

THÈSE DE DOCTORAT

A soutenir à Aix-Marseille Université

le 30 Octobre 2025 par

Audrey BERRIOT

Caractérisation de la moelle épinière et de ses attaches dans le canal subarachnoïdien : Descriptions morphologique et structurelle en vue de la modélisation.

Discipline

Sciences du Mouvement Humain

Spécialité

Biomécanique rachidienne

École doctorale

ED 463 SCIENCES DU
MOUVEMENT HUMAIN

iLab-Spine

Laboratoire d'innovation ouverte
en technologies de la santé

Laboratoire de Biomécanique
Appliquée

École de technologie supérieure
de Montréal

UMRT24, Université Gustave Eiffel,
Aix Marseille Université

Composition du jury

• Baptiste SANDOZ

• PhD, Institut de Biomécanique Hu-
maine Georges Charpak, ENSAM

• Yannick TILLIER

• PhD, Centre de mise en forme des ma-
tériaux, Mines de Paris

• Arnaud Germaneau

• PhD, Université de Poitier

• Isabelle VILLEMURE

• PhD, Polytechnique Montréal

• Pierre-Jean ARNOUX

• PhD, Laboratoire de Biomécanique Ap-
pliquée

• Yvan PETIT

• PhD, École de technologie supérieure
de Montréal

• Eric WAGNAC

• PhD, École de technologie supérieure
de Montréal

• Morgane EVIN

• PhD, Laboratoire de Biomécanique Ap-
pliquée

Rapporteur

Rapporteur

Président du jury

Examinatrice

Examineur

Examineur

Directeur de thèse

Directrice de thèse

Affidavit

Je soussigné, Audrey Berriot, déclare par la présente que le travail présenté dans ce manuscrit est mon propre travail, réalisé sous la direction scientifique de Morgane Evin et Eric Wagnac, dans le respect des principes d'honnêteté, d'intégrité et de responsabilité inhérents à la mission de recherche. Les travaux de recherche et la rédaction de ce manuscrit ont été réalisés dans le respect à la fois de la charte nationale de déontologie des métiers de la recherche et de la charte d'Aix-Marseille Université relative à la lutte contre le plagiat.

Ce travail n'a pas été précédemment soumis en France ou à l'étranger dans une version identique ou similaire à un organisme examinateur.

Fait à Aix-en-Provence le 16 Décembre 2024



Cette œuvre est mise à disposition selon les termes de la [Licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Liste de publications et participation aux conférences

Liste des publications et/ou brevets réalisées dans le cadre du projet de thèse :

1. Berriot, A., Wagnac, E., Laroche, E., Wei, W., Evin, M., 2023. Mechanical differences of anterior and posterior spinal nerve roots revealed by tensile testing. *Journal of Biomechanics* 161, 111850. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111850>
2. Berriot, A., Evin, M., Kerkouche, K., Laroche, E., Gerard, E., Wagnac, E., 2025. Exploring the effect of displacement rate on the mechanical properties of denticulate ligaments through uniaxial tensile testing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 162, 106824. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106824>

Participation aux conférences et écoles d'été au cours de la période de thèse :

1. Audrey Berriot, Eric Wagnac, Elisabeth Laroche, Jasdeep Bhinder, Morgane Evin 2023, Investigation of the differences in mechanical properties of the spinal nerve roots along the cervical spine (Société de Biomécanique 2023, Poster)
2. Audrey Berriot, Guillaume Baucher, Patrice Sudres, Guillaume Frebourg, Eric Wagnac, Virginie Callot, Morgane Evin. 3D Morphological analysis of subarachnoidal canal in spinal cord injury, CMBBE, Paris (Présentation Poster).
3. Audrey Berriot , Eric Wagnac , Elisabeth Laroche , Morgane Evin, 2022, Mechanical characterization of the nerve roots by tensile testing, ESB, Porto (Présentation Poster).

Résumé

Les blessures médullaires traumatiques, souvent consécutives à des accidents à haute énergie, représentent une cause majeure de déficits neurologiques sévères. Ces traumatismes peuvent entraîner des déformations du canal cervical et de la moelle épinière ainsi que des contraintes. Une compréhension approfondie de ces mécanismes est essentielle pour limiter les lésions secondaires et optimiser les stratégies thérapeutiques.

Dans une première partie, cette thèse s'attache à caractériser les modifications morphologiques du canal cervical chez des patients blessés médullaires, à l'aide d'une analyse tridimensionnelle. Les mesures se concentrent sur les dimensions du canal, de la moelle épinière et de l'espace subarachnoïdien afin de localiser les zones où se produisent majoritairement la compression pouvant aussi entraîner des contraintes excessives.

Dans une deuxième partie, les racines nerveuses sont examinées pour analyser leur positionnement et leur propriétés mécaniques pour mieux comprendre leurs relations avec les structures environnantes dans le canal cervical. L'accent est mis sur les contraintes locales qu'elles subissent, particulièrement dans les zones anatomiques les plus touchées par les blessures traumatiques, c'est à dire, le segment cervical. Ces analyses visent à mieux comprendre les mécanismes de tension ou de compression susceptibles d'exacerber les déficits neurologiques.

Dans une troisième partie, les propriétés mécaniques des ligaments dentelés, structures clés dans la stabilisation de la moelle épinière, sont étudiées à l'aide de tests de traction. Ces expériences permettent de quantifier leur comportement mécanique non linéaire, avec des ajustements réalisés via des modèles constitutifs comme celui d'Ogden, dans le but de mieux comprendre leur rôle potentiel dans les interactions mécaniques locales.

Ce travail apporte des éléments nouveaux pour une modélisation numérique plus précise de la moelle épinière au niveau cervical chez les blessés médullaires. En combinant une analyse morphologique ainsi que des données mécaniques expérimentales sur les racines nerveuses et les ligaments dentelés, il permet de mieux représenter les interactions complexes au sein du canal cervical traumatisé. Les résultats obtenus offrent des perspectives concrètes pour affiner les outils de simulation existants, en les rendant plus fidèles à la réalité anatomique et mécanique, dans le but d'améliorer la compréhension des lésions médullaires et leur prise en charge.

Mots clés : morphologie spinale, caractérisation mécanique, racine nerveuse, rachis, moelle épinière, ligaments dentelés, lésion médullaire

Abstract

Traumatic spinal cord injuries, often resulting from high-energy accidents, represent a major cause of severe neurological deficits. These injuries lead to complex deformations of the cervical canal, increased stress on the spinal cord, and disruptions in its mechanical interactions with surrounding structures. A thorough understanding of these mechanisms is essential to limit secondary damage and optimize therapeutic strategies.

In the first part, this thesis focuses on characterizing the morphological changes of the cervical canal in patients with spinal cord injuries through detailed three-dimensional analysis. Measurements focus on the dimensions of the canal, the spinal cord, and the subarachnoid space to identify areas most vulnerable to compression or excessive stress.

In the second part, the nerve roots are examined to analyze their positioning and relationships with surrounding structures in the cervical canal. Emphasis is placed on the local stresses they endure, particularly in anatomical regions most affected by traumatic injuries. These analyses aim to better understand the mechanisms of tension or compression that may exacerbate neurological deficits.

In the third part, the mechanical properties of the denticulate ligaments, key structures in stabilizing the spinal cord, are studied using tensile tests. These experiments quantify their nonlinear mechanical behavior, with curve fitting performed using constitutive models such as the Ogden model, to better understand their potential role in local mechanical interactions.

Keywords: spine morphology, mechanical characterization, nerve roots, spine, spinal cord, denticulate ligament, spinal cord injury

Remerciements

Merci à mes directeurs de thèse Morgane EVIN et Eric WAGNAC, sans qui, rien de ce travail n'aurait été possible. Merci de m'avoir toujours tiré vers le haut, d'avoir su m'écouter et me soutenir dans chacune des phases de ce projet et d'avoir été toujours disponibles pour moi. Parfois même à des horaires improbables. Je n'en serai pas là aujourd'hui sans votre bienveillance, votre aide et la qualité des débats scientifiques qui nous ont animés. Merci d'avoir parfois plus cru en moi que ce que je croyais en moi-même.

Merci à l'Université Gustave Eiffel d'avoir financièrement soutenu cette thèse par une bourse de recherche.

Merci à l'Université d'Aix-Marseille qui fournit une partie des ressources du LBA.

Merci à l'ETS et l'Hôpital du Sacré-Coeur de Montréal pour les locaux et l'environnement de travail.

Merci à Sophie LEROUGE et Boris CHAYER du CHUM (Centre Hospitalier de l'Université de Montréal) de nous avoir permis de travailler sur la machine MACOne ainsi que l'accès à la plateforme animale du CHUM.

Merci à Elisabeth LAROCHE et Lucien DIOTALEVI pour leur accueil à Montréal ainsi que leur aide et leur soutien pendant toute la partie expérimentale effectuée à Montréal.

Merci aux membres du jury pour leur participation, merci à Baptiste SANDOZ et à Yannick TILLIER d'avoir accepté d'être les rapporteurs de mon travail de thèse. Merci à Arnaud GERMANEAU, à Isabelle VILLEMURE, à Pierre-Jean ARNOUX et à Yvan PETIT d'avoir accepté d'être examinateurs de cette thèse.

Merci à tout le personnel et aux étudiants du LBA pour leur accueil, leur bienveillance et leur aide tout au long de ce travail de thèse.

Merci à Pierre-Jean ARNOUX pour son soutien et son aide autour du déroulé de ce travail de thèse.

Merci au Cinoche KIN, toute prom's confondue, d'avoir cru en moi, d'avoir soutenu mordicus que j'étais "vraiment la personne la plus mâtine après Mathias", pour ces

nombreuses heures de discussions et débats autour de sujets éminemment importants, pour les sorties au cinéma, pour les repas au Piacere, pour les disputes à propos de quel Blade Runner est le meilleur, pour les vacances et simplement pour être une drôle de deuxième famille.

