-L3 et segment lombaire du modèle SM2S.

Tirée d'El-Rich et al. (2009)

Un modèle élastoplastique de Johnson-Cook représentait le comportement des éléments osseux et leur rupture, tandis que le comportement du DIV était modélisé par des lois hyperélastiques (nucleus et annulus) et élastiques non-linéaires (fibres de collagène) (Tableau 1.3 et 1.4).

Tableau 1.3 Propriétés mécaniques de l'os cortical et trabéculaire d'une vertèbre.

Tiré de (Wagnac et al., 2012)



Propriétés matériau	Os trabéculaire & plateau vertébral central*							Os cort.
	A	B	C	D	E	F	G	
Masse volumique (E-6kg/mm ³)	1.8	1.8	2.0	2	2.5	2.5	1.8	0.2
Module d'Young, E (MPa)	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	4014
Coefficient de poisson, ν	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.3
Limite d'élasticité, a (MPa)	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	105
Module de durcissement, b (MPa)	8.5	7	8.5	8.1	12.5	12.5	7	492.9
Coefficient de durcissement, n	1	1	1	1	1	1	1	1
Allongement à la rupture, ϵ_p	.082	.06	.082	.08	.104	.104	.06	.071
Contrainte maximale (MPa)	2.65	2.3	2.65	2.6	3.25	3.25	2.3	140
Coefficient de taux de déformation, c	.533	.533	.533	.533	.533	.533	.533	.272
Taux de déformation de référence, ϵ_0	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008

Tableau 1.4 Propriétés mécaniques des différents composants du DIV à faible et haute vitesse.

Tiré de (Wagnac et al., 2011)

Propriétés matériau	Nucleus pulposus		Annulus fibrosis		Fibres collagènes
	Dyn. faible	Dyn. haute	Dyn. faible	Dyn. haute	
Masse volumique (E-6kg/mm ³)	1	1	1.2	1.2	-
Coefficient de Poisson, ν	0.499	0.499	0.45	0.45	-
C10	0.64	31.8	0.24	11.8	-
C01	-0.16	-8.0	-0.06	-2.9	-
Courbes Force/Déplac ^t	-	-	-	-	Non linéaires

À la différence d'autres modèles, les ligaments spinaux étaient représentés par des membranes 2D (éléments coques) viscoélastiques (Tableau 1.5) permettant de visualiser les contraintes au cours du mouvement.

Tableau 1.5 Propriétés mécaniques des différents ligaments spinaux.

Tiré de (Wagnac et al., 2012)

Propriétés matériau	Ligaments spinaux						
	ALL	PLL	CL	LF	ISL	SSL	ITL
Masse volumique (E-6kg/mm3)	1	1	1	1	1	1	1
Module d’Young, E (MPa)	19.2	84.1	0.6	4.2	4.7	10.2	4.7
Coefficient de Poisson, v	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
Coef. Module équivalent*, E1 (MPa/ms)	469.4	1432.1	3.6	199.7	98.3	476.5	98.3
Coef. Module équivalent*, E2 (MPa)	19.0	83.5	0.6	4.0	4.6	10.0	4.6
Allongement à la rupture, ε1	0.68	0.38	1.75	1.01	1.10	0.94	1.10
Allongement à la rupture, ε2	0.90	0.50	1.85	1.25	1.30	1.08	1.30
Fonction de calibration, SF	Courbes tabulées						
* « Update coef. »							

Ce modèle a été validé en compression quasi statique et en flexion/extension (El-Rich et al., 2009) puis utilisé pour étudier l'impact des conditions de charges dynamiques sur les mécanismes de blessure (El-Rich et al., 2009). Depuis, plusieurs auteurs ont contribué au développement du modèle. Les études de Garo et al. (Garo, Arnoux et Aubin, 2009; Garo et al., 2011) s'intéressaient à l'évaluation, à la calibration de propriétés osseuses en conditions dynamiques et à l'impact de l'âge sur ces propriétés. Le travail de Wagnac et al. (2011, 2012) a par la suite beaucoup contribué au développement du modèle d'abord par la calibration des propriétés hyperélastiques du DIV et l'étude du segment lombaire complet en compression dynamique puis par la reconstruction des segments thoraciques et du sacrum lors de sa thèse (Wagnac, 2011). Léo Fradet a complété SM2S en ajoutant un modèle de moelle épinière (Figure 1.25) dont les propriétés mécaniques non linéaires (Tableau 1.6) sont issues de la littérature (Fradet, 2014).

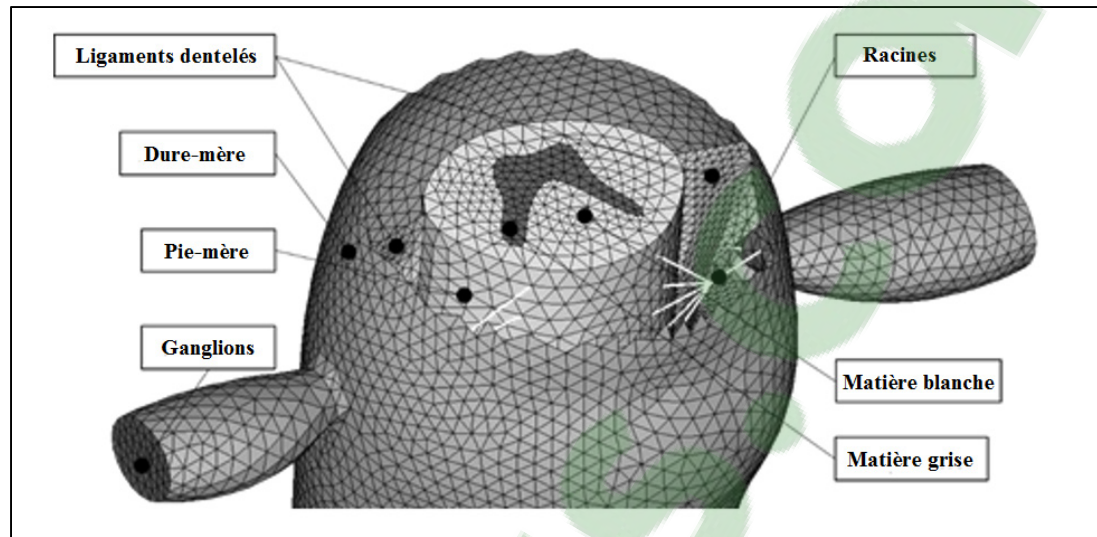


Figure 1.25 Vue des différents composants du modèle SM2S de la moelle épinière.

Tirée de Fradet (2014)

Tableau 1.6 Propriétés des différents composants de la moelle épinière.

Adapté de Fradet (2014), tableau 8.1 p113.

	Type d'éléments	Longueur caractéristique (mm)	Nombre d'éléments		Propriétés matériau	Paramètres matériau (Unités: g,mm,ms)
			Thoracique	Lombaire		
Matière blanche	Tetra	0,8	38293	34531	Courbes contraintes-déformation	-
Matière grise	Tetra	1,2	90763	56389	Courbes contraintes-déformation	-
Pie mère	Tria	1,2	17290	11212	Elastique linéaire	$\rho = 0.001$; $\nu = 0.45$; $E = 2.3$
Dure mère	Tria	2	5246	3675	Elastique linéaire	$\rho = 0.001$; $\nu = 0.45$; $E = 5$
Ligaments dentelés	Tria	1,5	1042	866	Elastique linéaire	$\rho = 0.001$; $\nu = 0.45$; $E = 10$
Fluide	Cubic	2	626400	486680	ALE	$\rho = 0.001$; $K = 2089$; $\nu = 8.9e-4$

Le développement du segment cervical a débuté par la reconstruction de la géométrie des vertèbres de C1 à C7 et des DIV (Sun, 2013) correspondants puis Fradet (2014) a modélisé les tissus ligamentaires avec la même méthode que pour le niveau lombaire (Figure 1.26). Le modèle de moelle épinière a ensuite été étendu jusqu'au niveau C1. Récemment, le modèle SM2S a été utilisé pour l'évaluation des dispositifs de traitement de la scoliose et leur impact sur la moelle épinière (Henao et al., 2015; Lalonde et al., 2013). Une méthode de

krigeage a été développée pour adapter le modèle à différentes morphologies (Henao et al., 2015). Manuel Taso a étudié les compressions antérieures de la moelle et les possibles myélopathies qui en résultent (Taso et al., 2015).

Le modèle SM2S est un des seuls modèles complet et détaillé du rachis (cervical, thoracique, lombaire et sacrum) qui inclut la moelle épinière. Cependant le modèle a été essentiellement utilisé dans des conditions dynamiques et ses propriétés (notamment des ligaments) doivent être calibrées pour une utilisation en quasi-statique.

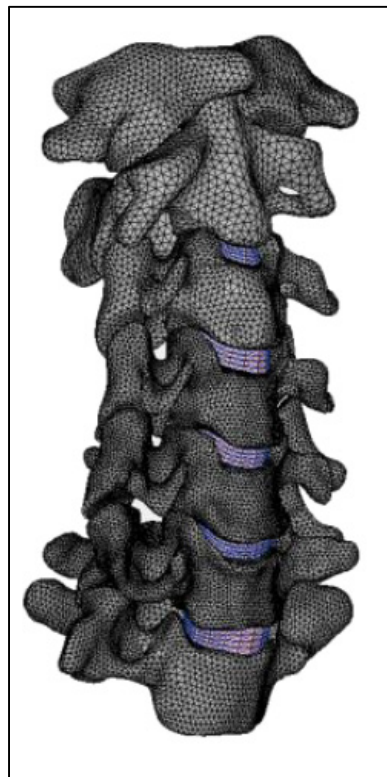


Figure 1.26 Modèle SM2S
Segment cervical.

Tirée de Sun
(2013), figure B1-12 p74.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

Ce chapitre présente la problématique de recherche du mémoire et les objectifs définis pour y répondre.

2.1 Problématique

La revue de la littérature a souligné plusieurs éléments importants. Les tissus mous ont d'abord un rôle important dans la mobilité du rachis cervical tout en assurant que les mouvements n'endommagent pas la moelle épinière. Malheureusement, des lésions médullaires primaires et secondaires peuvent être provoquées par une grande variété de mécanismes avec des conséquences graves, notamment au niveau cervical. Les fractures vertébrales sont très étudiées car dévastatrices mais les lésions ligamentaires semblent plus fréquentes et moins facilement détectables. Les patients traumatisés sont souvent pris en charge sur le lieu de l'accident par les services d'urgence qui doivent préserver les fonctions vitales et apporter les premiers soins. Lorsqu'une lésion médullaire est suspectée, le protocole classique conseille l'application d'un dispositif d'immobilisation pour atténuer l'instabilité et éviter le développement d'une lésion secondaire durant le transport. La flexion qui est un mouvement fréquent lors de la manipulation est notamment important. La restriction des mouvements d'un rachis instable est donc essentielle mais la capacité des collets cervicaux à remplir cette fonction a été récemment mise en doute. La problématique de l'immobilisation semble donc fortement liée à celle de l'instabilité post-traumatique. Il existe de nombreuses études expérimentales sur l'instabilité mais elles sont limitées par la disponibilité des échantillons et la dégradation des tissus. De plus, ces études n'intègrent pas le risque de blessure médullaire secondaire causée par l'instabilité de la colonne vertébrale. La modélisation par éléments finis présente un avantage certain grâce à son adaptabilité aux différentes conditions expérimentales et à la possibilité d'obtenir des informations pertinentes sur l'état des tissus (contraintes et déformations).

Sur la base des éléments soulignés précédemment, la question de recherche à laquelle ce mémoire doit répondre est la suivante:

- Quel est l'effet d'une lésion ligamentaire postérieure du rachis cervical sur la stabilité mécanique et le potentiel de blessure médullaire secondaire lors de la réalisation d'un mouvements physiologique de flexion en phase post-traumatique ?

2.2 Objectifs

Pour répondre à la problématique, l'objectif principal suivant est proposé :

OP Etudier l'effet d'une rupture du complexe ligamentaire postérieur, composé du ligament nuchal, du ligament interépineux et du ligament jaune, sur l'instabilité et l'intégrité mécanique du rachis cervical lors d'un mouvement de flexion post-traumatique.

Pour plus de clarté, cet objectif est décliné en plusieurs sous-objectifs :

- SO1 Raffiner le comportement des ligaments du rachis cervical C2-T1 du modèle SM2S et valider son comportement lors de flexion-extension sous des conditions quasi-statiques ;
- SO2 Analyser numériquement l'impact d'une résection ligamentaire postérieure sur la stabilité mécanique du rachis cervical lors d'une flexion ;
- SO3 Analyser numériquement l'impact d'une résection ligamentaire postérieure sur l'intensité des contraintes et des déformations de la moelle épinière lors d'une flexion.

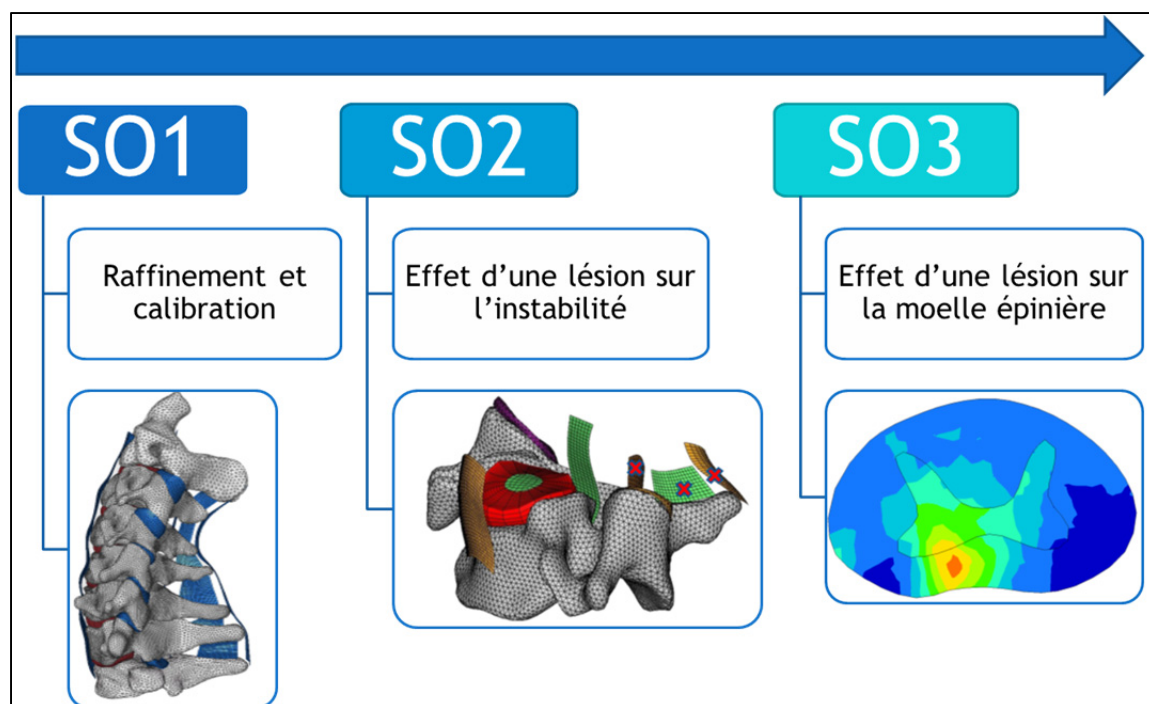


Figure 2.1 Organisation générale du mémoire.

CHAPITRE 3

COMPLETE DISRUPTION OF POSTERIOR LIGAMENTOUS COMPLEX COMPROMISES CERVICAL SPINE STABILITY DURING FLEXION

Jérémy Hagen ^a, Yvan Petit ^b, Jean-Marc Mac-Thiong ^c, Pierre-Jean Arnoux ^d, Éric Wagnac ^e

^{a,b,e} Département de génie mécanique, École de Technologie Supérieure, 1100 rue Notre-Dame Ouest, H3C 1K3, Montréal, Québec

^{a,b,c,e} Centre de Recherche, Hôpital du Sacré-Cœur, Boulevard Gouin Ouest, Montréal, Québec

^c Département de chirurgie, Université de Montréal, Faculté de Médecine, Montréal, QC H3C 3J7, Canada

^d Laboratoire de Biomécanique Appliquée, IFSTTAR Université Aix-Marseille, Marseille, France

^{a,b,c,d,e} Laboratoire international pour l'imagerie et la biomécanique (iLab Spine)

Article soumis à la revue scientifique “Journal of Biomechanics” en Avril 2016

Ce chapitre répond aux deux premiers sous-objectifs (SO1 et SO2). L'article présente la méthodologie utilisée pour calibrer le comportement des ligaments en traction puis de chaque UF cervicale en flexion-extension. Les simulations sont comparées à des corridors de données expérimentaux tirés de la littérature. Le segment C2-T1 entier est ensuite validé en flexion et en extension (SO1). L'effet cumulatif d'une résection progressive du complexe ligamentaire postérieur (NL, ISL puis LF) sur les amplitudes de rotations globales et intervertébrales est alors étudié. L'évolution des déformations dans les ligaments restants (CL et PLL) est également étudiée et comparée aux zones expérimentales de rupture de la littérature (SO2).

3.1 Introduction

The posterior ligamentous complex (PLC), which comprises the ligamentum flavum (LF), the interspinous ligament (ISL) and the nuchal ligament (NL), plays a critical role in the stability of the cervical spine (Rasoulinejad et al. 2012). A PLC injury can occur as a consequence of an hyperflexion of the cervical spine, along with facet disruption. However, most studies involving ligamentous injuries at the cervical level focused on hyperextension injury (Ivancic et Xiao, 2011; Panjabi et al., 1998; Panjabi, Nibu et Cholewicki, 1998). Some authors tested spinal stability following facet injuries (Nadeau et al., 2012; Rasoulinejad et al., 2012) but little is known on the individual contribution of each posterior ligament on spinal stability. Moreover, unlike unstable bone fractures and dislocations, the level of prehospital immobilisation required to prevent secondary spinal or spinal cord injuries remains unclear (Ala'a et al., 2015).

Established criteria for spinal instability state that any injury involving the middle column in addition to the posterior or anterior column should be considered unstable (Panjabi et al., 1989; White et Panjabi, 1987). Panjabi (1990) performed experimental *in vitro* studies and proposed a mechanical criterion based on the comparison of pre- and post-trauma flexibility. The threshold for instability would be “unusual” displacement (Stokes et Frymoyer, 1987) or an increase in the segmental range of motion (ROM) (Panjabi, 1992). However, spinal tissues integrity and potential post-traumatic instability of the cervical spine cannot be assessed directly during pre-hospital management.

Finite element (FE) models are useful tools to study the spine response under traumatic and post-traumatic conditions. Longer segments can be analyzed compared to experimental studies which are often limited to functional spinal unit (FSU) (Heuer et al., 2007c). Models have been used to evaluate the contribution of different structures under quasi-statics (Erbulut et al., 2014; Fice, 2011; Ng et Teo, 2001), low dynamic and high dynamic loading conditions (Cronin, 2014; DeWit, 2012; Mustafy et al., 2014; Panzer, 2011). However, no FE

analysis focused on reproducing purely ligamentous injuries to analyze their effect on post-traumatic sagittal motions and cervical spine stability.

The main objective of this study was to use a C2-T1 finite element model to investigate the potential post-traumatic instability of the cervical spine during physiological flexion after a PLC injury.

3.2 Methods

3.2.1 Model geometry and meshing

The C2-T1 segment (Fig. 1a) was isolated from the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S), a detailed FE model of the complete spine (C1-Sacrum) that have been previously described and validated in details (El-Rich et al., 2009; Fradet et al., 2014b; Garo et al., 2011; Wagnac et al., 2012; Wagnac et al., 2011). In brief, surface models of cervical vertebrae were created from computed tomography (CT) scan images (contiguous slices of 0,6 mm) of a 50th percentile male volunteer without spine pathology. The surface models were freely meshed using 3-nodes shell elements, which were subdivided into nine regions of different thickness (Wagnac et al., 2012) that either belong to cortical bone or vertebral endplates. Cancellous bone of each vertebra was obtained by filling shell elements with 4-nodes solid elements, which were subdivided into seven zones with different mechanical properties (Wagnac et al., 2012). A strain rate-dependent elasto-plastic (Johnson-Cook) material law was used to describe bony components.

Intervertebral discs (IVD) were created between adjacent vertebral endplates and divided into nucleus pulposus and annulus fibrosus ground substance. Both structures were meshed using 4 layers of 8-nodes solid elements. First-order Mooney-Rivlin hyperelastic material laws with low dynamics properties (Wagnac et al., 2012) were assigned to these elements (Table 1). Reinforcing collagen fibers were embedded into the annulus fibrosus ground substance

using tension-only spring elements organized in concentric lamella with a crosswise pattern at $\pm 35^\circ$.

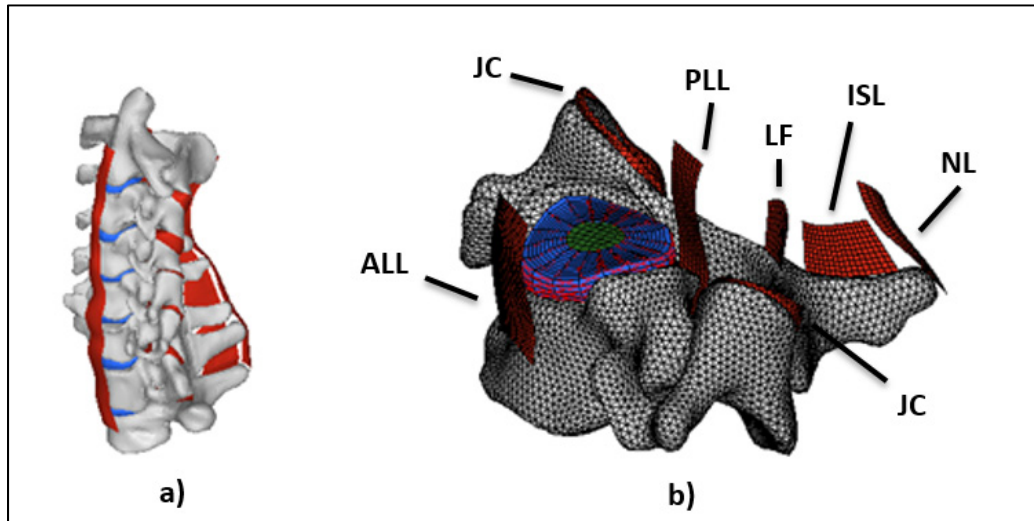


Figure 3.1 *Article Figure 1* Finite element model of the cervical spine :
a) complete C2-T1 model;
b) C5 vertebra with ligaments and intervertebral disc.

Tableau 3.1 *Article Table 1* Material properties of DIV (Mooney-Rivlin Model)

Material properties	IVD		Collagen fibers	Reference
	Nucleus	Annulus		
Density (E-6kg/mm ³)	1	1.2	-	(Wagnac et al., 2011)
Poisson Coeff., ν	0.495	0.45	-	
C10	[0,2 ; 0,9]	[0,1 ; 0,6]	-	
C01	[-0,2 ; -0,3]	[-0,1 ; -0,03]	-	(Shirazi-Adl, Ahmed et Shrivastava, 1986b)
Force/Displac. Curves	-	-	Non linear	

Six spinal ligaments were created between each spinal motion segment: anterior longitudinal (ALL) and posterior longitudinal (PLL) ligaments, capsular ligaments (CL), ligamentum flavum (LF), interspinous (ISL) and nuchal (NL) ligaments (Fig. 1b). The geometry, origin and insertion of the ligaments were based on dissection session and literature (Pintar et al.,

1992). They were meshed using 3-nodes (CL only) and 4-nodes shell elements. A non-linear tabulated material law was used to represent the ligaments behaviour. Stress-strain curves of each ligament were first derived from the experimental studies of Mattucci et al. (2012, 2015), and calibrated using the method further described. The facet joints were considered as frictionless contact interfaces. In total, the mesh of the C2–T1 model contained 167 046 nodes and 742 358 elements, with characteristic length varying from 0,5 to 2,0 mm. The final sizes of the components (vertebral bodies, IVDs, and ligaments) were selected through convergence studies, which ensured that the chosen mesh resolutions were not significantly less accurate than finer mesh resolutions. This ensured a satisfactory balance between accuracy and computing time/cost.

3.2.2 Calibration and validation of the FE model

The non-linear tabulated stress-strain curve of each ligament was first derived from a mean force-deflection curve measured under tensile conditions (Mattucci et al. 2012, 2015). Pure moments of 2 Nm in flexion and extension were applied on the cranial vertebra of each spinal unit (C2-C3 to C7-T1) of the model while the caudal vertebra was fixed. The simulated range of motion (ROM) of each FSU was recorded at 0,5 ; 1 ; 1,5 and 2 Nm. Ligaments properties were adjusted by shifting the “toe region” of tabulated curves until simulated ROM fitted into experimental corridors (Nightingale et al., 2007; Wheeldon et al., 2006) as proposed by Kallemeyn et al. (2010). The global ROM in flexion-extension of the entire C2-T1 segment was finally compared to the experimental values of Wheeldon et al. (2006), who measured the ROM of the segment by applying an increasing load (0,33 to 2 Nm) on C2 while T1 was fixed, for validation purpose.

3.2.3 Stepwise resection of posterior ligament

The effect of a posterior ligamentous complex injury on the cervical spine stability under physiological flexion was investigated using a stepwise resection approach based on the experimental protocol of Heuer et al. (2007c). The simulation of PLC injury consisted in removing progressively the NL, ISL and FL. After each ligament removal, a quasi-static

flexion was conducted by applying a pure moment of 2 Nm on C2 while T1 was fixed. Three different PLC injury simulation sets were performed, each starting using the intact model as a baseline. For the first simulation set, the stepwise resection was performed at C2-C3. The second and third sets were performed at C4-C5 and C6-C7 respectively. The simulated ROM of the entire model (C2-T1) (global ROM) and at the injured level (local ROM) were compared with the simulated ROM of the intact model. Strains in CL and PLL at the injured level were computed and compared with the failure strain reported by Mattucci et al. (2012) to evaluate the risk of further damage. Mean intradiscal pressures (IDP) at injured levels were also computed using the trace of the stress tensor in the nucleus (Schmidt et al., 2007).

3.3 Results

3.3.1 Calibration and validation

Following calibration of the ligaments, the ROM of each FSU was well within the standard deviation range measured experimentally (Fig. 2). In flexion, the angular motion of the C2-T1 segment was within the experimental mean $\pm$ standard deviation (SD), except for the value at 0,5 Nm which was within 2 SD (Fig. 3). In extension, the angular motion was within the experimental mean $\pm$ standard deviation. As standard deviation only includes 66 % of the values measured experimentally, the simulated motion fitted well inside the experimental corridors for both flexion and extension.

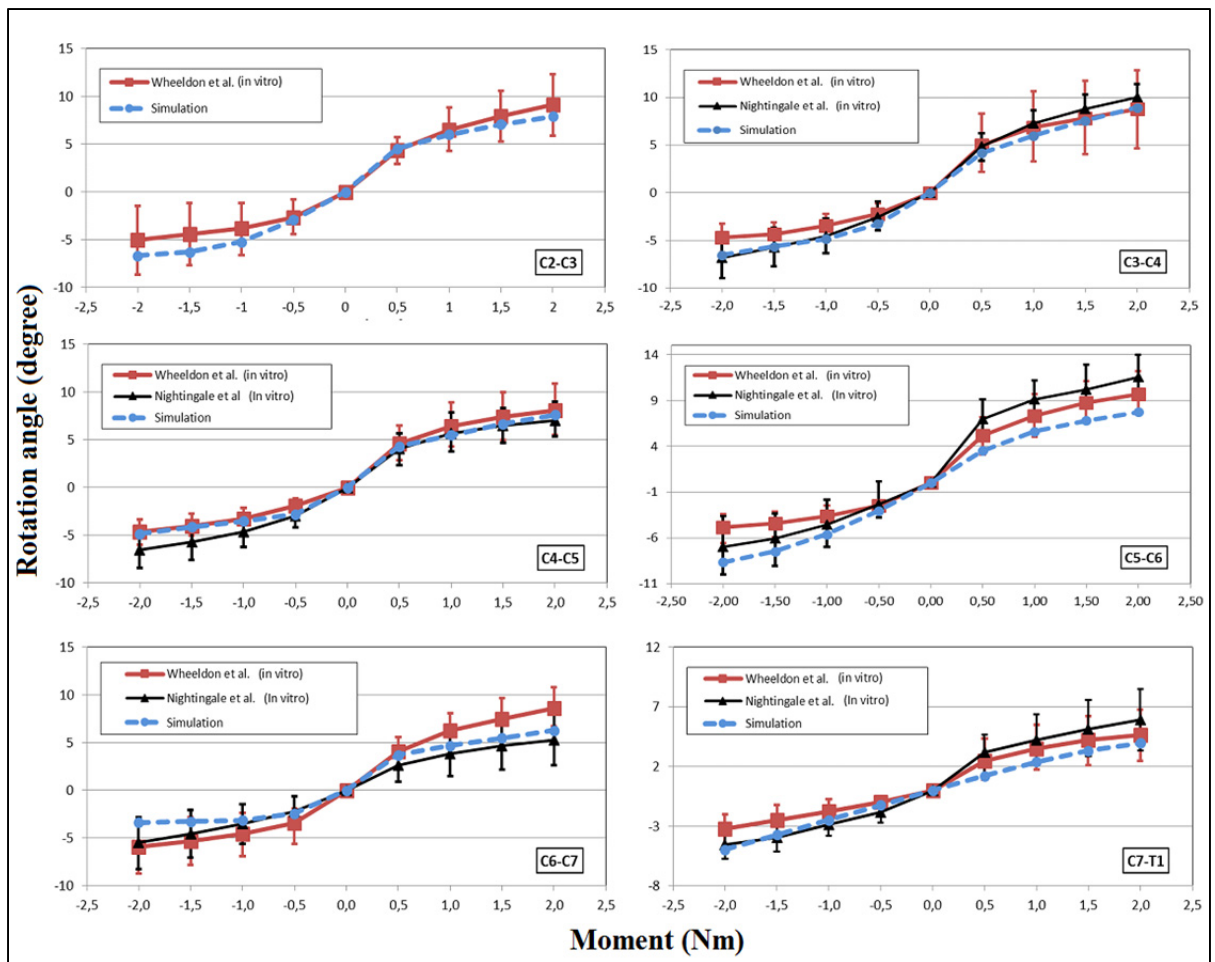


Figure 3.2 Article Figure 2 Comparison of functional spine units response under flexion (positive) and extension (negative) with in vitro studies.

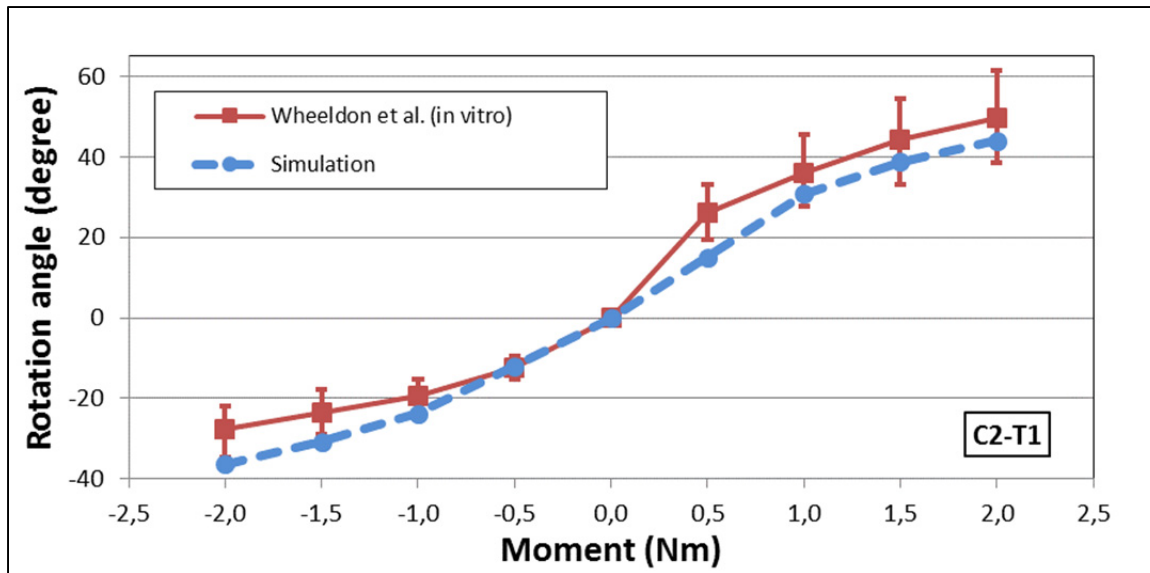


Figure 3.3 *Article Figure 3* Comparison of the C2-T1 segment response under flexion (positive) and extension (negative) with in vitro data.