Merci à Alexandre d'avoir été mon baby-sitter. Merci pour ta gentillesse et ton écoute. Merci pour tous les plans d'urgence où tu t'es occupé de moi et tu m'as fait à manger pendant que j'essayais de rédiger. Merci d'être là à chaque fois et de m'embarquer toujours dans des aventures chaotiques.

Merci à Laura d'être un véritable soleil et une source d'inspiration quotidienne. Merci pour les girl's night, pour les fleurs, les gâteaux, les tranches de rire. Merci de croire toujours en moi.

Merci à Vincent H., merci pour ta patience, pour tes conseils, pour ton écoute avant, pendant et après cette thèse. Merci pour tes encouragements, à chaque fois. Et sache que je regarde toujours les dates des boîtes de médicaments.

Merci à Merlin d'être un excellent assistant de recherche qui efface des paragraphes d'articles et qui refuse de se lever du clavier. Merci aussi à Sirius et à Eureka. Vous êtes trois excellents chats.

Merci à mes parents. Merci d'avoir été là à chaque moment de doute, chaque réalisation et de m'avoir toujours encouragée. Merci d'être mes fans numéro un mais aussi de me porter à bout de bras lorsque j'ai l'impression que la terre d'effondre. Merci de toujours me faire confiance et de me suivre dans tous mes projets.

Merci à mon frère, qui, lui aussi soutient sa thèse cette année. Tu m'impressionnes par ta force de travail et ton intelligence : je suis fière d'être ta soeur.

Merci à mes grand-parents pour tout.

Table des matières

Affidavit	2
Liste de publications et participation aux conférences	3
Résumé	4
Abstract	6
Remerciements	7
Table des matières	9
Table des figures	12
Liste des tableaux	15
Introduction	17
1 Chapitre 1 : Revue de la littérature	21
1.1 Introduction	23
1.2 Anatomie	23
1.2.1 Colonne vertébrale	23
1.2.2 Méninges	29
1.2.3 Le Liquide Céphalo-rachidien	31
1.3 Mécanisme lésionnel	33
1.3.1 Epidémiologie	33
1.3.2 Blessures primaires et classification des blessures	34
1.3.3 Instabilité clinique	36
1.3.4 Mécanisme	37
1.3.5 Blessure neurologique	37
1.3.6 Blessure secondaire	38
1.3.7 Diagnostic du blessé médullaire	38
1.3.8 Prise en charge et traitements	39
1.4 Modèles éléments finis	40
1.4.1 Modèles structuraux	40
1.4.2 Modèles fluides	41
1.4.3 Modèles d'interaction entre le fluide et la structure	43
1.5 Morphologie du canal cervical	44
1.5.1 Morphologie du canal chez le sujet sain	44

1.5.2	Morphologie du canal chez le sujet pathologique	46
1.6	Caractérisation expérimentale du comportement mécanique des tissus de la moelle épinière	48
1.6.1	Modèle Porcin	48
1.6.2	Méninges	49
1.6.3	Ligaments dentelés	50
1.6.4	Racines nerveuses	53
1.6.5	Moelle épinière	54
1.7	Modèle d'Ogden	55
2	Chapitre 2 : Problématiques et objectifs	60
3	Chapitre 3 : Matériels et méthodes	63
3.1	Analyse morphologique	63
3.1.1	Acquisition IRM	63
3.1.2	Segmentation et repère anatomiques	63
3.1.3	Préparation des données et post-traitement	65
3.1.4	Analyse statistique	66
3.2	Tests mécaniques sur les racines nerveuses	66
3.2.1	Préparation des échantillons	66
3.2.2	Protocoles d'essai en traction des racines nerveuses	67
3.2.3	Traitement des données	68
3.3	Tests mécaniques sur les ligaments dentelés	71
3.3.1	Préparation des échantillons	71
3.3.2	Protocoles d'essai en traction des ligaments dentelés	73
3.3.3	Traitement des données	73
3.3.4	Modélisation numérique	76
4	Chapitre 4 : Résultats	78
4.1	Résultats sur la morphologie des blessés	78
4.1.1	Analyse de la population	78
4.1.2	Indices morphologiques	79
4.1.3	Impact de la blessure sur les corps vertébraux et disques inter-vertébraux	89
4.2	Résultats des tests mécaniques réalisés sur les racines nerveuses	89
4.3	Résultats sur les tests mécaniques des ligaments dentelés	92
5	Chapitre 5 : Discussion	99
5.1	Discussion autour des résultats des analyses morphologiques	100
5.1.1	Morphologie des blessures médullaires	100
5.1.2	Comparaison aux cas sains	103
5.1.3	Apport des indices locaux	103
5.1.4	Limitations de l'étude	104
5.1.5	Vers le développement de nouveaux indices spécifiques au niveau morphologique	104

5.1.6	Discussion générale sur l'analyse morphologique et caractérisation de la moelle et du canal cervical	105
5.2	Discussion autour des résultats sur les ligaments dentelés	106
5.2.1	Limitations	109
5.3	Discussion autour des résultats sur les Racines Nerveuses	110
5.3.1	Comparaison avec la littérature	110
5.3.2	Influence des types de racines nerveuses	111
5.3.3	Utilisation du modèle d'Ogden pour la modélisation des NR . .	112
5.3.4	Limitations	112
5.3.5	Discussion générale sur la caractérisation mécanique des racines nerveuses et ligaments dentelés	113
5.4	Vers les modèles fluides de LCS dans le canal médullaire	114
	Conclusion	116
	Bibliographie	117

Table des figures

1.1	Colonne vertébrale : vue antérieure (a) et vue latérale droite (b) adaptée de Tortora 14ème édition	24
1.2	Disque intervertébral : 1. Nucleus, 2. Annulus, 3. Plaque cartilagineuse, 4. Ligament longitudinal antérieur, 5. Ligament longitudinal postérieur	25
1.3	Illustration du canal vertébral, adapté de Gray's Anatomy 4th edition	26
1.4	Moelle épinière, adapté de (<i>Gray's Anatomy for Students E-Book</i> s. d.), Gray's Anatomy 4th edition	27
1.5	Cartographie des racines nerveuses cervicales, adapté de (<i>Gray's Anatomy for Students E-Book</i> s. d.) Gray's Anatomy 4th edition	28
1.6	Ligaments dentelés le long de la colonne vertébrale, adapté de (<i>Gray's Anatomy for Students E-Book</i> s. d.) Gray's Anatomy 4th edition	29
1.7	Les méninges spinales et la moelle épinière dans le canal vertébral, adapté de (<i>Gray's Anatomy for Students E-Book</i> s. d.) Gray's Anatomy 4th edition	31
1.8	Types de blessures primaires d'après Magerl et al. 1994.	34
1.9	Types de blessures primaires d'après VACCARO et al. 2007.	36
1.10	Carte ASIA adaptée de Maynard et al. 1997	37
1.11	IRM d'un patient souffrant d'une blessure de type C au niveau C6.	48
1.12	Le cochon comme modèle biomédical pour la recherche sur les humains adapté de (LUNNEY et al. 2021)	48
1.13	a) Schéma des zones de prélèvement des échantillons des ligaments dentelés. b) Système de test d'après POLAK et al. 2014.	52
1.14	Modélisation des ligaments dentelés : d'après POLAK-KRAŚNA et al. 2019.	53
1.15	Système de test utilisé dans l'article de Singh et al. 2005	53
1.16	Résultats des essais de tractions sur les racines nerveuses en fonction de la vitesse de déformation chez Singh et al. 2005. En haut une vitesse quasi-statique, en bas une vitesse dynamique.	54
3.1	Canal subarachnoïdien segmenté sur un patient atteint de traumatisme médullaire	64
3.2	IRM d'un patient atteint de traumatisme médullaire	64
3.3	Placement du point de repère de référence	65
3.4	Placement des points de repère des vertèbres cervicales	65

3.5	A - Moelle épinière dans le canal rachidien pendant le protocole d'extraction des NR; B - NR sur une moelle épinière extraite et sa dure-mère (DM); C- Identification d'un faisceau de nerfs de l'intérieur de l'espace sous-arachnoïdien, de la racine postérieure (contenant le ganglion spinal) et de la racine antérieure C- Identification d'un faisceau de nerfs à l'intérieur de l'espace sous-arachnoïdien, de la racine postérieure (contenant le ganglion spinal) et de la racine antérieure; D- Mesures microscopiques à trois endroits des nerfs, et E- Identification d'un faisceau de nerfs à l'intérieur de la moelle épinière. E- fixation du NR sur le système d'essai avant l'essai du NR.	67
3.6	A - Procédure d'essai réalisée sur une machine d'essai Mach 1 : la phase de préconditionnement consiste à soumettre le matériau à 10 cycles d'une amplitude de 1 mm à une fréquence de 0,125 Hz à partir de sa position de départ, suivis d'une phase d'étirement exécutée à une vitesse de déformation de 0,1 s ⁻¹ jusqu'à la rupture.; B- Courbe de contrainte-déformation typique d'un échantillon pendant la phase d'étirement et ajustement bilinéaire pour l'identification de la loi de comportement; C- Illustration d'un ajustement du coefficient d'Ogden (ordre 2). La courbe rouge correspond aux données expérimentales et la courbe bleue à l'ajustement du coefficient d'Ogden (ordre 2).	68
3.7	A) Échantillon typique d'un ligament dentelé, avec la pie et la dure-mère, monté sur des pinces dans la machine d'essai expérimentale. Le ligament dentelé. B) Représentation 3D du ligament dentelé, à l'intérieur du canal et en condition d'essai, montrant sa largeur minimale et maximale. C) Protocole d'essai de traction comprenant un préconditionnement cyclique et un essai de traction à vitesse de déplacement constante D) Courbes de contrainte et d'allongement bilinéaires et E) trilineaires de tous les échantillons.	72
3.8	Courbes contrainte-déformation obtenues lors d'essais de traction mécanique sur des ligaments dentelés A) Courbe typique à 0,1 mm.s ⁻¹ B) Courbe typique à 1 mm.s ⁻¹ C) Courbe typique à 10 mm.s ⁻¹ (comportement bilinéaire) D) Courbe typique à 10 mm.s ⁻¹ (comportement trilineaire)	75
4.1	Boîtes à moustaches pour la CSA _{SC}	81
4.2	CSA des patients avec un AOSpine de type B2 et B3; Aire de la section transverse de la moelle épinière (A), du CSF (B) et du canal (C).	82
4.3	CSA des patients avec un AOSpine de type C; Aire de la section transverse de la moelle épinière (A), du CSF (B) et du canal (C).	83
4.4	Boîtes à moustaches pour la CSA _{CSS}	84
4.5	Boîtes à moustaches pour les OR	86
4.6	Quadrants régionaux pour le patient 14 AOSpine B2	88
4.7	Quadrants régionaux pour le patient 5 AOSpine B3	88
4.8	Quadrants régionaux pour le patient 18 AOSpine C	88