3.3.2 Effect of ligament injury

The effects of posterior ligaments resection on the global and local ROM are displayed in Fig. 4 and Fig. 5 respectively. Removing the NL had no impact on global and local ROM. The additional removal of the ISL increases the global ROM by only 2 to 7 %, but increased the local ROM by 5, 10 and 83 % at C2-C3, C4-C5 and C6-C7 respectively. When removing all ligaments, the simulated global ROM rose up by 39 % and the local ROM was increased by 75 % at C2-C3 and C4-C5. The local ROM increased by 610 % at C6-C7. Overall, the effect of posterior ligament resection on global and local ROM increased caudally with the vertebral levels.

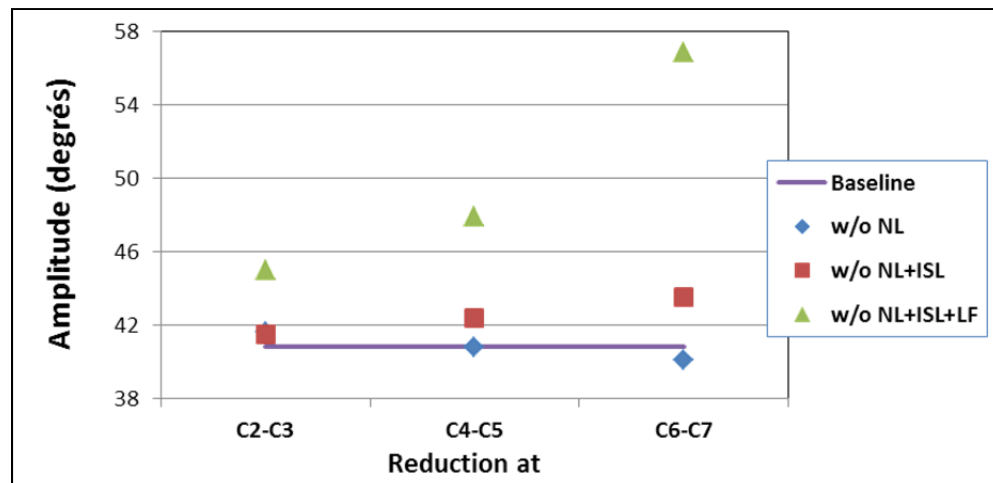


Figure 3.4 *Article Figure 4* Effect of posterior ligamentous resections at different levels on the global ROM.

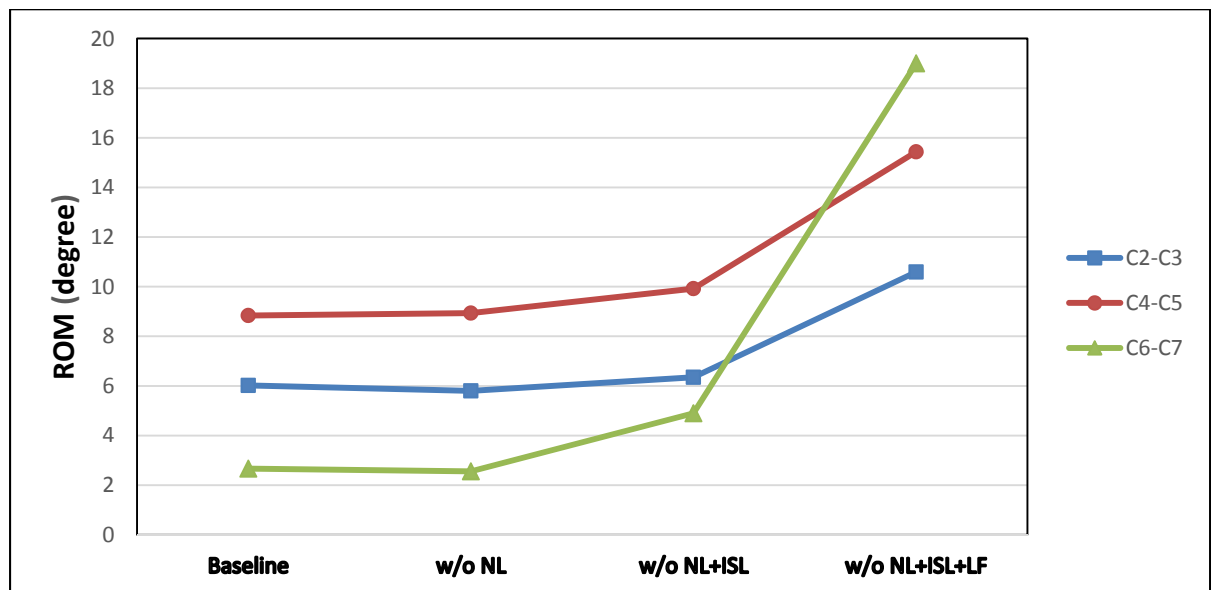


Figure 3.5 *Article Figure 5* Evolution of the local ROM at each injury level.

Strains in remaining ligaments at each injured level are presented in Fig. 6 and compared with experimental failure thresholds found by Mattucci et al. (2012). In all CL, removing all ligaments of the PLC increased the strains up to the failure level. For PLL, strains rose progressively when reducing the posterior ligamentous complex but never went up to failure. The effect of LF transection on strain increased caudally with vertebral levels.

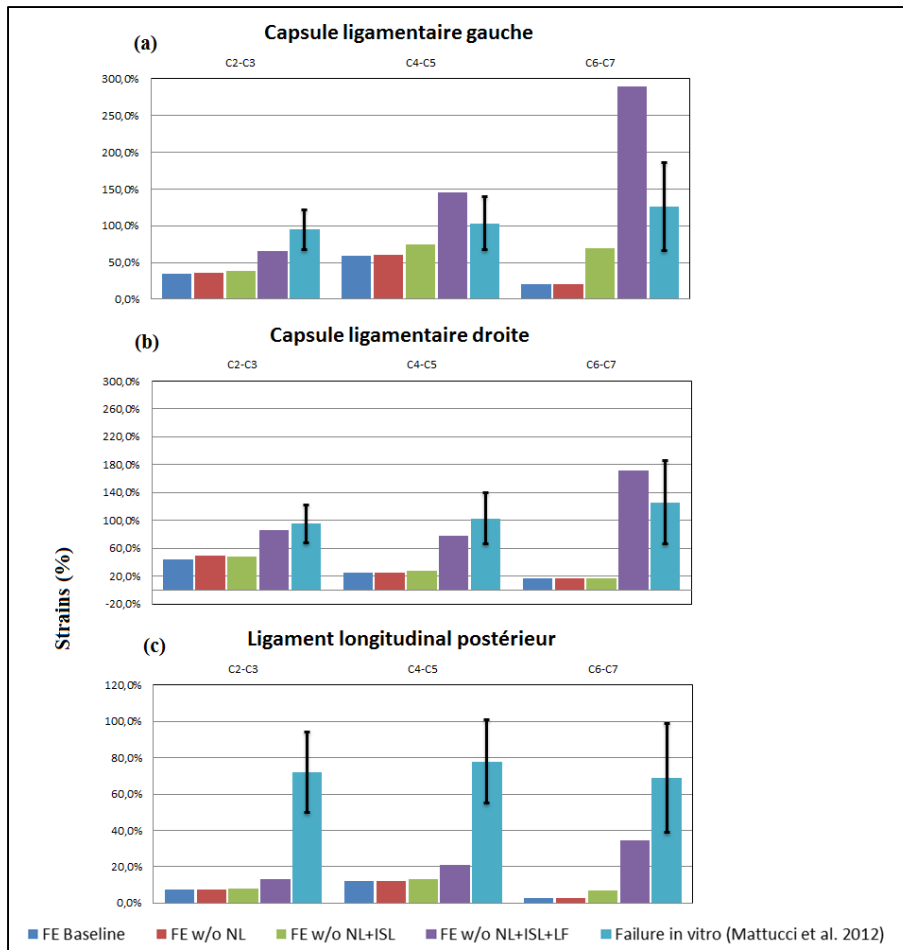


Figure 3.6 Article Figure 6 Comparison of strain values in a) the left CL b) the right CL and c) the PLL at each injured level with experimental failure threshold.

Intradiscal pressures (IDP) at each injury level are presented in Fig. 7. Removing the NL had no significant effect on IVD. The additional removal of the ISL increases the IDP by 16,1 and 9,6 % at C2-C3 and C4-C5 respectively but decreased the pressure by 11 % at C6-C7. When removing all ligaments, the simulated IDP rose up by 70 and 110 % at C2-C3 and C4-C5 but decreased by 36 % at C6-C7.

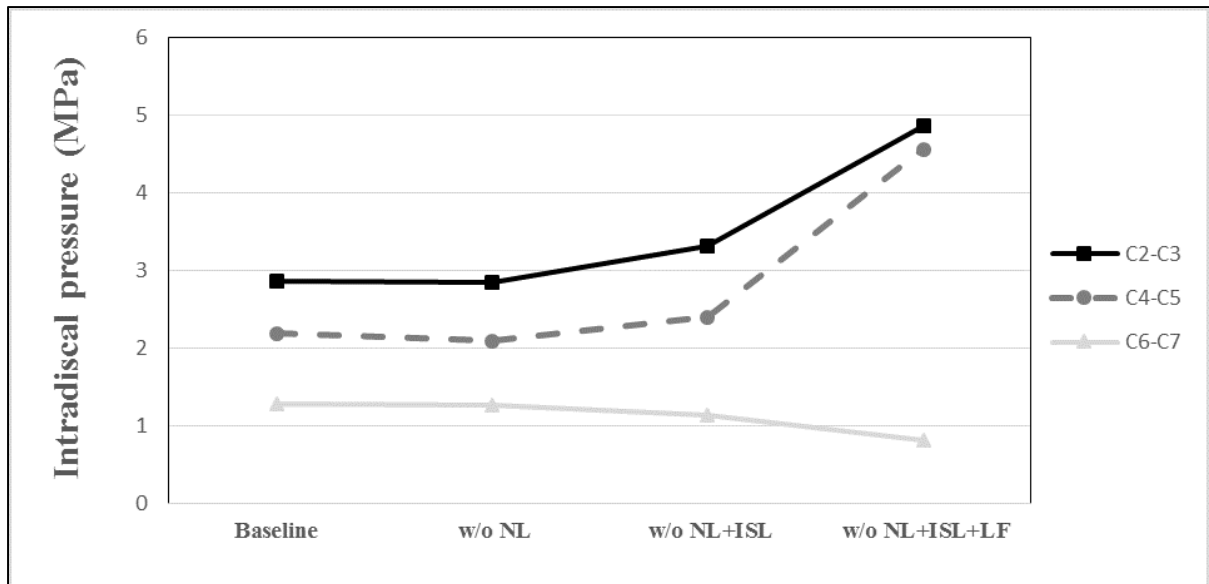


Figure 3.7 Article Figure 7 Evolution of the mean intradiscal pressure at each injury level.

3.4 Discussion

The objective of this study was to evaluate the impact of the progressive removal of PLC ligaments on the cervical spine stability during post-traumatic flexion. A FE model of C2-T1 was adapted for this purpose by implementing detailed experimental stress/strain curves to represent ligaments behavior in quasi-static flexion-extension. The ligaments were calibrated so that the ROM of each FSU was well within the experimental corridors reported by Wheeldon et al (2006) and Nightingale et al (2002, 2007). After ligament calibration, the ROM of the complete segment was in good agreement with the experimental findings of Wheeldon et al (2006). Similarly to other studies (Erbulut et al., 2014; Nightingale et al., 2007; Nightingale et al., 2002; Wheeldon et al., 2006), the sagittal ROM was asymmetric, with a larger ROM in flexion than in extension.

The removal of the NL and the NL-ISL complex had generally no significant effect on global and local ROM except at C6-C7 where local ROM increased by 83 %. A higher lever arm was indeed expected at caudal vertebral levels as the flexion moment was applied on C2. However, transection of LF in addition to NL and ISL had a tremendous impact on local

ROM, increasing by 610 % at C6-C7. The intradiscal pressure also increased significantly when all PLC was removed except at C6-C7 where it decreased. It can be explained by the location of C6-C7 which is farther from the curvature apex than C2-C3 and C4-C5 or by a redistribution of stresses among other IVD. The results indicate that when the entire posterior ligamentous complex is transected, a post-traumatic flexion may lead to CL disruption, resulting in spinal instability since the integrity of the third column and one element of the middle column would be compromised (Panjabi, 1990). This novel finding is important since the stabilizing role of the posterior ligamentous complex during flexion had been previously described (Rasoulinejad et al., 2012), but the specific contribution of each ligament was not clearly understood. The LF was found to be an important stabilizing structure in flexion compared to other ligaments of the PLC. Similar findings were described by Heuer et al. (2007c) on a lumbar FSU. At the cervical level, the importance of the LF had been described for other injuries by Nadeau et al. (2012). This finding could potentially lead to develop minimally invasive treatment to reproduce the stabilizing behavior of the LF.

It was also noted that posterior ligament injuries increase instability from cranial to caudal end of the segment. Cervical injuries cranially to C4 are often described as life threatening because of the respiratory and cardio vascular functions they control, but caudal injuries should also receive extra care due to their higher mechanical instability. Future studies should investigate the effect of PLC injuries on the integrity of the spinal cord to assess their potential functional impact.

As any numerical analysis, this study showed some limitations. The material properties used in the model are derived from published experimental data and represent an average behavior. The study of patient specific case may require a parametrization of the model. The model response was analyzed in the sagittal plane since complete sets of experimental data were available for calibration and validation. However, having a complete overview of the effect of PLC injuries on spinal stability would require to study lateral bending and axial rotation. Additional experimental data on the cervical spine response for those types of movement would be required. The pre-tension which is suspected to exist in the LF (Heuer et

al., 2007c) was not represented in this analysis. When removing the LF, the pre-tension may increase the initial intervertebral distance but the effect on the post-traumatic ROM would not be important.

This finite element analysis showed the importance of the *ligamentum flavum* in stabilizing the spine in flexion. Complete disruption of Denis' third column could induce spinal instability during physiological movement in the sagittal plane as it increases local ROM, and may lead to capsular ligaments failure. This study suggests that posterior ligamentous injury should be handled with extra care as sagittal motion may lead to cervical instability specially when dealing with caudal end of the segment.

CHAPITRE 4

DISRUPTION OF POSTERIOR LIGAMENTOUS COMPLEX AFFECTS STRESSES AND STRAINS INTENSITY IN THE SPINAL CORD DURING POST-TRAUMATIC FLEXION

Jérémy Hagen ^a, Éric Wagnac ^b, Pierre-Jean Arnoux ^c, Jean-Marc Mac-Thiong ^d, Yvan Petit ^e

^{a,b,e} Département de génie mécanique, École de Technologie Supérieure, 1100 rue Notre-Dame Ouest, H3C 1K3, Montréal, Québec

^{a,b,d,e} Centre de Recherche, Hôpital du Sacré-Cœur, Boulevard Gouin Ouest, Montréal, Québec

^c Laboratoire de Biomécanique Appliquée, IFSTTAR Université Aix-Marseille, Marseille, France

^d Département de chirurgie, Université de Montréal, Faculté de Médecine, Montréal, QC H3C 3J7, Canada

^{a,b,c,d,e} Laboratoire international pour l'imagerie et la biomécanique (iLab Spine)

Article soumis à la revue scientifique “*Computational Methods for Biomechanics and Biomedical Engineering*” en Avril 2016

4.1 Introduction

Spinal cord injuries (SCI) could lead to important physical and psychosocial impairments and largely contributes to the high cost of health care systems (Ma, Chan et Carruthers, 2014; Sundgren, Philipp et Maly, 2007b). SCI involves primary and secondary mechanisms of injury, both responsible for neurological dysfunction. Primary SCI happen unexpectedly and generally results from traumatic vertebral fractures or dislocations, while secondary SCI are caused by many different mechanisms (Oyinbo, 2011), including spinal mechanical instability during sub-acute care (Rossignol et al., 2007; Shimada et Tokioka, 1995; Wenger et al., 2003). Many studies have investigated mechanical instability based on the integrity of osteoligamentous structures (Dvorak et al., 1987; Hagen et al., 2016; Mayer et al., 2013; Panjabi, Nibu et Cholewicki, 1998; Rasoulinejad et al., 2012; White et Panjabi, 1987) but its potential impact on secondary SCI is not clear. Immobilization devices such as cervical collars are widely used to stabilize the cervical spine following trauma. However, recent studies suggest that cervical collars may not provide sufficient immobilization for unstable segments (Horodyski et al., 2011b) while others suggest it is not always indicated (Deasy et Cameron, 2011; Sundstrøm et al., 2014).

Experimental studies can provide valuable insights on the spinal cord behavior under traumatic or post-traumatic conditions. For instance, the mechanical behavior of the different spinal cord (SC) components under static and dynamic conditions has been characterized *in vitro* (Bilston et Thibault, 1996; Cliche, Mac-Thiong et Petit, 2014; Ichihara et al., 2001; Mazgajczyk et al., 2012; Tunturi, 1978; Yuan, Dougherty et Margulies, 1997). The mechanisms of canal occlusion (Boisclair et al., 2011; Persson et al., 2009) and ways to measure it (Cuchanski et al., 2011; Dai, Wang et Jiang, 2008). However, experimental studies can prove difficult because of the fast degeneration of soft biological tissues (Oakland et al., 2006), and altered *in vitro* biomechanical behaviour of the spinal cord. Although synthetic substitutes have been used (Wilcox et al., 2003a) to study the SC behavior during impact, the material used may not fully represent the complex behavior of SC soft tissues and the evaluation of the spinal cord integrity is limited.

Finite element (FE) modeling could be useful in assessing mechanical damages to the spinal cord. However, only few models of the cervical spine have included the spinal cord. These models, which generally present simplified mechanical and geometrical properties (Czyz et al., 2011; Fradet et al., 2014b; Greaves, Gadala et Oxland, 2008; Meyer et al., 2013; Scifert et al., 2002), were used to study non-traumatic injuries such as cervical myelopathy due to intervertebral disc (IVD) bulging (Taso et al., 2015) or ossification of spinal ligaments (Kato et al., 2009; Kato et al., 2008a; Khuyagbaatar et al., 2015). They showed that pathologies could cause partial impairment of the spinal canal in neutral position and during small flexion. Osteophytes are pathological prominences that could also change the spinal canal geometry and are suspected to affect several structures depending on their location, including compression of spinal cord and blood veins (Klaassen et al., 2011). However, specific mechanisms and conditions that could lead to damages are not clearly known. Moreover, no FE analysis studied the effect of ligamentous injuries on the mechanical integrity of the spinal cord.

The objective of this study was to use a C2-T1 finite element model that includes the spinal cord to evaluate the effect of posterior ligamentous complex injuries on the stresses and strains transmitted to the spinal cord during a physiological movement of flexion. The effect of a bone prominence on stresses and strains intensity in the spinal cord was also studied.

4.2 Methods

4.2.1 Finite element model

The cervical segment (C2-T1) was isolated from the previously described and validated Spine Model for Safety and Surgery (SM2S) (El-Rich et al., 2009; Fradet et al., 2014a; Garo et al., 2011; Taso et al., 2015; Wagnac et al., 2012; Wagnac et al., 2011). In brief, the geometry of the cervical and first thoracic vertebrae was reconstructed from computed tomography (CT) images (0,6 mm contiguous slides) of a 50th percentile male volunteer without spine pathology. The cortical bone and vertebral endplates were meshed with 3-nodes shell elements and divided into 9 regions of varying thickness (Wagnac et al., 2012).

Cancellous bone was meshed with 4-nodes solid elements and separated into seven different regions with varying mechanical properties (Wagnac et al., 2012). The bone behaviour was described with elastoplastic and strain rate dependant (Johnson-Cook) material laws, as previously described by Wagnac et al (2012). Nucleus pulposus and annulus fibrosis ground substance were created between vertebral endplates and meshed with 4 layers of 8-nodes solid elements. Both IVD components were assigned with first order hyperelastic (Mooney-Rivlin) material laws and calibrated for low dynamic loadings (Wagnac et al., 2011). Bilinear tension-only spring elements were embedded into the annulus ground substance to represent reinforcing collagen fibers (Shirazi-Adl, Ahmed et Shrivastava, 1986a). Contacts between IVD and vertebral endplates were modeled using tied interfaces. All cervical ligaments were meshed with 3 (capsular ligaments only) and 4-nodes shell elements: anterior (ALL) and posterior (PLL) ligaments, capsular ligaments (CL), ligamentum flavum (LF), interspinous (ISL) and nuchal (NL) ligaments. A tabulated elastoplastic material law was defined with stress/strain curves derived from the experimental studies of (Mattucci et Cronin, 2015; Mattucci et al., 2012) and calibrated in flexion/extension (Hagen et al., 2016). Top and bottom nodes of each ligament were constrained to follow the displacement of adjacent vertebrae. Facet joints were represented with frictionless contact interfaces.

The geometry of the spinal cord (Figure 1) was reconstructed using an MRI in vivo atlas developed by (Taso et al., 2014). Gray (GM) and white matter (WM) were modeled with 4-nodes tetrahedral elements and tabulated material law were used (Fradet et al., 2016) based on stress-strain experimental curves (Bilston et Thibault, 1996; Ichihara et al., 2001). Tension springs were used to represent spinal roots at each level. Dura, pia matter and dentate ligaments were modeled with 3-nodes shell elements and their mechanical behaviour was represented with linear elastic properties (Young modulus of 5, 2.3 and 10 MPa respectively) (Tunturi, 1978).

The overall cervical model contained a total of 167 046 nodes and 742 358 elements. To ensure that the computing time/cost and accuracy were balanced, characteristic lengths of the elements were selected through convergence studies and varied from 0.5 to 2.0 mm.

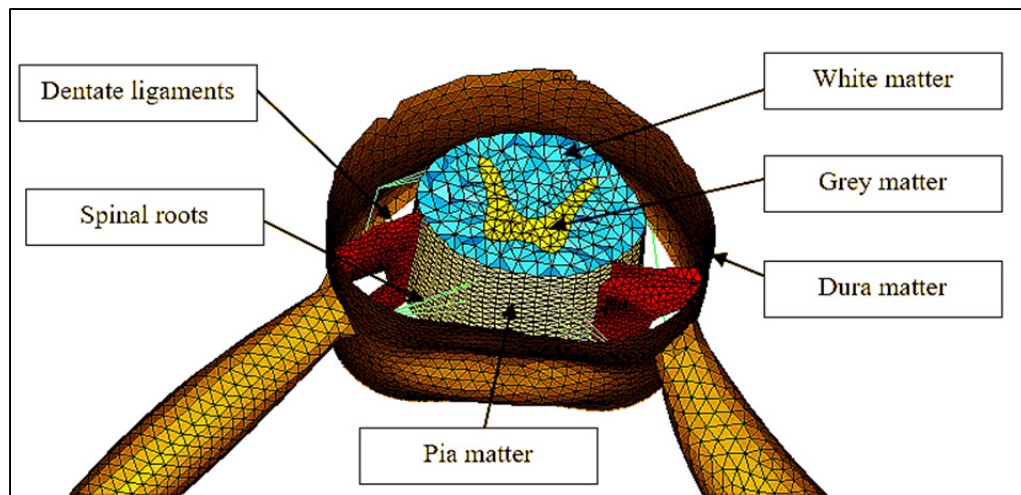


Figure 4.1 *Article Figure 1* Spinal cord components of the SM2S finite element model.

4.2.2 Effect of posterior ligamentous complex (PLC) removal on spinal cord

The effect of an isolated posterior ligamentous complex injury on cervical spine stability under post-traumatic flexion was investigated. Simulations of PLC injury consisted in removing the NL, ISL and LF. A quasi-static flexion was conducted before (healthy model) and after PLC resection (injured model) by applying a pure moment of 6 Nm on C2 while T1 was fixed. The cranial end of the spinal cord (WM, GM, pia and dura matter) was constrained to follow the movement of C2 and the bottom end remained free to allow longitudinal displacements in the canal. Three different sets of simulations were formulated, each starting with the healthy model as a baseline. For the first set, the resection was performed at C2-C3. The second and third sets consisted of resections at C4-C5 and C6-C7, respectively. Global peak stress values in the WM and GM of the injured models were compared with the peak stresses of the healthy model under flexion. Local stresses and strains were also computed at the level of injury on the anterior and posterior part of the WM and GM.

4.2.3 Influence of pre-existing stenosis on SC during flexion

The bony geometry surrounding the vertebral canal of C5 was modified to explore the potential aggravating effect of a change in the shape of the vertebral body on the spinal cord stresses and strains. Elements from the posterior wall of the vertebral body of C5 were shifted posteriorly by 2 mm to create a small osteophyte in the canal (Figure 2). According to (Macnab, 1971), it is the minimal length for bone prominences to be considered as osteophytes. PLC was removed at C4-C5 and a flexion was simulated on the injured model that includes the small osteophyte. Stress distribution and peak values were computed and compared with the injured model (PLC removed at C4-C5) without osteophyte.

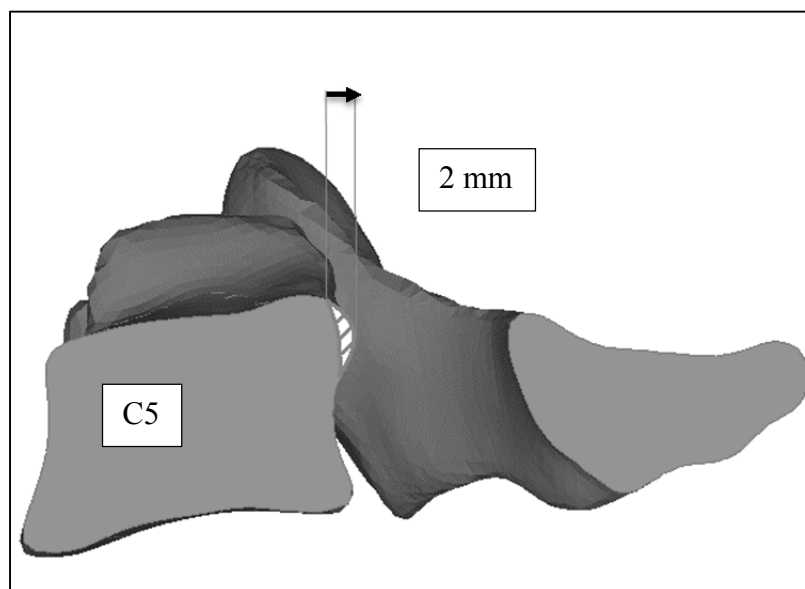


Figure 4.2 *Article Figure 2* Shifting of C5 posterior wall to create a bone prominence of 2 mm in the spinal canal.

4.3 Results

4.3.1 Effect of PLC removal on spinal cord

PLC resections increased the global range of motion (ROM) of the model up to 55 deg compared to the healthy model whose ROM was 42 deg. Compared to the baseline model,

removal of the PLC increased the peak Von Mises global stress by 90, 56 and 72 % in the GM and by 29, 23 and 22 % in the WM after PLC resection at C2-C3, C4-C5 and C6-C7 respectively (Figure 3). The PLC resection at C2-C3 was found to have more effect on the WM and GM than at other levels. Peak stresses were generally located in the anterior part of the spinal cord, near the posterior wall of the vertebral body (Figure 4).

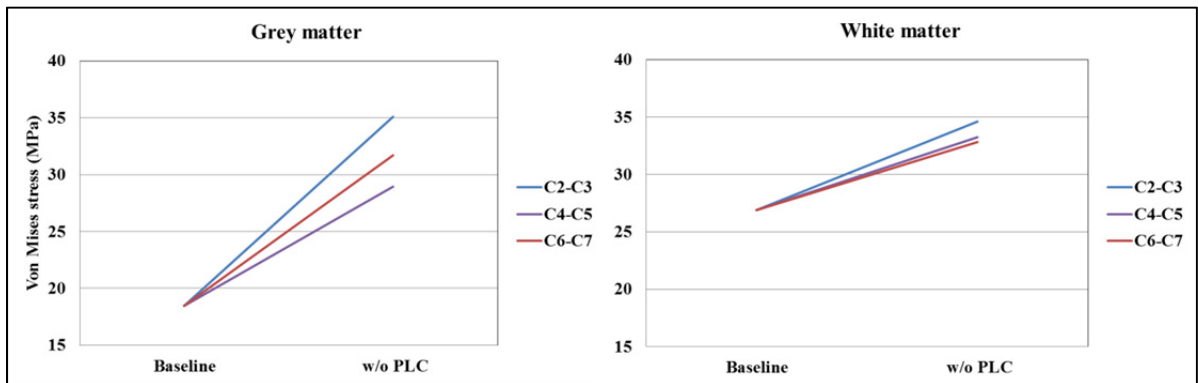


Figure 4.3 *Article Figure 3* Maximum Von Mises stress in the grey (a) and white (b) matters before and after PLC removal.

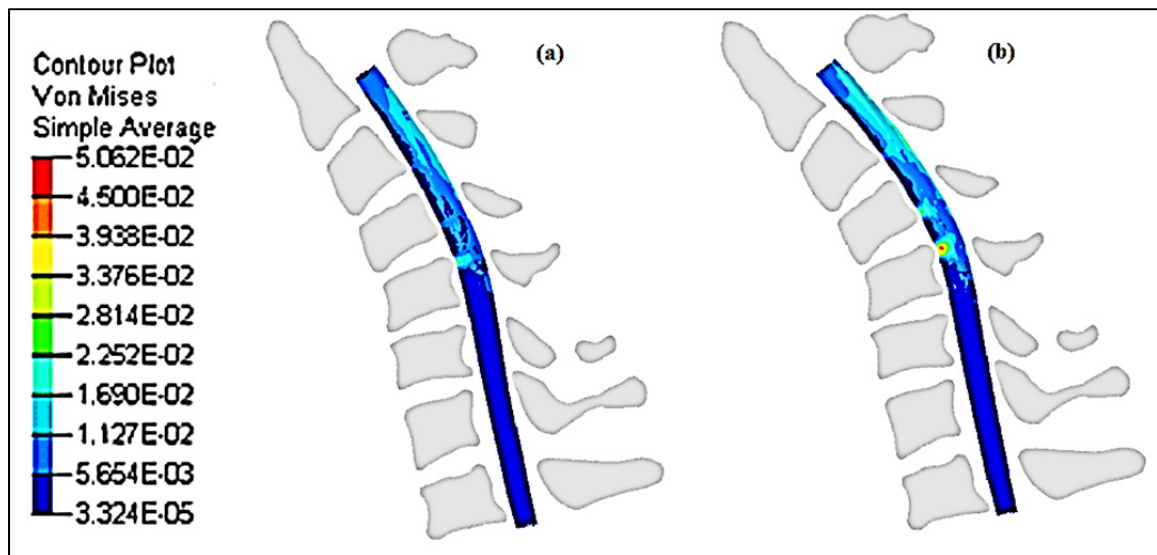


Figure 4.4 *Article Figure 4* Stresses in the spinal cord at full flexion (6 Nm) (a) baseline model with all ligaments preserved and (b) after PLC injury at C4-C5

Local peak stresses at each injury level increased after PLC resection in WM and GM (Figure 5). Strains also generally increased after PLC resection except at C2-C3 (WM) and C6-C7 (GM) where the strains slightly decreased (Figure 6). Strains were higher in the WM than in the GM. The effect on stresses was generally more important than on strains, except in the WM at C6-C7 where strains increased greatly. Stresses and strains never reached failure levels documented by (Ichihara et al., 2001).