4.9	Courbes contrainte-déformation de tous les échantillons différenciés par types de racines nerveuses (NR) et niveaux de la moelle épinière pour les faisceaux de nerfs.	90
4.10	Courbes contrainte-déformation de tous les échantillons différenciés par types de racines nerveuses (NR) et niveaux de la moelle épinière pour les racines postérieures.	90
4.11	Courbes contrainte-déformation de tous les échantillons différenciés par types de racines nerveuses (NR) et niveaux de la moelle épinière pour les racines antérieures.	90
4.12	Courbes contrainte-déformation pour tous les échantillons. A) Echantillons se comportant de manière bi-linéaire. B) Echantillons se comportant de manière trilinéaire.	94
4.13	Boîtes à moustaches des modules élastiques définis comme étant la seconde pente des courbes bilinéaires et la troisième pente des courbes trilinéaires pour tous les taux de déformation groupés par niveau cervical. B) Boîtes à moustaches des modules élastique pour tous les niveaux cervicaux groupés par taux de déformation	95
4.14	Boîtes à moustaches représentant le module élastique par niveau cervical. 1) Pour 0.1mm.s^{-1} . B) Pour 1mm.s^{-1} . C) Pour 10mm.s^{-1}	96
4.15	A) Modèle éléments finis d'un échantillon complet au niveau de C2. B) Contraintes de Von Mises (MPa) dans le ligament C2 pour 0.1mm.s^{-1} C) Contraintes de Von Mises (MPa) dans le ligament C2 pour 1mm.s^{-1} D) Modèle élément fini d'un échantillon complet au niveau de C7. E) Contraintes de Von Mises (MPa) dans le LD C7 pour 0.1mm.s^{-1} F) Contraintes de Von Mises (MPa) dans le LD C7 pour 1mm.s^{-1}	97
4.16	Courbes contrainte-déformation simulée VS expérimentale pour A) un échantillon C2 à $0,1\text{mm s}^{-1}$ et un échantillon C2 à 1mm s^{-1} . B) Un échantillon C7 à $0,1\text{mm s}^{-1}$ et un échantillon C7 à 1mm s^{-1}	98
5.1	Plan sagittal du Patient 11 présentant l'hématome épi-dural. Flèches indiquant l'hématome.	101

Liste des tableaux

1.1	Description de la classification ASIA, adapté de Maynard et al. 1997 . .	38
1.2	Revue de littérature des modèles structuraux.	42
1.3	Revue de littérature des modèles mécanique des fluides numérique. . .	43
1.4	Revue de littérature des modèles d'interaction fluide structure.	45
1.5	Résumé des études expérimentales sur les propriétés mécaniques de la dure-mère et de la pie-mère.	51
1.6	Résumé des études expérimentales sur les racines nerveuses.	55
1.7	Table de résumé littérature sur les tests mécaniques de moelle épinière	59
3.1	Dimensions, maillage et propriétés matériaux des MEFs	76
4.1	Caractéristiques des patients traumatisés avec mesure AOspine issue de (VACCARO et al. 2007). Le sexe du patient est indiqué par H pour homme et F pour femme. L'IMC est l'Indice de masse corporelle. Le niveau est le niveau vertébral auquel se situe la blessure. Implication des facettes décrit atteinte des articulations facettaires selon la classification AOspine (F0 à F4). Modifieurs décrit les paramètres additionnels de la classification AOspine (M0 à M4) décrivant des facteurs cliniques ou lésionnels influençant la prise en charge. ASIA représente la classification neurologique ASIA (A à E) évaluant la sévérité du déficit neurologique après traumatisme médullaire.	78
4.2	Aires des sections transverses de la moelle épinière CSA_{SC} selon leur AOspine en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents (moyenne sur disques et vertèbres).	79
4.3	Aires des sections transverses du canal CSA_{CSS} selon leur AOspine en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents (moyenne sur disques et vertèbres).	81
4.4	Ratio d'occupation selon leur AOspine en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents (moyenne sur disques et vertèbres). . . .	85
4.5	Diamètres en mm régionaux en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents (moyenne sur disques et vertèbres).	87
4.6	Diamètres régionaux en mm selon leur AOspine en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents disques et vertèbres.	87

4.7	Propriétés des matériaux obtenues à partir de l'ajustement bi-linéaire des courbes de contrainte et de déformation. N est le nombre d'échantillons pour chaque type d'échantillon. Les exposants B, P et A indiquent une différence significative entre les types d'échantillons ($p < 0,05$), avec B : faisceaux, P : racines postérieures et A = racines antérieures. E1 est le module de Young de la région neutre et E2 est le module de Young de la région élastique. ϵ_t est la déformation au niveau de la zone de transition, σ_t est la contrainte au niveau de la zone de transition, ϵ_f la déformation à la contrainte maximale et σ_f la contrainte maximale. . .	91
4.8	Coefficients du premier, second et troisième ordre d'Ogden (moyenne $\pm$ écart type). RMSE : racine de l'erreur quadratique moyenne.	92
4.9	Coefficients du premier, second et troisième ordre d'Ogden pour la modélisation (courbe moyenne) ¹ ;	93
4.10	Propriétés moyennes du ligament dentelé pour différents segments de la colonne cervicale et taux de déplacement de la seconde à la dernière région des courbes contrainte-déformation pour tous les essais.	94
4.11	Propriétés moyennes du ligament dentelé pour les échantillons présentant une réponse trilinéaire. - E ₁ et E ₂ : module mesuré dans la première région et dans la deuxième région des courbes trilinéaires. E ₃ : module mesuré dans la troisième région des courbes trilinéaires; ϵ_1 et ϵ_2 : valeurs de déformation à la transition entre la deuxième et la troisième région des courbes trilinéaires; σ_1 et σ_2 : valeurs de contrainte à la transition entre la deuxième et la troisième région des courbes trilinéaires. Les « $\pm$ » représentent les écarts types.	95

Introduction

Chaque année, près de 500 000 cas de traumatismes de la colonne vertébrale surviennent à l'échelle mondiale, principalement à cause d'accidents de voiture et de chutes (OMS 2013). Les coûts associés aux soins et au suivi des patients souffrant de lésions médullaires sont considérables, car 33,3 % de ces traumatismes entraînent une tétraplégie ou une paraplégie complète. Selon la littérature, la majorité des traumatismes de la colonne vertébrale touchent la région cervicale, ce qui en fait le principal sujet d'intérêt de notre étude (Jackson et al., 2004).

Le diagnostic post-traumatique repose actuellement sur l'imagerie du blessé, principalement la tomodensitométrie (CT scan) et, dans les cas de recherche plus spécifique, l'Imagerie à résonnance magnétique (IRM) pour observer les atteintes médullaires. La modélisation du rachis a permis d'évaluer les contraintes mécaniques et les déformations exercées sur cette structure dans divers scénarios traumatiques, en se concentrant principalement sur les éléments ostéoligamentaires.

Lors des phases aiguës de traumatismes médullaires (souvent liés aux accidents de transport tels que les collisions automobiles, les accidents de moto ou de vélo), la géométrie du canal subarachnoïdien (espace situé entre l'arachnoïde et la pie-mère) est altérée. Une analyse morphologique de cette géométrie est également importante dans le cas de pathologies congénitales (Chiari) ou lors de pathologies dégénératives du rachis liées au vieillissement ou consécutives à des traumatismes antérieurs. Ces altérations sont issues de plusieurs étiologies principales :

- L'impact initial du traumatisme provoque des blessures primaires liées aux forces exercées sur la moelle et les structures environnantes, entraînant des déplacements de fragments osseux, des ruptures ou lésions des ligaments, voire des dommages directs de la moelle. Les mécanismes de l'accident permettent de comprendre le type de blessures subies et réciproquement, l'analyse de la morphologie du canal subarachnoïdien et de la blessure permettent de comprendre les contraintes exercées sur les structures en jeu lors de l'accident ;
- Dans les pathologies dégénératives liées au vieillissement, l'évolution se réalise sur un temps long, un suivi longitudinal du patient est donc nécessaire. La déformation du canal subarachnoïdien est progressive et potentiellement associée à des pertes de mobilité et de sensibilité. La Myélopathie Cervicale Spondylosis (MCS) implique une compression de la moelle épinière, entraînant divers symptômes neurologiques et fonctionnels, souvent liés au vieillissement et à la dégénérescence discale, nécessitant une compréhension approfondie pour une

- prise en charge efficace. Les segments cervicaux inférieurs, particulièrement C5 à C7, sont les plus couramment affectés. La mobilité de la colonne vertébrale est donc un problème crucial qui impacte la qualité de vie des patients, posant un défi significatif pour la chirurgie (OLIVEIRA VILAÇA et al. 2016,LEBL et al. 2011) ;
- De même, les pathologies congénitales, telles que la malformation de Chiari, affectent également la mobilité du rachis et le positionnement de la moelle épinière, entraînant des contraintes importantes dans les matières grises et blanches. Il existe plusieurs types de malformation de Chiari :
 - **Chiari type I** : les amygdales cérébelleuses s'étendent en dessous du foramen magnum, mais le tronc cérébral reste généralement en place.
 - **Chiari type II** : en plus de la descente des amygdales cérébelleuses, une partie du tronc cérébral et du quatrième ventricule peut également être déplacé vers le haut dans le foramen magnum, souvent associée à une anomalie de la colonne vertébrale.
 - **Chiari type III** : le type le plus grave, avec une protrusion du cerveau et des membranes cérébrales à travers une malformation crânienne.
 - **Chiari type IV** : une malformation cérébelleuse sévère avec une absence partielle ou totale du cervelet.

Le canal médullaire est le canal constitué de l'enchaînement du milieu des vertèbres quicontient entre autres la moelle épinière et les nerfs, les structures fines de la moelle épinière, telles que les racines nerveuses (qui propagent les informations sensitivo-motrices) et les ligaments dentelés aident au maintien et au positionnement de la moelle dans le canal rachidien, jouant ainsi un rôle crucial dans la stabilité et la fonction de la moelle épinière. Lors de déformations du canal post-traumatiques ou dues à des maladies dégénératives, ces structures peuvent influencer les contraintes et les déformations locales de la moelle, exacerbant celles déjà présentes et aggravant les dommages.

Les différences entre les contraintes et les déformations de la moelle épinière pre- et post-traumatique sont essentielles pour comprendre les mécanismes de blessure et de récupération. Lors d'un traumatisme, la moelle épinière subit des contraintes mécaniques extrêmes et soudaines, telles que des compressions, des étirements ou des torsions, entraînant des déformations aiguës et souvent irréversibles des tissus neuronaux et vasculaires. Ces contraintes peuvent provoquer des lésions immédiates, notamment la rupture des axones et l'interruption de la circulation sanguine. Dans le cas post-traumatique, les contraintes sont généralement moins intenses mais persistantes, résultant des processus de cicatrisation et de l'inflammation chronique. Les déformations post-traumatiques incluent le développement de cicatrices, la formation de cavités et la gliose, modifiant ainsi la structure et la fonction de la moelle épinière à long terme. Comprendre ces différences est crucial pour développer des interventions thérapeutiques ciblées visant à minimiser les dommages initiaux et à favoriser la régénération neuronale et la récupération fonctionnelle.

Avec l'apparition de nouvelles pratiques chirurgicales et thérapeutiques, telles que

les implants de stimulation électrique, la question de la mobilité de la moelle est plus importante que jamais. Ces implants visent à stimuler une zone particulière de la moelle pour réduire la douleur ou aider à la mobilité des patients. Il est crucial de s'assurer que, malgré les mouvements naturels ou les changements de géométrie, la zone stimulée reste constante, garantissant ainsi l'efficacité du dispositif. Par ailleurs, la stabilisation dynamique de la colonne vertébrale est un autre exemple d'innovation médicale. Ces prothèses permettent de stabiliser la colonne vertébrale tout en conservant une certaine mobilité, réduisant ainsi le risque de déformations supplémentaires de la moelle épinière. De plus, la compréhension des symptômes pourrait être améliorée en associant les contraintes dans les zones sensorielles de la moelle lors de mouvements, notamment dans le cas des maladies dégénératives de la colonne cervicale (DCM). Cette compréhension approfondie peut aider à mieux diagnostiquer et traiter les symptômes liés aux variations des contraintes et des déformations de la moelle épinière.

En somme, l'étude des contraintes et des déformations de la moelle épinière, que ce soit lors d'un traumatisme ou en post-traumatique, ainsi que le développement de nouvelles technologies médicales, est essentielle pour améliorer les soins aux patients. Ces avancées permettent non seulement de mieux comprendre les mécanismes de blessure et de récupération, mais aussi de développer des solutions innovantes pour les défis médicaux complexes. Mettant toutes en jeu le mouvement de la moelle, son attache dans le canal médullaire par la compréhension de ses accroches et leur rôle semble donc capital.

Une compréhension précise de l'altération morphologique du canal pourrait servir d'outil de diagnostic pour évaluer les risques neurologiques, y compris les troubles fonctionnels, ainsi que pour orienter les décisions chirurgicales visant à restaurer une qualité de vie optimale pour les patients touchés. Cette morphologie a principalement été décrite par des indices en deux dimensions. Des travaux récents ont commencé à prendre en compte un aspect tridimensionnel chez les patients sains mais il est nécessaire de l'élargir aux patients présentant des troubles neurologiques et des pathologies médullaires.

Au cours des deux dernières décennies, la modélisation numérique du rachis cervical humain s'est principalement focalisée sur les traumatismes afin d'améliorer leur compréhension et leur prévention. Les simulations numériques ont progressivement révolutionné les études biomécaniques. Leur capacité à modéliser précisément les structures anatomiques et à simuler les forces et les mouvements au sein du corps humain en font un atout inestimable. Elles permettent de comprendre en détail les mécanismes des blessures et des pathologies, d'évaluer l'efficacité des traitements et d'optimiser les interventions chirurgicales. En reproduisant fidèlement les conditions physiologiques, ces simulations améliorent la conception des implants et des prothèses. (SINGHAL et al. [2023](#), RAHMAN et al. [2024](#), LI et DAI [2009](#)).

Les récents développements des simulations numériques, qui intègrent les variations interindividuelles et intra-individuelles, améliorent la modélisation des phénomènes biomécaniques et physiologiques. Cela permet d'évaluer plus précisément les résultats chirurgicaux, de personnaliser les soins en fonction des besoins individuels et de minimiser les risques pour les patients. Grâce à cette technologie, il est possible d'anticiper les conséquences des interventions et de développer des solutions innovantes pour les défis médicaux complexes.

En vue d'établir un pronostic adapté pour un suivi et une prise en charge optimale de patients blessés médullaires traumatiques ou dégénératifs, la modélisation numérique pourrait offrir un outil quantitatif issu de la biomécanique. Cependant, avant de définir les marqueurs pronostics et des indicateurs appropriés, il est essentiel d'approfondir nos connaissances sur les patients atteints de lésions médullaires en terme de :

1. La caractérisation morphologique du canal médullaire et de la moelle épinière
 - Analyser les variations morphologiques entre patients sains et blessés médullaires.
 - Déterminer le positionnement de la moelle dans le canal.
2. La caractérisation expérimentale des propriétés mécaniques des structures du canal médullaire
 - Étudier le comportement mécanique des racines nerveuses et des ligaments dentelés.
 - Déterminer des lois de comportement adaptées (ex. modèle d'Ogden) pour mieux représenter les tissus étudiés.

En effet, ces propriétés sont aujourd'hui grandement décrites par des lois élastiques ne représentant pas la réalité du matériau. Une transition vers une loi de comportement type Ogden représente un pas en avant. Malgré les développements récents de modèles détaillés du rachis cervical, l'intégration des propriétés mécaniques de l'ensemble des composants du canal médullaire dans les simulations, ainsi que la prise en compte des spécificités morphologiques des canaux médullaires traumatiques, restent des aspects à explorer.

1 Chapitre 1 : Revue de la littérature

Sommaire

1.1	Introduction	23
1.2	Anatomie	23
1.2.1	Colonne vertébrale	23
1.2.1.1	Structure de la colonne vertébrale	23
1.2.1.2	Disques intervertébraux	24
1.2.1.3	Canal Vertébral	25
1.2.1.4	Système nerveux central	26
1.2.2	Méninges	29
1.2.2.1	Dure-mère	29
1.2.2.2	Arachnoïde	30
1.2.2.3	Pie-mère	30
1.2.3	Le Liquide Céphalo-rachidien	31
1.2.3.1	Caractéristiques et physiologie	31
1.2.3.2	Circulation	32
1.2.3.3	Pulsation	32
1.3	Mécanisme lésionnel	33
1.3.1	Epidémiologie	33
1.3.2	Blessures primaires et classification des blessures	34
1.3.3	Instabilité clinique	36
1.3.4	Mécanisme	37
1.3.5	Blessure neurologique	37
1.3.6	Blessure secondaire	38
1.3.7	Diagnostic du blessé médullaire	38
1.3.8	Prise en charge et traitements	39
1.4	Modèles éléments finis	40
1.4.1	Modèles structuraux	40
1.4.2	Modèles fluides	41
1.4.3	Modèles d'interaction entre le fluide et la structure	43
1.5	Morphologie du canal cervical	44
1.5.1	Morphologie du canal chez le sujet sain	44
1.5.2	Morphologie du canal chez le sujet pathologique	46
1.6	Caractérisation expérimentale du comportement mécanique des tissus de la moelle épinière	48
1.6.1	Modèle Porcin	48

1.6.2	Méninges	49
1.6.3	Ligaments dentelés	50
1.6.4	Racines nerveuses	53
1.6.5	Moelle épinière	54
1.7	Modèle d'Ogden	55

1.1 Introduction

L'étude des traumatismes médullaires repose sur une compréhension approfondie de l'anatomie et de la biomécanique du rachis cervical ainsi que des mécanismes lésionnels et des modèles de simulation permettant d'analyser les déformations et contraintes subies par les structures de la moelle épinière. Ce chapitre présentera l'état de l'art sur ces différents aspects, en mettant l'accent sur les études menées sur la structure et morphologie du rachis, la physiopathologie des traumatismes médullaires, les propriétés mécaniques des structures fines du canal médullaire telles que les racines nerveuses et les ligaments dentelés, mais aussi des modèles numériques visant à évaluer la stabilité et la dynamique du rachis cervical.

1.2 Anatomie

Dans cette première partie, la revue de littérature s'intéressera à l'anatomie fonctionnelle et à la biomécanique de la colonne vertébrale, du système nerveux central et du liquide céphalo-rachidien chez le sujet sain.