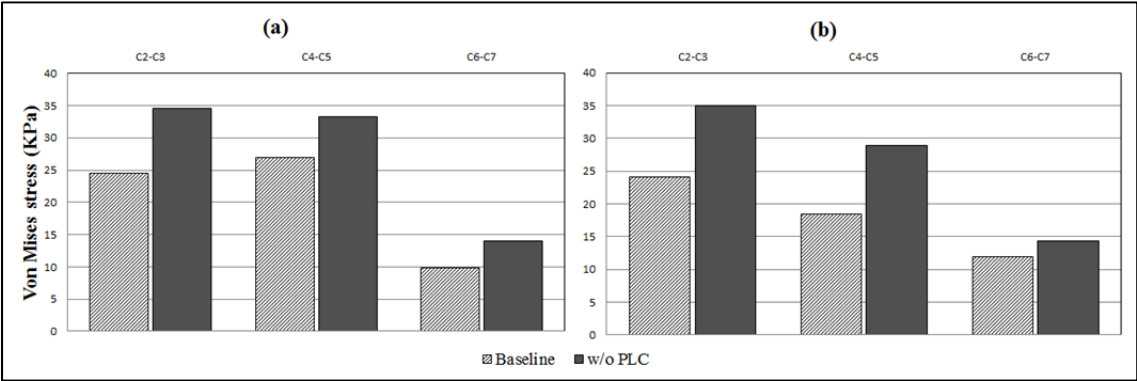


Figure 4.5 Article Figure 5 Von Mises stresses at each injured level in the white (a) and grey matters before and after PLC removal.

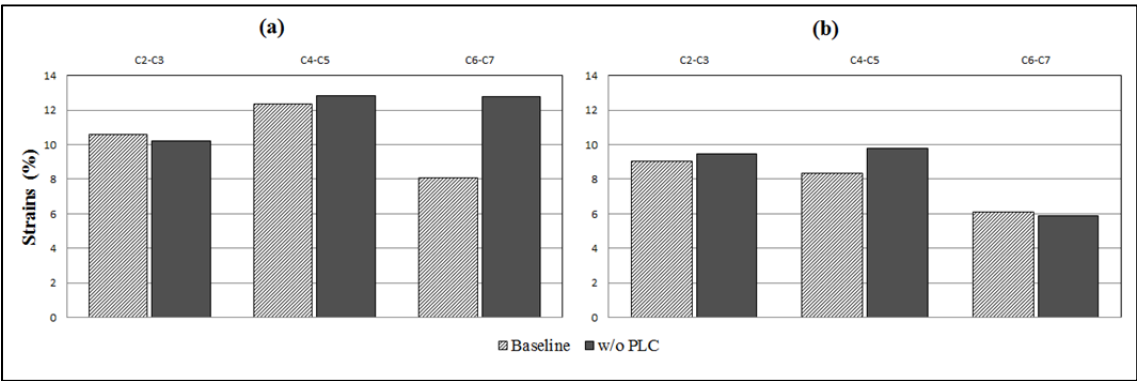


Figure 4.6 Article Figure 6 Strains at each injured level in the white (a) and grey matters before and after PLC removal.

4.3.2 Effect of pre-existing stenosis on SC stresses and strains during flexion

When a 2 mm bone prominence surrounding the vertebral canal was present together with a PLC injury, Von Mises stresses locally increased by 30 and 50 % in the WM and GM respectively, while strains locally increased by 0.7 and 16.3 % in the GM and WM respectively (Table 1). This suggests that a change in bone geometry has more significant effect on stresses than strains.

Tableau 4.1 *Article Table 1* Stresses and strains
in the spinal cord before and after adding the bone defect at C5

Stress (Kpa)				Strains (%)		
Part	PLC inj.	PLC inj. + osteo	Variation	PLC inj.	PLC inj. + osteo	Variation
GM	28,96	43,56	50,4%	8,37	9,85	0,7%
WM	33,26	42,95	29,1%	12,35	14,95	16,3%

4.4 Discussion

This numerical study presents an original approach to evaluate the effect of posterior ligamentous complex injury on the stresses and strains of the spinal cord and provides an improved understanding about the risk of secondary SCI during post-traumatic physiological flexion. Cervical movements can occur during pre-hospital management of the patient by emergency care units due to inadequate extrication protocol (Engsberg et al., 2013; Shafer et Naunheim, 2009) or immobilization devices (Horodyski et al., 2011b). The results suggest that those movements could increase the risk of secondary SCI. This study also suggest that pre-existing stenosis in the vertebral canal may represent a potential aggravating factor.

Results showed that a physiological flexion movement after PLC injury increases the peak von Mises stresses in the spinal cord and could potentially impairs the spinal cord due to the increased ROM and instability created. PLC injury may be responsible for PLC resection at

C2-C3 was found to produce the higher stress increase, followed by C4-C5. PLC disruptions increased stresses and strains at injury levels. Peak stresses were generally concentrated in the anterior part of the white and grey matter. The observed increase in stresses and strains is consistent with previous studies, which stated that up to 25 % of all SCI could be exacerbated during sub-acute management and transportation (Hadley et al., 2001; Meertens et Lichtveld, 2000; Toscano, 1988).

This study also highlighted the possible effect of small bone prominences such as osteophytes on the stresses and strains in the spinal cord during physiological flexion, which should be further investigated as an exacerbating risk factor together with PLC injury. Bone geometry can indeed affect stress amplitude in the spinal cord as pointed out by (Khuyagbaatar et al., 2015), who showed that ossification of the PLL reduced the spinal canal diameter and increased the stresses in the neutral position. (Kato et al., 2008a) also found that cervical myelopathy increased stresses in GM during flexion. In these contexts, pathologies could increase the risk to affect the spinal cord during sagittal motions. This result may prove important as cervical movements can occur during pre-hospital management and the presence of spinal osteophytes can only be inferred with clinical examination.

This study also had some limitations. First, the material properties were derived from post-mortem human data (Ichihara et al., 2001; Tunturi, 1978) and may not represent the complete behavior of anatomical structures because of the fast degeneration of mechanical properties in these conditions (Oakland et al., 2006). Most of the components of the nervous system were modeled as linear elastic material because of a lack of more comprehensive and complete data. More studies should be conducted on the different components of the SC to provide useful data for finite element models. The boundary conditions applied to the cranial part of the SC may have contributed to the high peak stresses observed at C2-C3. This problem must be further addressed and might be solved using elastic interfaces instead of rigid ones. The cerebro-spinal fluid (CSF) was also not represented in this model. The use of fluid elements and fluid-structure interactions would have increased the computational time

exponentially due to the range of sagittal motion simulated. Moreover, if the importance of the fluid has been widely studied in dynamic transverse compressions (Cheng et al., 2014; Fradet et al., 2016; Persson et al., 2009), it seems reasonable to neglect its effect for quasi-static flexion movements such as the ones simulated in this study. IVD rupture, which is typically associated with PLC disruption, was not represented in this study but is expected to increase spinal cord impairment. This phenomenon will be further investigated in future studies.

This study shows that PLC injury affect the spinal cord mechanics during sagittal post-traumatic physiological movements. The presence of bone prominences in the spinal canal can cause local increase of stresses in the gray and white matters during flexion. Immobilization and stabilization should receive special care when managing injured patients as the presence of cervical bone prominences cannot be assessed without a comprehensive clinical investigation. Post-traumatic cervical movements should be minimized to prevent secondary spinal cord injuries. Further perspectives include the definition of injury criteria to link mechanical and neurological impairments of the spinal cord as well as the analysis of the effect of osteophytes geometry and location on the spinal cord during post-traumatic physiological movements. The modeling of a partial or complete disruption of the IVD would also provide an improved representation of post-traumatic spinal state.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Ce chapitre présente une discussion générale sur la méthodologie développée pour répondre à la question de recherche et les résultats obtenus. La première section se concentre sur le raffinement et la validation du modèle (SO1). La seconde partie analyse les résultats des simulations (SO2 et SO3) et discute de leur portée.

5.1 Calibration et validation du modèle SM2S cervical

La première étape nécessaire à la réalisation de ce projet a été de calibrer et valider le comportement du modèle SM2S pour l'analyse de mouvements quasi-statiques. Le modèle de moelle a ensuite été ajouté pour permettre une analyse des contraintes dans les matières blanche et grise.

5.1.1 Calibration du modèle

La calibration du modèle a été réalisée en deux temps. Le comportement des ligaments a d'abord été raffiné avec l'utilisation de lois tabulées intégrant des courbes force/déplacement expérimentales (Mattucci et al., 2012, 2015). Ces courbes ont permis de représenter le comportement non linéaire des ligaments et notamment de la zone neutre (faibles forces) qui est importante à faible vitesse. Chaque type de ligament (ALL, PLL, LF, CL et ISL-NL) a été calibré individuellement en traction en modifiant (déplacement de la zone neutre) les courbes implémentées dans la loi matériau. La calibration était poursuivie jusqu'à ce que les courbes force/déplacement numériques soient en accord avec les corridors expérimentaux de Mattucci et al.(2012, 2015). Cette étape de calibration était importante car les tissus mous ont une grande influence sur les amplitudes de mouvements intervertébrales. Le comportement de chaque unité fonctionnelle (C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6, C6-C7 et C7-T1) en flexion et en extension a ainsi pu être calibré. Le protocole consistait à appliquer un moment sur la vertèbre supérieure puis à enregistrer son amplitude de rotation. L'amplitude de mouvement

à chaque niveau vertébral a été comparée aux corridors expérimentaux disponibles dans la littérature (Nightingale et al., 2007; Nightingale et al., 2002; Wheeldon et al., 2006). L'utilisation des courbes tabulées pour les ligaments a permis d'ajuster finement l'amplitude de mouvement jusqu'à ce que les résultats numériques et expérimentaux correspondent.

La principale difficulté rencontrée lors de cette étape de calibration a été le comportement du disque intervertébral. En l'absence de données exploitables numériquement pour le segment cervical, les propriétés calibrées pour les faibles vitesses par Wagnac et al. (2012) sur le segment lombaire ont dû être utilisées. Lors des mouvements de flexion et d'extension, l'écrasement de la partie antérieure ou postérieure du DIV s'est révélé important et a créé des sur-contraintes locales dans l'*annulus*. Une première explication est que les DIV cervicaux se distinguent des disques lombaires par une épaisseur plus faible ce qui conduit à une déformation plus importante pour les mêmes propriétés. Une autre raison serait le faible nombre d'éléments sur l'épaisseur du disque qui pourrait entraîner des déformations irrégulières. Dans le cadre de futurs projets, il semble important d'adapter le maillage et les propriétés mécaniques du DIV à une plus grande variété de conditions (inflexion latérale et rotation axiale). L'approche proposée par Kallemeyn et al. (2010) est intéressante car elle sépare l'*annulus fibrosis* en plusieurs parties (antérieure, postérieure et latérale) avec chacune ses propriétés mécaniques. Une autre possibilité serait l'utilisation de lois asymétriques qui ont un comportement différent en compression et en traction.

5.1.2 Validation du modèle

Une fois les UF calibrées individuellement, une validation du segment C2-T1 entier a été réalisée en comparant les amplitudes de mouvement simulées et expérimentales (Wheeldon et al. 2006). Cette étape était importante pour s'assurer que le comportement du modèle cervical en flexion et en extension était conforme et permettre son utilisation dans les conditions de notre étude. Cependant, pour pouvoir étudier une plus grande variété de mouvements, une validation en inflexion latérale et rotation axiale serait nécessaire. Le protocole de validation pourrait également être appliqué aux segments lombaires et

thoraciques. C'est une recommandation importante pour le développement d'un MEF représentatif, détaillé et polyvalent de l'ensemble du rachis cervical, thoracique et lombaire.

5.1.3 Ajout de la moelle épinière

La revue des connaissances a montré que l'impact sur la moelle épinière était rarement prise en compte dans les études sur la stabilité de la colonne. Un modèle de moelle épinière développé par Fradet et coll. (2014) et Taso et coll. (2015) a donc été intégré au rachis cervical. L'objectif était, d'une part, d'analyser les changements de contraintes dans la moelle lors d'une résection ligamentaire et d'autre part, d'évaluer l'influence de proéminences osseuses au niveau du canal vertébral sur ces contraintes. Une flexion sur le modèle sain avec la moelle a d'abord été réalisée pour servir de base comparative. Une diminution de l'amplitude de flexion maximale de 50 % a été observée par rapport au modèle sans moelle pour le même moment (2 Nm). Ce phénomène n'a jamais été documenté dans les études numériques ou expérimentales consultées. L'influence de la moelle sur la biomécanique du rachis cervical ne faisait pas partie des objectifs de ce projet mais il serait intéressant d'étudier ce phénomène pour les tous les types de mouvement. Pour les besoins de notre étude, il a été décidé d'augmenter le moment appliqué jusqu'à retrouver l'amplitude de flexion du modèle sain sans moelle et de s'en servir de base pour l'analyse. L'augmentation du moment appliqué ne devrait pas avoir influencé les amplitudes de rotations lors de la rédaction mais pourrait créer des concentrations de contraintes notamment au niveau du contact entre les racines nerveuses et les vertèbres.

Le fluide cérébrospinal n'a pas été représenté dans cette étude. La formulation choisie dans les précédentes études (Fradet, 2014) pose en effet des problèmes pour l'étude de grandes amplitudes dont la création d'un grand volume maillé autour du modèle. Le temps de simulation aurait été augmenté de façon exponentielle. L'étude de Fradet (2014) a démontré l'importance du fluide pour l'absorption des chocs à haute vitesse. Cependant, en conditions quasi-statiques, le fluide exerce simplement une pression hydrostatique (O'Connell, 1970). En cas de déplacement lent de la colonne, le fluide devrait se déplacer à l'intérieur de la

moelle mais ne devrait pas influencer les contraintes et déformations dans les matières blanches et grises. L'influence du fluide pourrait être étudiée dans de futurs travaux.

5.2 Instabilité de la colonne vertébrale post-traumatique

La calibration du modèle en flexion et extension et l'ajout de la moelle épinière nous a permis de conduire nos analyses numériques dans un cadre de référence validé. Les objectifs suivants étaient de modéliser une lésion ligamentaire postérieure et d'évaluer son influence sur la stabilité de la colonne et l'intensité des contraintes et déformations de la moelle épinière. Ces résultats sur la stabilité mécanique s'intègre dans la problématique de la prise en charge pré-hospitalière qui comprend notamment le diagnostic clinique et l'immobilisation post-traumatique.

5.2.1 Modélisation de la lésion ligamentaire postérieure

Les ruptures du complexe ligamentaire postérieur (NL, ISL et LF) sont souvent la conséquence d'une hyperflexion de la colonne vertébrale. Cette étude s'intéressait non pas au mécanisme entraînant la rupture mais plutôt aux conséquences de cette rupture en termes de stabilité. Il a donc été décidé de retirer progressivement du modèle les ligaments postérieurs et de réaliser une flexion à chaque étape comme proposé par Heuer et al. (2007) sur une unité fonctionnelle lombaire. Le protocole de résection a été testé séparément aux niveaux C2-C3, C4-C5 et C6-C7 pour évaluer l'influence du niveau atteint sur les différents paramètres évalués.



5.2.2 Apport des articles sur la problématique du diagnostic clinique et l'immobilisation post-traumatique

5.2.2.1 Article 1: Contribution des ligaments postérieurs à la stabilité

L'objectif du premier article était d'analyser l'effet cumulatif du retrait des ligaments postérieurs sur l'amplitude de flexion de la colonne globalement et localement (au niveau de la blessure) ainsi que sur les déformations maximales des ligaments restants.

Les simulations ont montré que le retrait cumulatif du NL puis du complexe NL-ISL a peu d'effet sur la mobilité du rachis. En revanche le retrait additionnel du LF (PLC complètement retiré) augmente les amplitudes de flexion globales et surtout locales du rachis cervical. Cela vient compléter l'étude de Rasoulinejad et al. (2012) qui avait souligné l'importance du PLC mais sans la distinction des différentes composantes. De plus, la plupart des CL atteignent la zone de rupture (Mattucci et al., 2012,2015) à la fin du mouvement ce qui, selon la définition de (White et Panjabi, 1987), constitue une situation mécaniquement instable. Si l'intégrité du PLC était déjà un critère clinique important pour le choix du traitement (Vaccaro et al., 2009), les limites actuelles de l'imagerie rendent l'évaluation de l'état individuel des ligaments très complexe. Dans ce contexte, l'article montre justement l'importance de faire la distinction entre les ligaments touchés pour avoir un diagnostic fiable.