1.2.1 Colonne vertébrale

1.2.1.1 Structure de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale (figure 1.1) constitue l'axe central du squelette humain. Elle est composée d'un empilement alterné de vertèbres et de disques intervertébraux (IVD), soutenus et stabilisés par un réseau complexe de ligaments et de muscles. L'ensemble de ces structures osseuses, cartilagineuses, ligamentaires et musculaires assure l'intégrité mécanique du rachis et lui confère à la fois solidité et mobilité.

Sur le plan morphologique, elle est composée de 33 os individuels : les vertèbres. Elles sont empilées les unes sur les autres en alternance avec les disques intervertébraux. Le rachis cervical se compose de 7 vertèbres (C1 à C7), caractérisé par une courbure physiologique en lordose cervicale. Les deux premières vertèbres cervicales (l'atlas (C1) et l'axis (C2)) présentent une morphologie particulière qui permet la mobilité spécifique de la tête. Les vertèbres C3 à L5 partagent une structure générale commune. Le rachis thoracique se compose de 12 vertèbres (T1 à T12), présentant une courbure en cyphose. Ce segment est particulièrement impliqué dans l'absorption des contraintes de compression et sert de point d'ancrage à la cage thoracique et pour finir le rachis lombaire : 5 vertèbres (L1 à L5), dotées de corps vertébraux plus volumineux afin de supporter le poids croissant de la partie supérieure du corps. Cette région présente une courbure en lordose. S'en suit le sacrum, formé par la fusion de cinq vertèbres ainsi que le coccyx. Ces structures assurent la jonction entre la colonne vertébrale et le bassin permettant ainsi la transmission du poids du corps et des réactions du sol.

Chaque vertèbre possède la même structure : un corps vertébral, un foramen vertébral délimité par les pédicules et les lames formant le canal rachidien où se trouve la moelle épinière, des apophyses transverses et un processus épineux postérieur, servant de points d'insertion aux muscles et ligaments ainsi que des facettes articulaires permettant la mobilité entre les différents segments vertébraux.

Pour finir, différentes courbures physiologiques sont identifiables dans le plan sagittal : la lordose cervicale, la cyphose thoracique et la lordose lombaire qui jouent un rôle important dans la répartition des charges et le mouvement (SRINIVASAN et al. 2019).

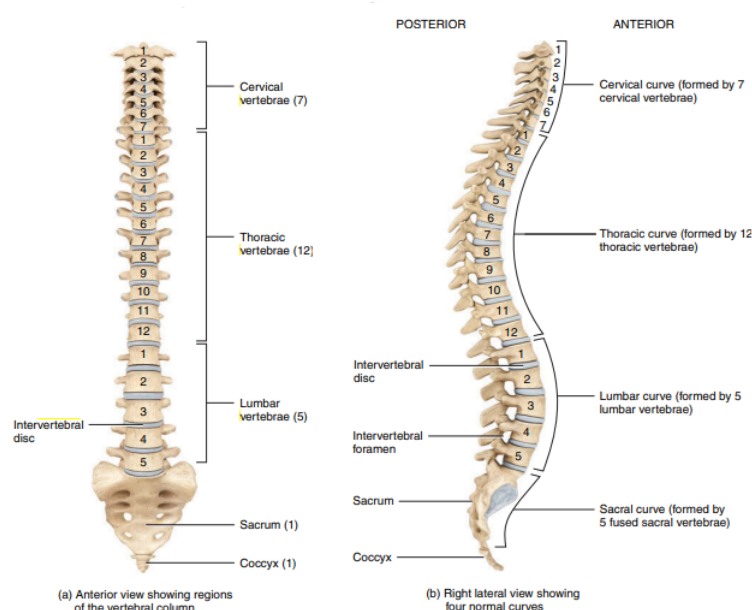


FIGURE 1.1 – Colonne vertébrale : vue antérieure (a) et vue latérale droite (b) adaptée de Tortora 14ème édition

1.2.1.2 Disques intervertébraux

Les disques intervertébraux (figure 1.2) lient tous les corps vertébraux des vertèbres (excepté C1 et C2) à la vertèbre adjacente. Ils sont au nombre de 25 dans le corps humain. En termes de composition, on y retrouve : le nucleus pulposus (noyau pulpeux), un corps gélatineux situé au centre du disque ; l'annulus fibrosus (anneau fibreux), formant des anneaux concentriques avec une structure lamellaire anisotrope et les plateaux vertébraux cartilagineux qui se situent au-dessus et au-dessous de cette structure. Il est à noter que la détérioration d'un de ces éléments peut entraîner la dégradation de l'ensemble du disque (CHAN et al. 2011).

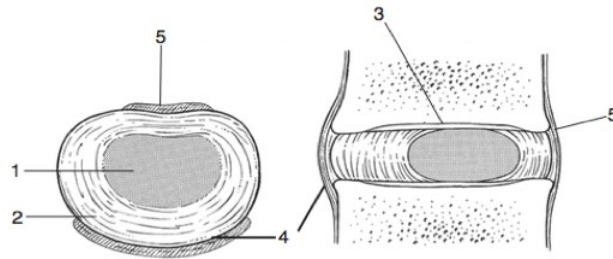


FIGURE 1.2 – Disque intervertébral : 1. Nucleus, 2. Annulus, 3. Plaque cartilagineuse, 4. Ligament longitudinal antérieur, 5. Ligament longitudinal postérieur

D'un point de vue mécanique, les disques intervertébraux ont un comportement viscoélastique lorsqu'ils sont soumis à des chargements de courte durée mais ce dernier change et devient poro-élastique lorsqu'il subit des chargements de longue durée (ARAÚJO et al. 2015). Ils permettent également la transmission des charges selon plusieurs directions tout le long de la colonne et assurent une certaine mobilité.

1.2.1.3 Canal Vertébral

Le canal vertébral (figure 1.3) (ou foramen vertébral) s'étend de manière continue depuis le foramen magnum, à la base du crâne, où il communique avec la cavité crânienne, jusqu'au niveau du sacrum. Ce conduit protège et contient les éléments principaux du système nerveux central situés au niveau rachidien, à savoir la moelle épinière, les racines nerveuses et, dans la portion lombaire inférieure, la cauda equina. Ses parois sont formées par les corps vertébraux, complétés par les disques intervertébraux et renforcés par différents ligaments.

Le canal vertébral communique avec les foramens intervertébraux, qui sont des ouvertures bilatérales situées entre deux vertèbres adjacentes. Ces foramens permettent le passage des nerfs spinaux issus de la moelle épinière, ainsi que des artères, des veines et des vaisseaux lymphatiques.

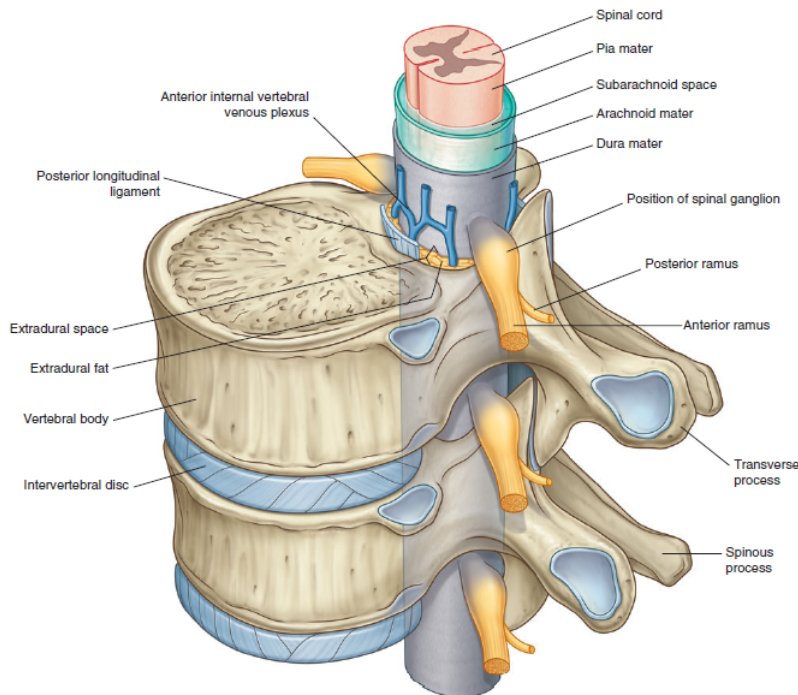


FIGURE 1.3 – Illustration du canal vertébral, adapté de Gray's Anatomy 4th edition

1.2.1.4 Système nerveux central

Le système nerveux central (SNC) est l'ensemble composé de la moelle épinière, des racines nerveuses, des ligaments dentelés et des membranes recouvrant la moelle épinière : les méninges (la dure-mère, la pie-mère et l'arachnoïde) ainsi que du liquide céphalo-rachidien. Afin de pouvoir réagir à son environnement le SNC a besoin d'informations extérieures fournies par le système nerveux périphérique (SNP). Ce dernier regroupe l'ensemble des ganglions et nerfs à l'extérieur du cerveau. Il collecte grâce aux récepteurs périphériques du corps réagissant à des informations sensorielles telles que la douleur, la température et le toucher les stimuli extérieurs mais transmet aussi les informations venant du cerveau aux effecteurs. C'est ainsi que le système nerveux central communique avec son environnement. (DARBY et al. [2019](#)).

Moelle épinière La moelle épinière (ME) (figure [1.4](#)) est l'élément central du système nerveux central qui prolonge le tronc cérébral au niveau de la jonction bulbo-médullaire qui se termine par la cauda equina. Elle s'étend du foramen magnum jusqu'au niveau du sacrum. Bien que protégée par les structures osseuses et ligamentaires de la colonne vertébrale elle ne repose pas contre elles, elle est séparée par les méninges, le liquide céphalo-rachidien (LCR), les ligaments denticulés, un réseau veineux épidural ainsi qu'une couche graisseuse épidurale (Laurent SAKKA et al. [2016](#)).

Elle permet de transmettre les messages nerveux et sensoriels du cerveau au reste

du corps mais aussi de l'intégration des stimuli extérieurs : les voies ascendantes véhiculent les messages sensoriels vers le cerveau, tandis que les voies descendantes transmettent les commandes motrices vers les effecteurs périphériques. Elle est composée de substance blanche (axones des neurones sensoriels et motoneurones) et substance grise (corps cellulaire des neurones).

Les neurones sont les cellules qui transmettent les influx nerveux, l'unité fonctionnelle de base du système nerveux. Ils sont constitués du corps cellulaire autour duquel sont attachés des dendrites et un axone avec ses terminaisons.

Matière grise et matière blanche En coupe transversale, la moelle épinière présente une structure caractéristique : une région centrale de matière grise, en forme de papillon ou de lettre H, entourée par de la matière blanche.

La matière blanche se situe à la périphérie de la moelle épinière et est formée de faisceaux d'axones myélinisés qui propagent les informations motrices et sensorielles. La matière grise est constituée principalement des corps cellulaires neuronaux, des dendrites, d'axones amyéliniques et de cellules gliales. Les deux parties latérales de cette substance grise sont reliées par une ligne grise, au centre de laquelle se trouve le canal central qui parcourt la moelle dans toute sa longueur. Elle intègre les informations d'entrée et de sortie via les dendrites.

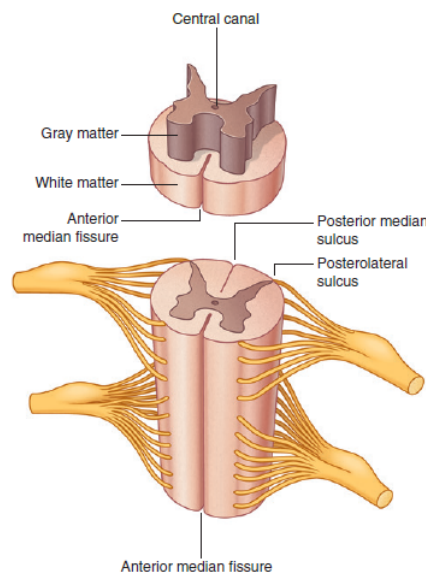


FIGURE 1.4 – Moelle épinière, adapté de (*Gray's Anatomy for Students E-Book s. d.*), Gray's Anatomy 4th edition

Racines nerveuses Les racines nerveuses (figure 1.5) (NR) font le lien entre la moelle épinière et le système nerveux périphérique. Trente et une paires de NR sont présentes dans le corps humain, attachant la moelle épinière et communiquant avec

les diverses parties du corps (cou, tronc et membres inférieurs et supérieurs). Elles sont le prolongement du système nerveux central se situant de chaque côté de la moelle épinière. Elles se présentent par paires sur chaque côté de la moelle épinière à chaque niveau vertébral et finissent par fusionner en un seul et même nerf spinal. Une racine assure spécifiquement la motricité et l'innervation sensitive d'une zone spécifique. Globalement, les racines ventrales sont affectées à la motricité et les racines dorsales à l'innervation sensitive. Sur les racines dorsales se trouvent les ganglions spinaux (un par racine) formés des corps cellulaires des neurones de sensibilité (TORTORA et DERRICKSON 2018). Sur le plan clinique, les atteintes des NR, appelées radiculopathies, peuvent survenir à la suite de hernies discales, de sténoses foraminales ou de compressions tumorales. Elles se manifestent généralement par des douleurs irradiantes, une perte de sensation dans le territoire du dermatome correspondant, une faiblesse musculaire, voire une diminution ou une abolition des réflexes (BEEL et al. 1986).

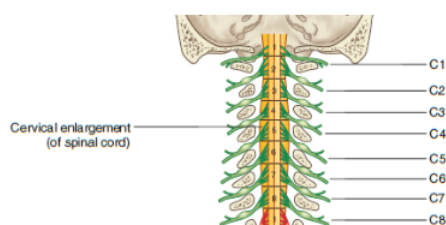


FIGURE 1.5 – Cartographie des racines nerveuses cervicales, adapté de (*Gray's Anatomy for Students E-Book s. d.*) Gray's Anatomy 4th edition

Ligaments dentelés Les ligaments dentelés (LD) (figure 1.6) sont des structures anatomiques reliant la face externe de la pie-mère à la face interne de la dure-mère. Chez l'homme on en retrouve de 18 à 21, ils s'étendent de la jonction crano-vertébrale jusqu'à la vertèbre T12. (CEYLAN et al. 2012). On peut ainsi reconnaître une division du canal spinal en compartiments antérieurs et postérieurs. Ils possèdent une structure similaire à l'arachnoïde trabéculaire, mais avec plus de fibres de collagène. Par ailleurs, ils sont partiellement fusionnés aux matériaux alentours grâce à l'insertion de fibres de collagène dans la moelle et la dure-mère et pie-mère. Notamment, au niveau cervical, les fibres de collagène des LD pénètrent la substance de la ME à différents intervalles, renforçant ainsi leur attachement. Comparativement, les LD cervicaux présentent des fibres de collagène plus épaisses et plus abondantes que les LD thoraciques (TUBBS et al. 2001, POLAK et al. 2014). On remarque d'ailleurs que dans la partie la plus étroite du ligament dentelé, les fibres de collagen sont longitudinales alors que dans les extensions triangulaires les fibres de collagène sont transversales et obliques.

Les ligaments dentelés jouent un rôle de stabilisateurs de la moelle épinière de par leurs propriétés mécaniques en tension (TUBBS et al. 2001, POLAK et al. 2014). Leur anatomie et histologie semblent correspondre à la capacité de mouvement de la région dans laquelle il se situe dans la colonne vertébrale.

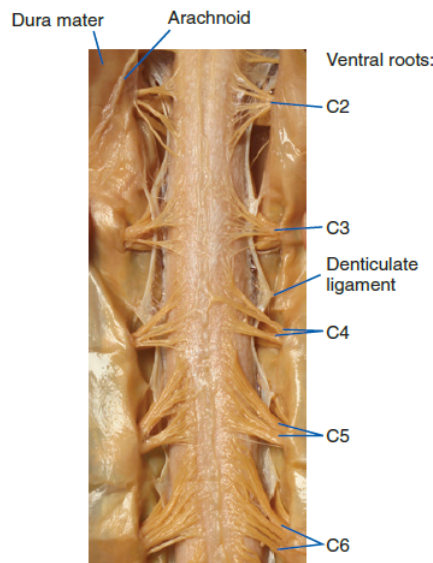


FIGURE 1.6 – Ligaments dentelés le long de la colonne vertébrale, adapté de ([Gray's Anatomy for Students E-Book s. d.](#)) Gray's Anatomy 4th edition

1.2.2 Méninges

Les méninges sont des tissus concentriques qui enveloppent le système nerveux central (moelle et cerveau). Elles permettent de protéger la moelle épinière de blessures potentielles venant du mouvement de la colonne. Dans le canal vertébral on peut aussi trouver de la graisse épidurale qui, ajoutée au liquide céphalo-rachidien entre les méninges, aide à disperser les chocs et se comporte portentiellement comme un coussin.

Les méninges sont composées de trois tissus principaux que l'on présentera de l'extérieur vers l'intérieur : la dure-mère, l'arachnoïde et la pie-mère.

1.2.2.1 Dure-mère

La dure-mère (figure 1.7) est une couche assez épaisse, blanche et résistante constituée de tissu conjonctif dense et faiblement vascularisé. Elle est fixée au niveau du crâne au foramen magnum et au niveau caudal elle enveloppe la moelle épinière et descend jusqu'au sacrum, enveloppant la moelle épinière ainsi que les racines nerveuses. Dans sa portion caudale, elle se prolonge pour former le filum terminal. Sur le plan histologique, elle est constituée de lames concentriques renfermant des fibres de collagène et d'élastine, dont les proportions varient en fonction de la profondeur radiale. L'organisation exacte de ces fibres demeure toutefois débattue : certaines études

décrivent une disposition aléatoire dans toutes les directions (REINA, CASASOLA et al. 2004), tandis que d'autres suggèrent une orientation majoritairement longitudinale (CHAUVET, CARPENTIER et GEORGE 2009, PATIN et al. 1993). Les données mécaniques tendent à confirmer cette dernière hypothèse, puisque la dure-mère présente une rigidité accrue lors de contraintes appliquées dans l'axe longitudinal, comparativement aux contraintes transversales. Son épaisseur varie selon le niveau rachidien, ce qui contribue à ses propriétés de protection et de contention des structures médullaires.

1.2.2.2 Arachnoïde

L'arachnoïde (figure 1.7) est la couche de méninges se situant directement sous la dure-mère. Elle est décrite comme étant attachée à la dure-mère par de fines fibres de collagène de sorte qu'il n'existe pas de véritable espace sous-dural (REINA, MACHES et al. 2008). Elle forme une fine membrane translucide, composée de plusieurs couches cellulaires et principalement constituée de fibres de collagène et d'élastine. Elle joue un rôle de membrane semi-perméable, régulant les échanges de substances entre le liquide céphalo-rachidien (LCR) contenu dans l'espace sous-arachnoïdien et la dure-mère.

De l'autre côté, l'arachnoïde est reliée à la pie-mère par un réseau de travées conjonctives, appelées trabécules arachnoïdiennes, qui délimitent et structurent l'espace sous-arachnoïdien (Laurent SAKKA et al. 2016, MORTAZAVI et al. 2018). Ces trabécules, parfois décrites comme des cloisons ou des feuillets (ADEEB et al. 2013, GRASSNER et al. 2018), entourent et maintiennent en suspension les différents éléments présents dans cet espace, notamment la moelle épinière, les racines nerveuses et les vaisseaux sanguins. Ces attaches conjonctives sont relativement fragiles et sectionnables ce qui met en avant leur fonction de soutien souple permettant à la fois la protection mécanique et la mobilité des structures environnantes.