Il a aussi été montré que le retrait du PLC aux niveaux inférieurs (C6-C7) a plus d'effet sur les rotations locales et globales qu'aux niveaux supérieurs (C3-C4 et C4-C5). Même si les lésions atteignent des niveaux neurologiques moins critiques pour la survie du patient (en dessous de C4), elles peuvent donc se révéler plus instables mécaniquement. Cela signifie que l'immobilisation post-traumatique peut avoir un rôle déterminant dans la prise en charge d'entorses ligamentaires a priori moins graves que des fractures vertébrales. Or la revue des connaissances a montré que la capacité des collets cervicaux actuels à restreindre les mouvements d'un rachis instable est limitée (Horodyski et al., 2011a).

Ces conclusions sont cependant limitées au cas de la flexion car l'influence de la lésion sur la stabilité lors des mouvements d'IL et de RA n'a pas été étudié. En effet, le processus de calibration du modèle a été réalisé uniquement en flexion/extension grâce à un ensemble complet de données expérimentales sur chaque UF. Un calibrage pour les autres mouvements sera nécessaire pour étendre l'étude à l'IL et la RA. L'action des muscles n'a pas été représentée dans cette étude, leur effet stabilisateur étant mal connu.

5.2.2.2 Article 2: Intégrité de la moelle épinière

L'objectif du deuxième article était d'analyser l'effet cumulatif du retrait des ligaments postérieurs sur la répartition et l'intensité des contraintes et déformations dans la moelle épinière. L'article exposait aussi des résultats préliminaires sur l'influence des proéminences osseuses de type ostéophyte sur la répartition des contraintes.

Les simulations ont montré que les contraintes et les déformations dans les matières grises et blanches augmentaient localement (au niveau vertébrale lésé) et globalement (aux autres niveaux que celui lésé) lorsque les ligaments du PLC étaient retirés. Les valeurs maximales de contraintes/déformations observées restaient cependant éloignées des valeurs de ruptures (matières blanches et grises) de l'étude d'Ichihara (2009). Une lésion du PLC ne provoquerait donc pas de rupture au niveau de la moelle. À ce stade-ci, on ne peut toutefois pas se prononcer sur la nature des dommages mécaniques ou neurologiques causées par l'augmentation des contraintes et des déformations. Cependant, ces valeurs de rupture sont issues d'expérimentations sur des moelles épinières bovines et pourraient se révéler différentes de celles d'une moelle humaine. Ce manque de données expérimentales disponibles constitue un frein à l'analyse de l'impact réel de la résection sur l'intégrité de la moelle épinière. En effet le lien entre l'intensité des contraintes/déformations et lésion neurologique est mal connu et cela constitue une limite à cette étude. Les conditions aux limites imposées dans les simulations peuvent également avoir eu une influence sur les contraintes et les déformations au niveau des unités fonctionnelles craniale (C2-C3) et caudale (C6-C7).

L'intérêt d'étudier l'influence de la géométrie du canal sur la moelle est venu de plusieurs travaux réalisés sur les myélopathies provoquées par l'ossification du PLL (Kato et al., 2008b; Khuyagbaatar et al., 2015) ou du DIV (Taso, 2014). En effet si la résection du PLC n'entraîne pas de risque neurologique pour un patient sans pathologie spinale, la situation pourrait être différente lorsque la section du canal vertébral est diminuée.

Les résultats préliminaires énoncés dans l'article ont montré qu'une proéminence osseuse de type ostéophyte sur la partie postérieure du corps vertébral crée une concentration de contraintes dans la moelle épinière lors d'une flexion. Les niveaux de contrainte dans la moelle épinière peuvent donc être influencés par la géométrie du canal vertébral. La géométrie a cependant été faiblement modifiée et c'est une limite de cet article. Une étude de sensibilité prenant en compte les différentes tailles d'ostéophytes, leur géométrie réelle (en utilisant l'imagerie) et leur emplacement dans le canal serait nécessaire pour avoir une meilleure compréhension du phénomène.

Les ostéophytes peuvent être identifiés sur les radiographies et le clinicien peut donc en tenir compte dans son diagnostic. Cependant, lors de la phase pré-hospitalière, il est impossible pour l'équipe médicale de détecter la présence d'ostéophytes. Les méthodes d'immobilisation devraient donc tenir compte de ce risque supplémentaire.

CONCLUSION

La problématique de ce mémoire était d'étudier l'effet d'une lésion ligamentaire postérieure sur la création d'une instabilité mécanique du rachis cervical et l'intensité des déformations et contraintes dans la moelle épinière lors de la réalisation de mouvements physiologiques en phase post-traumatique. Pour répondre à cette question une approche numérique a été choisie. Un segment cervical C2-T1 a été isolé du modèle SM2S, les propriétés des ligaments ont été raffinées et le modèle a été validé en flexion / extension en conditions quasi-statiques (SO1). Une lésion progressive du complexe ligamentaire postérieur a été simulée en retirant cumulativement le NL, ISL et LF à différents niveaux vertébraux (C2-C3, C4-C5 et C6-C7). Les effets de cette lésion lors d'une flexion d'abord sur la création d'une instabilité mécanique de la colonne cervicale (SO2) puis sur l'intensité des contraintes et déformations dans moelle épinière (SO3) ont ensuite été analysés. La calibration du modèle cervical et l'étude de l'instabilité mécanique ont fait l'objet d'un premier article (Chapitre 3). L'étude des contraintes et déformations de la moelle a été traitée dans un deuxième article (Chapitre 4). Une étude préliminaire de l'effet de proéminences osseuses dans le canal médullaire sur la moelle épinière a également été incluse dans cet article.

Les propriétés des ligaments spinaux ont d'abord été calibrées en utilisant des courbes de tractions expérimentales puis ont été intégrées dans les unités fonctionnelles cervicales (Mattucci et al, 2012, 2015). Les amplitudes de flexion et d'extension de chaque UF ont ensuite été calibrées pour correspondre aux corridors expérimentaux (Nightingale et al., 2002,2007 ; Wheeldon et al., 2006). Une flexion / extension a finalement été simulée sur le segment C2-T1 complet pour s'assurer de la validation du modèle. L'atteinte de ce premier sous-objectif a permis d'obtenir une base comparative de référence pour évaluer l'effet de la lésion.

Les résultats présentés dans le premier article ont montré que le retrait du NL puis du complexe NL-ISL ne créait pas d'instabilité sur le rachis cervical peu importe le niveau touché. En revanche, le retrait additionnel du LF (i.e lorsque le PLC est entièrement retiré)

augmente les amplitudes de flexion globales et surtout locales du rachis cervical surtout pour les niveaux inférieurs. Le retrait pourrait également provoquer la rupture des capsules ligamentaires vers la fin du mouvement. Cette atteinte de la deuxième colonne constitue d'après les critères actuels une instabilité mécanique. La restriction du mouvement de flexion est donc un critère important lors d'une blessure ligamentaire postérieure pour prévenir la création d'une instabilité.

Le deuxième article s'intéressait aux effets de la lésion ligamentaire sur la moelle épinière. Les simulations ont montré que les contraintes et les déformations dans la moelle épinière augmentaient de façon importante lorsque les ligaments du PLC étaient retirés. À ce stade-ci, bien que cette augmentation soit en deçà des seuils de rupture de la moelle, on ne peut se prononcer sur les dommages mécaniques ou neurologiques réels que cette augmentation provoque. Les simulations ont également montré que l'ajout d'une proéminence osseuse dans le canal médullaire pouvait créer une concentration additionnelle de contraintes. Cette étude a confirmé l'intérêt d'étudier le risque supplémentaire provoqué par la présence d'ostéophytes dans le canal en phase post-traumatique.

Ce projet s'inscrit dans une problématique beaucoup plus large qui est celle de l'instabilité et l'immobilisation post-traumatique. En effet, la remise en cause du dogme de l'immobilisation nécessite d'étudier plus en détail les différents traumatismes et leurs conséquences afin de proposer une solution adéquate. Cette étude a démontré l'importance pour le paramédic de manipuler avec précaution le rachis car une lésion ligamentaire simple semble déjà provoquer une instabilité. Cette étude a cependant été réalisée sur une lésion et un type de mouvement et ne peut envisager de répondre seule à cette problématique. L'étude d'un nombre croissant de traumatismes avec des outils de plus en plus performants devrait permettre dans un futur proche de mieux détecter, prendre en charge et soigner les patients traumatisés.

RECOMMANDATIONS

Les conclusions de ce mémoire et ses limites conduisent à faire les recommandations suivantes :

- Le maillage et les propriétés du disque intervertébral doivent faire l'objet d'une nouvelle calibration pour pouvoir s'adapter à plusieurs cas de chargement;
- La séparation de l'*annulus fibrosis* en plusieurs parties avec des propriétés distinctes (Kallemeyn et al., 2010) est une piste à explorer ainsi que l'utilisation de lois asymétriques en traction et en compression;
- Un travail expérimental est nécessaire pour obtenir un ensemble de données exploitables pour la calibration et la validation du modèle SM2S en inflexion latérale et rotation axiale (courbes amplitudes de rotation/moment) sur des segments long sur le même principe que l'étude de Wheeldon et al. (2006). Ces expériences devraient dans l'idéal être réalisées dans des conditions quasi-statiques et dynamiques;
- Un travail expérimental est nécessaire pour analyser l'influence de la moelle épinière sur la biomécanique du rachis cervical et ainsi confirmer ou infirmer les observations du modèle numérique;
- La pertinence d'insérer un modèle synthétique de la moelle épinière dans les études expérimentales est à évaluer pour observer l'évolution de la section du canal médullaire et les déformations de la moelle dans différentes conditions traumatiques et physiologiques;
- La définition d'un critère lésionnel exploitable numériquement est essentielle à une analyse plus profonde des contraintes et des déformations dans la moelle. Il faut parvenir à lier un critère mécanique (taux de compression de la moelle, déformation maximale, temps de sollicitation) au risque de dommage neurologique permanent;
- Les résultats présentés dans ce mémoire justifient la nécessité de réévaluer les critères de conception des collets cervicaux. L'étude d'Horodyski et al. (2011a) a montré qu'ils ne permettent pas de restreindre suffisamment le rachis instable. Il faut poursuivre l'analyse

de l'instabilité pour définir des amplitudes de mouvement critiques au-delà desquelles il y a un risque de blessure médullaire secondaire.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ala'a, O Oteir, Karen Smith, Johannes U Stoelwinder, James Middleton et Paul A Jennings. 2015. « Should suspected cervical spinal cord injury be immobilised?: A systematic review ». *Injury*, vol. 46, n° 4, p. 528-535.
- Allen Jr, Ben L, Ron L Ferguson, Thomas R Lehmann et RP O'brien. 1982. « A mechanistic classification of closed, indirect fractures and dislocations of the lower cervical spine ». *Spine*, vol. 7, n° 1, p. 1-27.
- Attard, N, S Abidi, P Roche et M Pizapia. 2004. « Traumatismes du rachis cervical (sans gravité) ». In *Conférences Médecins*. Vol. Chapitre 25, p. 341-353.
- Barcelos, A. C., A. F. Joaquim et R. V. Botelho. 2016. « Reliability of the evaluation of posterior ligamentous complex injury in thoracolumbar spine trauma with the use of computed tomography scan ». *Eur Spine J*, vol. 25, n° 4, p. 1135-43.
- Bernhard, Michael, André Gries, Paul Kremer et Bernd W Böttiger. 2005. « Spinal cord injury (SCI)—prehospital management ». *Resuscitation*, vol. 66, n° 2, p. 127-139.
- Bilston, L. E., et L. E. Thibault. 1996. « The mechanical properties of the human cervical spinal cord in vitro ». *Annals of biomedical engineering*, vol. 24, n° 1, p. 67-74.
- Bilston, Lynne E, et Lawrence E Thibault. 1995. « The mechanical properties of the human cervical spinal cord In Vitro ». *Annals of biomedical engineering*, vol. 24, n° 1, p. 67-74.
- Boisclair, Dominic, Jean-Marc Mac-Thiong, Stefan Parent et Yvan Petit. 2011. « Effect of spinal level and loading conditions on the production of vertebral burst fractures in a porcine model ». *Journal of biomechanical engineering*, vol. 133, n° 9, p. 094503.
- Carrino, John A, Geoffrey L Manton, William B Morrison, Alex R Vaccaro, Mark E Schweitzer et Adam E Flanders. 2006. « Posterior longitudinal ligament status in cervical spine bilateral facet dislocations ». *Skeletal radiology*, vol. 35, n° 7, p. 510-514.
- Cheng, Shaokoon, David Fletcher, Sarah Hemley, Marcus Stoodley et Lynne Bilston. 2014. « Effects of fluid structure interaction in a three dimensional model of the spinal subarachnoid space (vol 47, pg 2826, 2014) ». *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 14, p. 3590-3590.
- Cliche, Francis, Jean-Marc Mac-Thiong et Yvan Petit. 2014. « Anterior Spinal Cord Contusion on Porcine Model ». In *ASME 2014 International Mechanical Engineering*

Congress and Exposition. p. V003T03A008-V003T03A008. American Society of Mechanical Engineers.

Cronin, Duane 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*, vol. 33, p. 55-66.

Cuchanski, Mathieu, Daniel Cook, Donald M. Whiting et Boyle C. Cheng. 2011. « Measurement of occlusion of the spinal canal and intervertebral foramen by intervertebral disc bulge ». *SAS journal*, vol. 5, n° 1, p. 9-15.

Czyz, Marcin, Krzysztof Scigala, Romuald Bedzinski et Włodzimierz Jarmundowicz. 2012. « Finite element modelling of the cervical spinal cord injury - clinical assessment ». *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 14, n° 4, p. 23-29.

Czyz, Marcin, Krzysztof Scigala, Włodzimierz Jarmundowicz et Romuald Bedzinski. 2011. « Numerical model of the human cervical spinal cord - the development and validation ». *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 13, n° 4, p. 51-58.

Daffner, RH, RR Brown et AL Goldberg. 2000. « A new classification for cervical vertebral injuries: influence of CT ». *Skeletal radiology*, vol. 29, n° 3, p. 125-132.

Dai, Li-Yang, Xiang-Yang Wang et Lei-Sheng Jiang. 2008. « Evaluation of traumatic spinal canal stenosis in thoracolumbar burst fractures. A comparison of three methods for measuring the percent canal occlusion ». *European journal of radiology*, vol. 67, n° 3, p. 526-30.

Dauvilliers, F, F Bendjellal, M Weiss, F Lavaste et C Tarriere. 1994. « Development of a finite element model of the neck ». In *SAE Publication P-279. Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference*. (Fort Lauderdale, Florida, USA).

De Jager, M, A Sauren, J Thunnissen et J Wismans. 1994. « A three-dimensional head-neck model: validation for frontal and lateral impacts ». *SAE transactions*, vol. 103, p. 1660-1660.

Deasy, Conor, et Peter Cameron. 2011. « Routine application of cervical collars—What is the evidence? ». *Injury*, vol. 42, n° 9, p. 841-842.

Denis, Francis. 1983. « The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries ». *spine*, vol. 8, n° 8, p. 817-831.

DeWit, Jennifer A. 2012. « Cervical spine segment finite element model for traumatic injury prediction ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 10, p. 138-50.

- Dion, N, A Boyer, L Lamhaut, P Carli et B Vivien. 2010. « Traumatismes vertébro-médullaire: prise en charge initiale ». In *Conférences : Session commune SFMU/SFAR – Les traumatismes crâniens*. (France) Vol. Chapter 75, p. 839-851.
- Dreizin, David, Wendy Kim, Jane S Kim, Alexis R Boscak, Uttam K Bodanapally, Felipe Munera et Deborah M Stein. 2015. « Will the Real SCIWORA Please Stand Up? Exploring Clinoradiologic Mismatch in Closed Spinal Cord Injuries ». *American Journal of Roentgenology*, vol. 205, n° 4, p. 853-860.
- Dutton, Mark. 2004. *Orthopaedic examination, evaluation & intervention*. McGraw Hill Professional.
- Dvorak, J., M. Panjabi, M. Gerber et W. Wichmann. 1987. « CT-functional diagnostics of the rotatory instability of upper cervical spine. 1. An experimental study on cadavers ». *Spine*, vol. 12, n° 3, p. 197-205.
- El-Rich, Marwan, Pierre-Jean Arnoux, Eric Wagnac, Christian Brunet et Carl-Eric Aubin. 2009. « Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions ». *Journal of biomechanics*, vol. 42, n° 9, p. 1252-62.
- Engsberg, Jack R, John W Standeven, Timothy L Shurtleff, Jessica L Eggars, Jeffery S Shafer et Rosanne S Naunheim. 2013. « Cervical spine motion during extrication ». *The Journal of emergency medicine*, vol. 44, n° 1, p. 122-127.
- Erbulut, D. U., I. Zafarparandeh, I. Lazoglu et A. F. Ozer. 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*, vol. 36, n° 7, p. 915-21.
- Feipel, Véronique, Benoît Rondelet, Jean-Pascal Le Pallec et Marcel Rooze. 1999. « Normal global motion of the cervical spine:: an electrogoniometric study ». *Clinical Biomechanics*, vol. 14, n° 7, p. 462-470.
- Fice, Jason B. 2011. « Cervical spine model to predict capsular ligament response in rear impact ». *Annals of biomedical engineering*, vol. 39, n° 8, p. 2152-62.
- Fiford, Rodney J, et Lynne E Bilston. 2005. « The mechanical properties of rat spinal cord in vitro ». *Journal of biomechanics*, vol. 38, n° 7, p. 1509-1515.
- Fradet, L. 2014. « Etude biomécanique des traumatismes vertébro-médullaires du rachis humain ». Aix-Marseille; Ecole de Technologie Supérieure.
- Fradet, L., P. J. Arnoux, V. Callot et Y. Petit. 2016. « Geometrical variations of white and gray matter affects the biomechanics of spinal cord injuries more than the arachnoid space ». *Submitted in Advances in Mechanical Engineering*.