1.2.2.3 Pie-mère

La pie-mère (figure 1.7) est la couche de méninges au contact direct de la moelle épinière. Elle est fine et y est attachée grâce à la glia limitans. Les glia limitans sont une structure d'échange entre le liquide-céphalo-rachidien et la moelle épinière (REINA, PULIDO et al. 2015). Elle se poursuit vers le haut avec la pie-mère crânienne et vers le bas sous la forme du filum terminale.

Elle est majoritairement composée de fibres de collagène orientées de façon longitudinale dans lesquelles sont imbriquées des canaux de vascularisation. Sa morphologie n'est pas la même entre la moelle épinière et le cerveau. Celle située au niveau de la moelle est plus épaisse, moins vascularisée et plus compacte.

L'espace sous-arachnoïdien se trouve entre l'arachnoïde et la pie-mère, il est rempli du LCR et il occupe environ un tiers du canal rachidien. Cet espace joue un rôle majeur

dans l'amortissement des contraintes mécaniques et dans la circulation du liquide, mais il contient aussi des fibroblastes et des fibres de collagène qui renforcent son architecture interne.

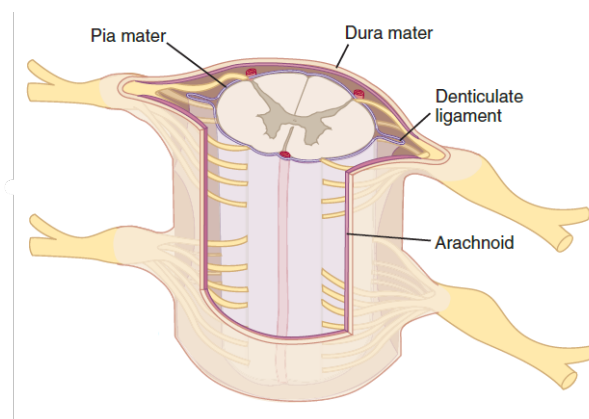


FIGURE 1.7 – Les méninges spinales et la moelle épinière dans le canal vertébral, adapté de (*Gray's Anatomy for Students E-Book s. d.*) Gray's Anatomy 4th edition

1.2.3 Le Liquide Céphalo-rachidien

Afin de mieux comprendre les blessures médulaires, l'étude et la description de la dynamique et la physiologie du liquide céphalo-rachidien (LCR) est primordiale. En effet, ses caractéristiques et ses modalités de circulation influencent la protection, la nutrition et l'homéostasie de la moelle épinière.

1.2.3.1 Caractéristiques et physiologie

Le volume total du LCR est estimé entre 250 et 400 ml chez l'adulte. Les trois quarts environ se situent dans les espaces intracrâniens et le reste dans la région spinale. Ce volume se renouvelle en moyenne trois à quatre fois par jour grâce à un équilibre constant entre production et absorption (L. SAKKA et al. 2011).

Le LCR assure plusieurs fonctions : sur le plan mécanique, il agit comme un coussin protecteur en amortissant les chocs et en répartissant les contraintes exercées sur le système nerveux central (FRADET, ARNOUX, CALLOT et al. 2016; PERSSON et al. 2011). Il participe également à la régulation de la pression intracrânienne et de la compliance du système nerveux, permettant une adaptation aux variations brusques liées à une obstruction veineuse par exemple (GARNOTEL et al. 2018; MARMAROU et al. 1975). Sur le plan métabolique, le LCR contribue à l'homéostasie en apportant nutriments et facteurs trophiques aux cellules nerveuses et gliales mais aussi en éliminant les produits métaboliques potentiellement neurotoxiques tels que les neurotransmetteurs, hormones et déchets (L. SAKKA et al. 2011). Enfin, il joue un rôle immunitaire

en participant aux mécanismes de défense du système nerveux central (VILLAR et al. 2015).

1.2.3.2 Circulation

Dans la littérature, la question de la circulation du LCR fait émerger deux hypothèses.

Le modèle dit « classique » propose que la majeure partie du LCR soit sécrétée par les cellules épithéliales des plexus choroïdes situés dans les ventricules cérébraux. Le liquide s'écoule ensuite depuis les ventricules latéraux vers le troisième ventricule par les foramina de Monro, puis rejoint le quatrième ventricule via l'aqueduc de Sylvius. À partir de là, il gagne l'espace sous-arachnoïdien par l'ouverture médiane (foramen de Magendie) et les ouvertures latérales (foramina de Luschka), avant de se répartir dans les citernes de la base puis dans les espaces subarachnoïdiens intracrâniens et spinaux. Sa progression dépendrait d'un équilibre dynamique entre sécrétion, réabsorption et résistance à l'écoulement, la pression étant maintenue par la balance entre production et absorption. Une perturbation de cet équilibre peut entraîner des variations rapides de pression intracrânienne, comme observé dans l'hydrocéphalie (L. SAKKA et al. 2011; SIMON et ILIFF 2016).

Une hypothèse plus récente remet toutefois en question cette vision centralisée. Selon ce modèle, le LCR serait produit et absorbé de manière diffuse dans tout le système nerveux central, notamment au niveau des parois capillaires. Le volume du liquide serait alors modulé par les gradients hydrostatiques et osmotiques entre le compartiment vasculaire et les tissus neuronaux. Une part significative de la formation du LCR se ferait ainsi en dehors des ventricules, à partir des fluides interstitiels en communication avec l'espace sous-arachnoïdien. La résorption se produirait principalement dans les capillaires veineux, dont la large surface d'échange et la faible pression hydrostatique favoriseraient ce processus. Les granulations arachnoïdiennes et les gaines périnerveuses constitueraient quant à elles des voies secondaires de drainage, en particulier dans des conditions expérimentales où la pression du LCR est artificiellement élevée. Cette hypothèse s'accompagne aussi de la description du système glymphatique, réseau facilitant les échanges entre LCR et liquide interstitiel et jouant un rôle majeur dans l'élimination des déchets neurotoxiques (MARTIN et HEIDARI PAHLAVIAN 2019; BERLINER et al. 2019).

1.2.3.3 Pulsation

Au-delà de la production et de la résorption, la circulation du LCR est fortement influencée par les pulsations cardiaques. Le flux suit un mouvement crânio-caudal durant la systole cardiaque (contraction du cœur), puis inverse sa direction pendant la diastole (relaxation du cœur). Chez l'homme, la vitesse dans la région cervicale a été mesurée à environ 4,6 m/s en systole chez des sujets sains, mais des valeurs allant de 2 à 20 cm/s ont été observées dans certains cas pathologiques (KALATA et al. 2009).

Plusieurs facteurs modulent ces variations. Le cycle cardiaque demeure l'influence principale, mais la respiration joue également un rôle significatif. Ainsi, une inspiration profonde, en réduisant la pression thoracique et le volume sanguin cérébral, favorise un flux céphalique du LCR, tandis que l'expiration entraîne une redistribution caudale pour compenser l'augmentation du retour veineux intracrânien. Des manœuvres respiratoires forcées telles que la toux, l'éternuement ou la manœuvre de Valsalva peuvent également perturber de manière transitoire la pression et modifier l'amplitude et la fréquence des pulsations (FRIESE et al. 2004; KIVINIEMI et al. 2016; MARTIN et HEIDARI PAHLAVIAN 2019).

Ces mécanismes illustrent la complexité de la dynamique du LCR : loin d'être un flux linéaire, il s'agit d'un mouvement rythmique et finement régulé, dont l'altération peut avoir des conséquences majeures sur l'homéostasie du système nerveux central et la moelle épinière en particulier.

1.3 Mécanisme lésionnel

1.3.1 Epidémiologie

Les traumatismes médullaires représentent un problème de santé publique majeur. En Europe, une vaste étude portant sur plus de 33 000 traumatismes vertébraux a montré que 14 % des patients présentaient des atteintes neurologiques associées (HASLER et al. 2011). Au Canada, (PICKETT et al. 2006) ont rapporté un taux annuel de 41,79 cas de blessure médullaire par million d'habitants, chez les individus âgés de 15 à 64 ans.

Les principales causes identifiées sont les chutes et les accidents de la route (HASLER et al. 2011, LEUCHT et al. 2009, WAGNAC et al. 2019). Cette répartition semble malgré tout dépendre de l'âge : les sujets jeunes, en particulier les hommes entre 16 et 30 ans, sont les plus exposés aux accidents de la route ou aux blessures lors de pratiques sportives (JACKSON et al. 2004). En revanche, chez les personnes de plus de 60 ans, les lésions surviennent plus fréquemment à la suite de traumatismes de faible intensité, par exemple : une chute de sa hauteur, mais dont la gravité est amplifiée par la fragilité osseuse ou des pathologies rachidiennes préexistantes (AHUJA et al. 2017). Globalement on notera que les hommes représentent plus de 80 % des victimes (JACKSON et al. 2004).

Les constats de plusieurs études (HASLER et al. 2011, PICKETT et al. 2006) indiquent que la majorité des blessures à la moelle épinière surviennent au niveau du segment cervical du rachis. De plus, la plupart des paralysies complètes découlent de blessures à ce niveau (LEUCHT et al. 2009).

Si l'on se concentre sur les traumatismes liés aux accidents de la route, des différences apparaissent selon le type de véhicule impliqué. Les accidents de voiture touchent principalement le rachis cervical, tandis que les accidents de moto entraînent plus fréquemment des lésions au niveau thoracique, avec une incidence notable autour de T7 (ROBERTSON et al. 2002). Toujours selon cette étude, près de 77 % des atteintes neurologiques liées aux accidents de voiture résultent de lésions cervicales, confirmant le rôle central de cette région dans la gravité des traumatismes médullaires.