- Fradet, L., P. J. Arnoux, J. P. Ranjeva, Y. Petit et V. Callot. 2014a. « Morphometrics of the Entire Human Spinal Cord and Spinal Canal Measured From In Vivo High-Resolution Anatomical Magnetic Resonance Imaging ». *Spine*, vol. 39, n° 4, p. E262-E269.
- Fradet, Leo, Yvan Petit, Eric Wagnac, Carl-Eric Aubin et Pierre-Jean Arnoux. 2014b. « Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions ». *Medical & biological engineering & computing*, vol. 52, n° 1, p. 87-94.
- Garo, Anais, Pierre-Jean Arnoux et Carl-Erik Aubin. 2009. « Estimation of bone material properties using an inverse finite element method ». *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 12, n° S1, p. 121-122.
- Garo, Anais, Pierre Jean Arnoux, Eric Wagnac et Carl Eric Aubin. 2011. « Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure ». *Medical & biological engineering & computing*, vol. 49, n° 12, p. 1371-9.
- Gillespie, Kevin A., et James P. Dickey. 2004. « Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension: determination using a parallel linkage robot and a porcine model ». *Spine*, vol. 29, n° 11, p. 1208-16.
- Gray, Henry. 1918. *Anatomy of the human body*. Lea & Febiger.
- Greaves, Carolyn Y., Mohamed S. Gadala et Thomas R. Oxland. 2008. « A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord: An investigation of three injury mechanisms ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 36, n° 3, p. 396-405.
- Gzik, Marek, Wojciech Wolański et Dagmara Tejszerska. 2008. « Experimental determination of cervical spine mechanical properties ». *Acta of bioengineering and biomechanics*, vol. 10, n° 4, p. 49-54.
- Hadley, MN, BC Walters, PA Grabb, NM Oyesiku, GJ Przybylski, DK Resnick, TC Ryken et DH Mielke. 2001. « Guidelines for the management of acute cervical spine and spinal cord injuries ». *Clinical neurosurgery*, vol. 49, p. 407-498.
- Hagen, J., E. Wagnac, P. J. Arnoux, J.M. Mac-Thiong et Y. Petit. 2016. « Complete disruption of posterior ligamentous complex compromises cervical spine stability during flexion ». *Submitted to J. of Biomechanics*.
- Halldin, Peter H, Karin Brolin, Svein Kleiven, Hans von Holst, Lotta Jakobsson et Camilla Palmertz. 2000. « Investigation of conditions that affect neck compression-flexion injuries using numerical techniques ». In *Proc. 44th Stapp Car Crash Conference*,

- Atlanta, GA, Society of Automotive Engineers, Inc., SAE Technical Paper.* p. 127-138.
- Hansen, Ulrich, Peter Zioupos, Rebecca Simpson, John D Currey et David Hynd. 2008. « The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone ». *Journal of biomechanical engineering*, vol. 130, n° 1, p. 011011.
- Harris, J. H., Jr., B. Edeiken-Monroe et D. R. Kopaniky. 1986. « A practical classification of acute cervical spine injuries ». *The Orthopedic clinics of North America*, vol. 17, n° 1, p. 15-30.
- Hauswald, Mark, et Darren Braude. 2002. « Spinal immobilization in trauma patients: is it really necessary? ». *Current opinion in critical care*, vol. 8, n° 6, p. 566-570.
- Henao, Juan, Carl-Éric Aubin, Hubert Labelle et Pierre-Jean Arnoux. 2015. « 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*, p. 1-10.
- Heuer, Frank, Hendrik Schmidt, Lutz Claes et Hans-Joachim Wilke. 2007a. « Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure ». *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 4, p. 795-803.
- Heuer, Frank, Hendrik Schmidt, Zdenek Klezl, Lutz Claes et Hans-Joachim Wilke. 2007b. « Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle ». *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 2, p. 271-280.
- Heuer, Frank, Hendrik Schmidt, Zdenek Klezl, Lutz Claes et Hans-Joachim Wilke. 2007c. « Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle ». *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 2, p. 271-80.
- Heuer, Frank, Hendrik Schmidt et Hans-Joachim Wilke. 2008. « Stepwise reduction of functional spinal structures increase disc bulge and surface strains ». *Journal of biomechanics*, vol. 41, n° 9, p. 1953-1960.
- Horodyski, MaryBeth, Christian P DiPaola, Bryan P Conrad et Glenn R Rechtine. 2011a. « Cervical collars are insufficient for immobilizing an unstable cervical spine injury ». *The Journal of emergency medicine*, vol. 41, n° 5, p. 513-519.
- Horodyski, MaryBeth, Christian P. DiPaola, Bryan P. Conrad et Glenn R. Rechtine, 2nd. 2011b. « Cervical collars are insufficient for immobilizing an unstable cervical spine injury ». *The Journal of emergency medicine*, vol. 41, n° 5, p. 513-9.

- Ichihara, K., T. Taguchi, Y. Shimada, I. Sakuramoto, S. Kawano et S. Kawai. 2001. « Gray matter of the bovine cervical spinal cord is mechanically more rigid and fragile than the white matter ». *Journal of Neurotrauma*, vol. 18, n° 3, p. 361-367.
- Ivancic, Paul C. 2013. « Do cervical collars and cervicothoracic orthoses effectively stabilize the injured cervical spine? A biomechanical investigation ». *Spine*, vol. 38, n° 13, p. E767-E774.
- Ivancic, Paul C, Marcus P Coe, Anthony B Ndu, Yasuhiro Tominaga, Erik J Carlson, Wolfgang Rubin et Manohar M Panjabi. 2007. « Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments ». *The Spine Journal*, vol. 7, n° 6, p. 659-665.
- Ivancic, Paul C., et Ming Xiao. 2011. « Understanding whiplash injury and prevention mechanisms using a human model of the neck ». *Accident; analysis and prevention*, vol. 43, n° 4, p. 1392-9.
- Jeanneret, B, M Aebi, V Arlet et JK Webb. 2007. « Classification of injuries of the upper cervical spine ». *AO Spine Manual. Clinical Applications*, vol. 2, p. 9-19.
- Jones, Claire F, Shannon G Kroeker, Peter A Cripton et Richard M Hall. 2008. « The effect of cerebrospinal fluid on the biomechanics of spinal cord: an ex vivo bovine model using bovine and physical surrogate spinal cord ». *Spine*, vol. 33, n° 17, p. E580-E588.
- Kallemeyn, Nicole, Anup Gandhi, Swathi Kode, Kiran Shivanna, Joseph Smucker et Nicole Grosland. 2010. « Validation of a C2-C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data ». *Medical engineering & physics*, vol. 32, n° 5, p. 482-9.
- Kapandji, I.A (316 p). 1986. *Anatomie fonctionnelle : Tête et rachis*, 3, 6e édition. Coll. « Anatomie fonctionnelle ». Paris: Maloine.
- Kato, Y., T. Kanchiku, Y. Imajo, K. Ichinara, S. Kawano, D. Hamanama, K. Yaji et T. Taguchi. 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 ». *Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 32, n° 5, p. 555-559.
- Kato, Yoshihiko, Hideo Kataoka, Kazuhiko Ichihara, Yasuaki Imajo, Takanori Kojima, Shunichi Kawano, Daisuke Hamanaka, Kentaro Yaji et Toshihiko Taguchi. 2008a. « Biomechanical study of cervical flexion myelopathy using a three-dimensional finite element method ». *Journal of neurosurgery. Spine*, vol. 8, n° 5, p. 436-41.
- Kato, Yoshiriko, Hideo Kataoka, Kazuhiko Ichihara, Yasuaki Imajo, Takanow Kojima, Shunichi Kawano, Daisuke Hamanaka, Kentaro Yaji et Toshihiko Taguchi. 2008b. «

- Biomechanical study of cervical flexion myelopathy using a three-dimensional finite element method ». *Journal of Neurosurgery-Spine*, vol. 8, n° 5, p. 436-441.
- Kettler, Annette, Hans-Joachim Wilke, Christian Haid et Lutz Claes. 2000. « Effects of specimen length on the monosegmental motion behavior of the lumbar spine ». *Spine*, vol. 25, n° 5, p. 543-550.
- Khuyagbaatar, Batbayar, Kyungsoo Kim et Yoon Hyuk Kim. 2014. « Effect of bone fragment impact velocity on biomechanical parameters related to spinal cord injury: A finite element study ». *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 11, p. 2820-2825.
- Khuyagbaatar, Batbayar, Kyungsoo Kim, Won Man Park et Yoon Hyuk Kim. 2015. « Influence of sagittal and axial types of ossification of posterior longitudinal ligament on mechanical stress in cervical spinal cord: A finite element analysis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 30, n° 10, p. 1133-1139.
- Klaassen, Zachary, R. Shane Tubbs, Nihal Apaydin, Robert Hage, Robert Jordan et Marios Loukas. 2011. « Vertebral spinal osteophytes ». *Anatomical Science International*, vol. 86, n° 1, p. 1-9.
- Kopperdahl, David L, et Tony M Keaveny. 1998. « Yield strain behavior of trabecular bone ». *Journal of biomechanics*, vol. 31, n° 7, p. 601-608.
- Kroeker, Shannon G, et Randal P Ching. 2013. « Coupling between the spinal cord and cervical vertebral column under tensile loading ». *Journal of biomechanics*, vol. 46, n° 4, p. 773-779.
- Lador, Ran, Peleg Ben-Galim et John A Hipp. 2011. « Motion within the unstable cervical spine during patient maneuvering: the neck pivot-shift phenomenon ». *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, vol. 70, n° 1, p. 247-251.
- Lalonde, Nadine Michele, Yvan Petit, C Aubin, Eric Wagnac et P Arnoux. 2013. « Method to geometrically personalize a detailed finite-element model of the spine ». *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 60, n° 7, p. 2014-2021.
- Lee, BB, RA Cripps, Michael Fitzharris et PC Wing. 2014. « The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate ». *Spinal cord*, vol. 52, n° 2, p. 110-116.
- Leucht, Philipp, Klaus Fischer, Gert Muhr et Ernst J Mueller. 2009. « Epidemiology of traumatic spine fractures ». *Injury*, vol. 40, n° 2, p. 166-172.
- Li-Ping, Wu, Li Yi-Kai, Liang Bo-Jin, Manas Das et Fan Ji-Hong. 2010. « Morphological changes of the in vitro cervical vertebral canal and its cast form during flexion,

extension, and lateral bending ». *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, vol. 33, n° 2, p. 132-137.

Ma, Vincent Y., Leighton Chan et Kadir J. Carruthers. 2014. « Incidence, Prevalence, Costs, and Impact on Disability of Common Conditions Requiring Rehabilitation in the United States: Stroke, Spinal Cord Injury, Traumatic Brain Injury, Multiple Sclerosis, Osteoarthritis, Rheumatoid Arthritis, Limb Loss, and Back Pain ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 95, n° 5, p. 986-995.e1.

Macnab, I. 1971. « The traction spur. An indicator of segmental instability ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 53, n° 4, p. 663-70.

Magerl, F, M Aebi, SD Gertzbein, J Harms et S Nazarian. 1994. « A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries ». *European Spine Journal*, vol. 3, n° 4, p. 184-201.

Maikos, Jason T, Ragi AI Elias et David I Shreiber. 2008. « Mechanical properties of dura mater from the rat brain and spinal cord ». *Journal of neurotrauma*, vol. 25, n° 1, p. 38-51.

Marieb, EN. 1999. « Le système nerveux autonome ». *Anatomie et physiologie humaines. 2e éd. ed. Saint-Laurent, Qué.: Éd. du Renouveau pédagogique*, p. 494-517.

Mattucci, Stephen F. E., et Duane S. Cronin. 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*, vol. 41, p. 251-60.

Mattucci, Stephen F. E., Jeffrey A. Moulton, Naveen Chandrashekar et Duane S. Cronin. 2012. « Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 10, p. 216-26.

Mayer, M., J. Zenner, A. Auffarth, M. Blocher, M. Figl, H. Resch et H. Koller. 2013. « Hidden discoligamentous instability in cervical spine injuries: can quantitative motion analysis improve detection? ». *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 22, n° 10, p. 2219-27.

Maynard, Frederick M, Michael B Bracken, GJFD Creasey, JF Ditunno, William H Donovan, Thomas B Ducker, Susan L Garber, Ralph J Marino, Samuel L Stover et Charles H Tator. 1997. « International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury ». *Spinal cord*, vol. 35, n° 5, p. 266-274.

- Mazgajczyk, Emilia, Krzysztof Scigala, Marcin Czyz, Włodzimierz Jarmundowicz et Romuald Bedzinski. 2012. « Mechanical properties of cervical dura mater ». *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 14, n° 1, p. 51-58.
- Meertens, J, et R Lichtveld. 2000. « Protection of the spinal cord during stabilization of vital functions and extrication of trauma victims ». *Internet J Rescue Disaster Med*, vol. 2, n° 2.
- Meyer, R. Toubiana, B. Sandoz, A. Laville et S. Laporte. 2013. « Parametric finite element modelling of the human lower cervical spinal cord ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 16, p. 193-194.
- Moriya, Hideshige, Masaya Mimura, Tsuneo Watanabe, Kazuhisa Takahashi, Masatsune Yamagata et Tamotsu Tamaki. 1989. « Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation ». *Spine*, vol. 14, n° 11, p. 1135-1139.
- Moroney, Sean P, Albert B Schultz, James AA Miller et Gunnar BJ Andersson. 1988. « Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments ». *Journal of biomechanics*, vol. 21, n° 9, p. 769-779.
- Moutquin, Jean-Marie, Kathy Larouche et Marie-Hélène Mayot. 2013. *Lésions médullaires traumatiques et non-traumatiques : analyse comparative des caractéristiques et de l'organisation des soins et services de réadaptation au Québec*. Coll. « ETMIS »: INESSS.
- Mustafy, Tanvir, Marwan El-Rich, Wissal Mesfar et Kodjo Moglo. 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*, vol. 47, n° 12, p. 2891-2903.
- Nadeau, Melissa, Stewart D. McLachlin, Stewart I. Bailey, Kevin R. Gurr, Cynthia E. Dunning et Christopher S. Bailey. 2012. « A biomechanical assessment of soft-tissue damage in the cervical spine following a unilateral facet injury ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 94, n° 21, p. e156.
- Netter, FH. 2006. « Atlas of Human Anatomy. 4th ». *Saunders Elsevier*.
- Ng, H. W., et E. C. Teo. 2001. « Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4-C6) under axial loading ». *Journal of spinal disorders*, vol. 14, n° 3, p. 201-10.
- Nightingale, Roger W., V. Carol Chancey, Danielle Ottaviano, Jason F. Luck, Laura Tran, Michael Prange et Barry S. Myers. 2007. « Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments ». *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 3, p. 535-42.

- Nightingale, Roger W., Beth A. Winkelstein, Kurt E. Knaub, William J. Richardson, Jason F. Luck et Barry S. Myers. 2002. « Comparative strengths and structural properties of the upper and lower cervical spine in flexion and extension ». *Journal of biomechanics*, vol. 35, n° 6, p. 725-32.
- O'Connell, JE. 1970. « Cerebrospinal fluid mechanics ». *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, vol. 63, n° 5, p. 507.
- Oakland, R. J., R. M. Hall, R. K. Wilcox et D. C. Barton. 2006. « The biomechanical response of spinal cord tissue to uniaxial loading ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 220, n° 4, p. 489-92.
- Oyinbo, Charles Aidemise. 2011. « Secondary injury mechanisms in traumatic spinal cord injury: a nugget of this multiply cascade ». *Acta Neurobiol Exp (Wars)*, vol. 71, n° 2, p. 281-299.
- Ozawa, Hiroshi, Takeo Matsumoto, Toshiro Ohashi, Masaaki Sato et Shoichi Kokubun. 2004. « Mechanical properties and function of the spinal pia mater ». *Journal of Neurosurgery: Spine*, vol. 1, n° 1, p. 122-127.
- Panjabi, M., J. Dvorak, J. Crisco, 3rd, T. Oda, A. Hilibrand et D. Grob. 1991a. « Flexion, extension, and lateral bending of the upper cervical spine in response to alar ligament transections ». *Journal of spinal disorders*, vol. 4, n° 2, p. 157-67.
- Panjabi, M., J. Dvorak, J. J. Crisco, 3rd, T. Oda, P. Wang et D. Grob. 1991b. « Effects of alar ligament transection on upper cervical spine rotation ». *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, vol. 9, n° 4, p. 584-93.
- Panjabi, M. M. 1992. « The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis ». *Journal of spinal disorders*, vol. 5, n° 4, p. 390-6; discussion 397.
- Panjabi, M. M., J. Cholewicki, K. Nibu, J. Grauer et M. Vahldiek. 1998. « Capsular ligament stretches during in vitro whiplash simulations ». *Journal of spinal disorders*, vol. 11, n° 3, p. 227-32.
- Panjabi, M. M., J. S. Duranceau, T. R. Oxland et C. E. Bowen. 1989. « Multidirectional instabilities of traumatic cervical spine injuries in a porcine model ». *Spine*, vol. 14, n° 10, p. 1111-5.
- Panjabi, M. M., K. Nibu et J. Cholewicki. 1998. « Whiplash injuries and the potential for mechanical instability ». *European spine journal : official publication of the*

European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, vol. 7, n° 6, p. 484-92.

- Panjabi, M.; White, A. A. 3rd. 1990. *Clinical biomechanics of the spine* (1990), 2nd. Philadelphia : J. B. Lippincott, 722 p. p.
- Panjabi, Manohar M, Joseph J Crisco, Anita Vasavada, Takenori Oda, Jacek Cholewicki, Kimio Nibu et Eon Shin. 2001. « Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load–displacement curves ». *Spine*, vol. 26, n° 24, p. 2692-2700.
- Panjabi, Manohar M., Adam M. Pearson, Shigeki Ito, Paul C. Ivancic, S. Elena Gimenez et Yasuhiro Tominaga. 2004. « Cervical spine ligament injury during simulated frontal impact ». *Spine*, vol. 29, n° 21, p. 2395-403.
- Panzer, Matthew B. 2011. « Cervical spine response in frontal crash ». *Medical engineering & physics*, vol. 33, n° 9, p. 1147-59.
- Panzer, Matthew B., et Duane S. Cronin. 2009. « C4-C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation ». *Journal of biomechanics*, vol. 42, n° 4, p. 480-90.
- Patel, Alpesh A, R John Hurlbert, Christopher M Bono, Jason T Bessey, Nuo Yang et Alexander R Vaccaro. 2010. « Classification and surgical decision making in acute subaxial cervical spine trauma ». *Spine*, vol. 35, n° 21S, p. S228-S234.
- Penning, L, et JT Wilmink. 1987. « Rotation of the Cervical Spine: A CT Study in Normal Subjects ». *Spine*, vol. 12, n° 8, p. 732-738.
- Persson, Cecilia, Sam Evans, Rainy Marsh, Jon L Summers et Richard M Hall. 2010. « Poisson's ratio and strain rate dependency of the constitutive behavior of spinal dura mater ». *Annals of biomedical engineering*, vol. 38, n° 3, p. 975-983.
- Persson, Cecilia, Stewart W. D. McLure, Jon Summers et Richard M. Hall. 2009. « The effect of bone fragment size and cerebrospinal fluid on spinal cord deformation during trauma: an ex vivo study Laboratory investigation ». *Journal of Neurosurgery-Spine*, vol. 10, n° 4, p. 315-323.
- Persson, Cecilia, Jon Summers et Richard M. Hall. 2011. « The importance of fluid-structure interaction in spinal trauma models ». *Journal of neurotrauma*, vol. 28, n° 1, p. 113-25.
- Pickett, Gwynedd E, Mauricio Campos-Benitez, Jana L Keller et Neil Duggal. 2006. « Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada ». *Spine*, vol. 31, n° 7, p. 799-805.

- Pintar, Frank A, N Yoganandan et Liming Voo. 1998. « Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold ». *Spine*, vol. 23, n° 18, p. 1957-1962.
- Pintar, Frank A, Narayan Yoganandan, Thomas Myers, Ali Elhagediab et Anthony Sances. 1992. « Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments ». *Journal of biomechanics*, vol. 25, n° 11, p. 1351-1356.
- Pirouzmand, Farhad. 2010. « Epidemiological trends of spine and spinal cord injuries in the largest Canadian adult trauma center from 1986 to 2006: clinical article ». *Journal of neurosurgery*, vol. 12, n° 2, p. 131-140.
- Podolsky, Sherman, Larry J Baraff, Robert R Simon, Jerome R Hoffman, Baxter Larmon et Wendy Ablon. 1983. « Efficacy of cervical spine immobilization methods ». *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, vol. 23, n° 6, p. 461-465.
- Rasoulinejad, Parham, Stewart D. McLachlin, Stewart I. Bailey, Kevin R. Gurr, Christopher S. Bailey et Cynthia E. Dunning. 2012. « The importance of the posterior osteoligamentous complex to subaxial cervical spine stability in relation to a unilateral facet injury ». *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, vol. 12, n° 7, p. 590-5.
- Rihn, J. A., C. Fisher, J. Harrop, W. Morrison, N. Yang et A. R. Vaccaro. 2010. « Assessment of the posterior ligamentous complex following acute cervical spine trauma ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 92, n° 3, p. 583-9.
- Robertson, Angus, Toby Branfoot, Ian F Barlow et Peter V Giannoudis. 2002. « Spinal injury patterns resulting from car and motorcycle accidents ». *Spine*, vol. 27, n° 24, p. 2825-2830.
- Rossignol, Serge, Martin Schwab, Michal Schwartz et Michael G Fehlings. 2007. « Spinal cord injury: time to move? ». *The Journal of Neuroscience*, vol. 27, n° 44, p. 11782-11792.
- Runza, Massimo, Riccardo Pietrabissa, Sara Mantero, Alessandro Albani, Virginio Quaglini, Roberto Contro et William R Camann. 1999. « Lumbar dura mater biomechanics: experimental characterization and scanning electron microscopy observations ». *Obstetric Anesthesia Digest*, vol. 19, n° 3, p. 141-156.
- Saito, Tetsufumi, Takao Yamamuro, Jitsuhiko Shikata, Masanori Oka et Sadami Tsutsumi. 1991. « Analysis and Prevention of Spinal Column Deformity Following Cervical Laminectomy I: Pathogenetic Analysis of Postlaminectomy Deformities ». *Spine*, vol. 16, n° 5, p. 494-502.

- Schmidt, Hendrik, Frank Heuer, Joerg Drumm, Zdenek Klezl, Lutz Claes et Hans-Joachim Wilke. 2007. « Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 4, p. 377-384.
- Scifert, Jeffrey, Koji Totoribe, Vijay Goel et Jan Huntzinger. 2002. « Spinal cord mechanics during flexion and extension of the cervical spine: a finite element study ». *Pain physician*, vol. 5, n° 4, p. 394-400.
- Shafer, Jeffrey S, et Rosanne S Naunheim. 2009. « Cervical spine motion during extrication: a pilot study ». *Western Journal of Emergency Medicine*, vol. 10, n° 2.
- Shim, VPW, LM Yang, JF Liu et VS Lee. 2005. « Characterisation of the dynamic compressive mechanical properties of cancellous bone from the human cervical spine ». *International Journal of Impact Engineering*, vol. 32, n° 1, p. 525-540.
- Shimada, K, et T Tokioka. 1995. « Sequential MRI studies in patients with cervical cord injury but without bony injury ». *Spinal Cord*, vol. 33, n° 10, p. 573-578.
- Shirazi-Adl, A, AM Ahmed et SC Shrivastava. 1986a. « A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments ». *Journal of Biomechanics*, vol. 19, n° 4, p. 331-350.
- Shirazi-Adl, A., A. M. Ahmed et S. C. Shrivastava. 1986b. « A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments ». *J Biomech*, vol. 19, n° 4, p. 331-50.
- Shousha, Mootaz. 2014. « ABCD classification system: a novel classification for subaxial cervical spine injuries ». *Spine*, vol. 39, n° 9, p. 707-714.
- Smith, Lachlan J, Nandan L Nerurkar, Kyung-Suk Choi, Brian D Harfe et Dawn M Elliott. 2011. « Degeneration and regeneration of the intervertebral disc: lessons from development ». *Disease Models and Mechanisms*, vol. 4, n° 1, p. 31-41.
- Stokes, I. A., et J. W. Frymoyer. 1987. « Segmental motion and instability ». *Spine*, vol. 12, n° 7, p. 688-91.
- Stone, Addison T, Richard J Bransford, Michael J Lee, Marcelo D Vilela, Carlo Bellabarba, Paul A Anderson et Julie Agel. 2010. « Reliability of classification systems for subaxial cervical injuries ».
- Sun, Jinchao. 2013. « Comment protéger le cou du motocycliste dans les accidents de moto? ». Aix-Marseille University.

- Sundgren, Pia C, Marcel Philipp et Pavel V Maly. 2007a. « Spinal trauma ». *Neuroimaging Clinics of North America*, vol. 17, n° 1, p. 73-85.
- Sundgren, Pia, Marcel Philipp et Pavel V Maly. 2007b. « Spinal trauma ». *Neuroimaging clinics of North America*, vol. 17, n° 1, p. 73-85.
- Sundstrøm, Terje, Helge Asbjørnsen, Samer Habiba, Geir Arne Sunde et Knut Wester. 2014. « Prehospital use of cervical collars in trauma patients: a critical review ». *Journal of neurotrauma*, vol. 31, n° 6, p. 531-540.
- Szwedowski, Dawid, et Jerzy Walecki. 2014. « Spinal Cord Injury without Radiographic Abnormality (SCIWORA)—Clinical and Radiological Aspects ». *Polish Journal of Radiology*, vol. 79, p. 461.
- Taso, M., L. Fradet, V. Callot et P. J. Arnoux. 2015. « Anteroposterior compression of the spinal cord leading to cervical myelopathy: a finite element analysis ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, p. 2070-2071.
- Taso, Manuel, Arnaud Le Troter, Michael Sdika, Jean-Philippe Ranjeva, Maxime Guye, Monique Bernard et Virginie Callot. 2014. « Construction of an in vivo human spinal cord atlas based on high-resolution MR images at cervical and thoracic levels: preliminary results ». *Magnetic Resonance Materials in Physics Biology and Medicine*, vol. 27, n° 3, p. 257-267.
- Toscano, Joseph. 1988. « Prevention of neurological deterioration before admission to a spinal cord injury unit ». *Spinal Cord*, vol. 26, n° 3, p. 143-150.
- Trajkovski, Ana, SENAD Omerovic, Simon Krasna et Ivan Prebil. 2014. « Loading rate effect on mechanical properties of cervical spine ligaments ». *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 16, n° 3.
- Tunturi, A. R. 1978. « Elasticity of the spinal cord, pia, and denticulate ligament in the dog ». *Journal of neurosurgery*, vol. 48, n° 6, p. 975-9.
- Vaccaro, A. R., J. A. Rihn, D. Saravanja, D. G. Anderson, A. S. Hilibrand, T. J. Albert, M. G. Fehlings, W. Morrison, A. E. Flanders, J. C. France, P. Arnold, P. A. Anderson, B. Friel, D. Malfair, J. Street, B. Kwon, S. Paquette, M. Boyd, M. F. Dvorak et C. Fisher. 2009. « Injury of the posterior ligamentous complex of the thoracolumbar spine: a prospective evaluation of the diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 34, n° 23, p. E841-7.
- Vaccaro, Alexander R, R John Hulbert, Alpesh A Patel, Charles Fisher, Marcel Dvorak, Ronald A Lehman Jr, Paul Anderson, James Harrop, F C Oner et Paul Arnold. 2007. « The subaxial cervical spine injury classification system: a novel approach to

- recognize the importance of morphology, neurology, and integrity of the discoligamentous complex ». *Spine*, vol. 32, n° 21, p. 2365-2374.
- Wagnac, E. 2011. « Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteur anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens ». Ecole Polytechnique de Montréal, 334 p.
- Wagnac, Eric, Pierre-Jean Arnoux, Anais Garo et Carl-Eric Aubin. 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*, vol. 50, n° 9, p. 903-15.
- Wagnac, Eric, Pierre-Jean Arnoux, Anais Garo, Marwan El-Rich et Carl-Eric Aubin. 2011. « Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads ». *Journal of biomechanical engineering*, vol. 133, n° 10, p. 101007.
- Watier, B. 2006. « Comportement mécanique du rachis cervical : une revue de littérature ». *ITBM-RBM*, vol. 27, n° 3, p. 92-106.
- Wen, Ning. 1993. « Contribution à l'étude expérimentale du comportement mécanique in vitro du rachis cervical ».
- Wenger, M, PJ Adam, F Alarcón et TM Markwalder. 2003. « Traumatic cervical instability associated with cord oedema and temporary quadriplegia ». *Spinal Cord*, vol. 41, n° 9, p. 521-526.
- Wheeldon, John A., Frank A. Pintar, Stephanie Knowles et Narayan Yoganandan. 2006. « Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine ». *Journal of biomechanics*, vol. 39, n° 2, p. 375-80.
- White, A. A., 3rd, et M. M. Panjabi. 1987. « Update on the evaluation of instability of the lower cervical spine ». *Instructional course lectures*, vol. 36, p. 513-20.
- Wilcox, R. K., T. O. Boerger, D. J. Allen, D. C. Barton, D. Limb, R. A. Dickson et R. M. Hall. 2003a. « A dynamic study of thoracolumbar burst fractures ». *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 85A, n° 11, p. 2184-2189.
- Wilcox, Ruth K, Lynne E Bilston, David C Barton et Richard M Hall. 2003b. « Mathematical model for the viscoelastic properties of dura mater ». *Journal of orthopaedic science*, vol. 8, n° 3, p. 432-434.

- Wing, Peter C. 2008. « Early acute management in adults with spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care providers. Who should read it ». *The journal of spinal cord medicine*, vol. 31, n° 4, p. 360.
- Yoganandan, N, S Kumaresan, L Voo et FA Pintar. 1997. « Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C4-C6 unit ». *Journal of biomechanical engineering*, vol. 119, n° 1, p. 87-92.
- Yoganandan, N, SC Kumaresan, Liming Voo, FA Pintar et SJ Larson. 1996. « Finite element modeling of the C4–C6 cervical spine unit ». *Medical engineering & physics*, vol. 18, n° 7, p. 569-574.
- Yoganandan, Narayan, Srirangam Kumaresan et Frank A Pintar. 2000. « Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments ». *Journal of biomechanical engineering*, vol. 122, n° 6, p. 623-629.
- Yoganandan, Narayan, Srirangam Kumaresan et Frank A Pintar. 2001. « Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling ». *Clinical biomechanics*, vol. 16, n° 1, p. 1-27.
- Yuan, Q., L. Dougherty et S. S. Margulies. 1997. *In vivo spinal cord deformation in flexion*, 3033. Coll. « Physiology and Function from Multidimensional Images - Medical Imaging 1997 ». 354-360 p.
- Zhang, Qing Hang, Ee Chon Teo, Hong Wan Ng et Vee Sin Lee. 2006. « Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine ». *Journal of biomechanics*, vol. 39, n° 1, p. 189-193.