1.3.2 Blessures primaires et classification des blessures

Il y a deux temps dans le traumatisme médullaire. Tout d'abord, la blessure primaire, due à l'impact et aux forces imposées sur la moelle épinière au moment de la blessure qui vont induire des déplacements de fragments osseux, des ruptures, des lésions des ligaments ou de la moelle .

Historiquement, les blessures du rachis ont tout d'abord été classifiées en deux catégories, stables ou instables (NICOLL 1949) puis peu à peu, les classifications se sont étoffées, reconnaissant l'importance du mécanisme lié à l'impact puis ont divisé le rachis en différentes section : la colonne antérieure (ligament longitudinal antérieur, partie antérieure de l'annulus fibrosus et partie postérieure du corps vertébral), la colonne centrale (ligament longitudinal postérieur, annulus fibrosus postérieur, partie postérieure du corps vertébral) et la colonne postérieure (complexe ligamentaire postérieur et complexe osseux postérieur) (DENIS 1983). En 1994, Magerl établit une classification (figure 1.8) des blessures thoraciques et lombaires. (MAGERL et al. 1994) Elle est basée sur l'étude de 448 cas et analyse les caractéristiques morphologiques des blessures. Trois types différents ont été identifiés. Le type A : compression du corps vertébral, le type B : blessures antérieures et postérieures avec extension, le type C : blessures antérieures et postérieures avec rotation.

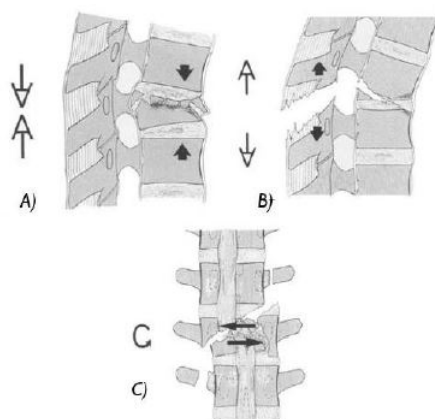


FIGURE 1.8 – Types de blessures primaires d'après Magerl et al. 1994.

Cette classification permet ainsi de classer les blessures thoraco-lombaires et peut être appliquée aux cervicales basses. Elle est simple à lire et a pour but d'aider les médecins à choisir le traitement approprié.

VACCARO et al. 2007 élabore un nouveau système de classification en se basant sur une revue de littérature. Selon lui, la classification idéale devrait prendre en compte les paramètres suivants : le schéma de la fracture, les mécanismes supposés ayant conduits à la blessure, l'alignement spinal, la blessure neurologique et la stabilité à long terme. Sa classification se concentre sur le rachis cervical subaxial (C3 à C7) (SLIC : Sub-axial Injury Configuration) (VACCARO et al. 2007). Ainsi, trois caractéristiques de blessures sont identifiées pour procéder à la classification : la morphologie de la blessure, l'intégrité du complexe disco-ligamentaire (composé du disque intervertébral, des deux capsules articulaires ainsi que des ligaments : ligament longitudinal antérieur et postérieur, ligament jaune, inter-épineux et supra-épineux. Il aide au maintien de la moelle lors de mouvements brusques et de chocs) ainsi que l'état neurologique du patient (sensibilité et mouvement). Pour ce qui est de la morphologie de la blessure, trois catégories principales sont identifiées et sont semblables à la classification de Magerl. Il en va de même pour la classification AOSpine (figure 1.9) résumée dans le tableau ci-dessous.

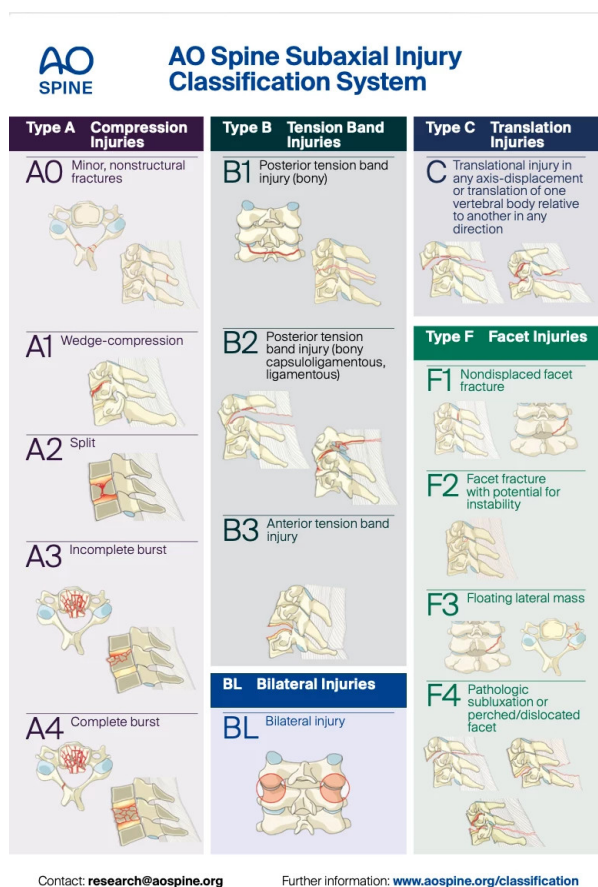


FIGURE 1.9 – Types de blessures primaire d'après VACCARO et al. 2007.

1.3.3 Instabilité clinique

L'instabilité clinique se caractérise par l'incapacité du rachis à maintenir sa mobilité naturelle, pouvant entraîner des troubles neurologiques, des déformations et des douleurs (Manohar M. PANJABI 1992). On la définit également comme un état où le segment spinal effectue des déplacements anormalement importants en rotation ou en translation sous des chargements physiologiques (TEO et NG 2001) ou des mouvements inhabituels. Cet aspect revêt une importance capitale dans le processus décisionnel chirurgical lié aux blessures du rachis. Auparavant, les blessures touchant la colonne du milieu ainsi que la colonne antérieure ou postérieure étaient considérées comme instables (WHITE et M M PANJABI 1987). Les blessures instables au rachis cervical sont associées à une atteinte neurologique plus prononcée que les blessures stables, soulignant l'importance de déterminer la stabilité de la blessure.

1.3.4 Mécanisme

1.3.5 Blessure neurologique

L'état neurologique du patient, rarement considéré dans les classifications, semble être un paramètre important afin de juger de la sévérité de la blessure et un indicateur pertinent pour le choix du traitement. La classification SLIC essaie donc de le prendre en compte. Le statut neurologique du patient est dénoté par la lettre N et correspond au statut du patient lorsqu'il est examiné pour la première fois dans la salle des urgences. N0 correspond à un patient n'étant pas atteint par un déficit neurologique. N1 correspond à un patient ayant eu un déficit neurologique momentané mais ayant récupéré lors de l'examen clinique. N2 correspond à une blessure au niveau des racines nerveuse ou ayant une radiculopathie. N3 correspond à un patient ayant un traumatisme de la moelle épinière partiel ou un trauma (partiel ou complet) de la coda equina. N4 correspond à un patient ayant un traumatisme de la moelle épinière totale.

Cependant, l'état neurologique du blessé médullaire est classiquement décrit grâce à la classification ASIA (American Spinal Injury Association) (figure 1.10 et tableau 1.1). Le niveau spinal neurologique atteint peut être déterminé selon les zones du corps qui maintiennent une fonction sensorielle et motrice classique, la carte ci-dessous les représente (MAYNARD et al. 1997). Le score ASIA d'un patient sera déterminé suite à un examen consistant en une vérification des nerfs craniaux, le Glasgow Coma Score (GCS) ou score de Glasgow, réflexes bulbo carvenreux, perte de contrôle de la vessie.

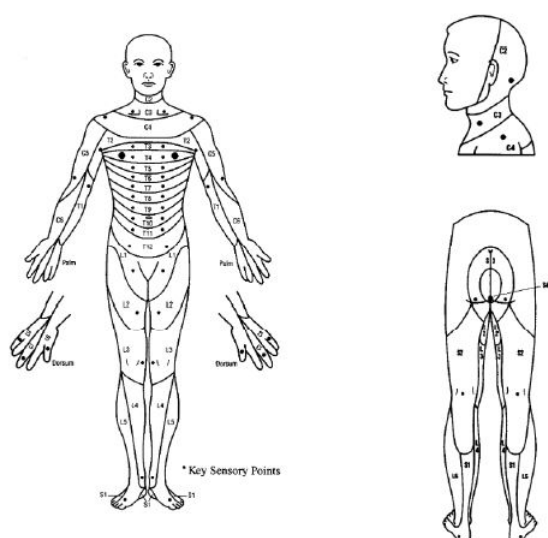


FIGURE 1.10 – Carte ASIA adaptée de Maynard et al. 1997

TABEAU 1.1 – Description de la classification ASIA, adapté de Maynard et al. 1997

Côte ASIA	Description
A	Complète : Aucune fonction motrice ou sensorielle préservée au niveau du segment S4-S5
B	Incomplète : Aucune fonction motrice préservée sous le niveau atteint (S4-S5 inclus) mais fonction sensorielle préservée
C	Incomplète : Fonction motrice préservée sous le niveau atteint et au moins la moitié des muscles clefs sous le niveau atteint avec une cote musculaire inférieure à 3
D	Fonction motrice préservée sous le niveau atteint et au moins la moitié des muscles clefs sous le niveau atteint avec une cote musculaire supérieure à 3
E	Normal : Activité motrice et sensorielle classique

1.3.6 Blessure secondaire

Vient dans un second temps le mécanisme secondaire ou blessure secondaire des traumatismes médullaires. Il est une conséquence directe du trauma lorsque la moelle est sectionnée par un fragment d'os ou bien lorsque qu'elle subit des contraintes ou des déformations importantes lors de l'impact. Il correspond à une série d'événements cellulaires, moléculaires et biochimiques qui continue à détruire la moelle épinière et empêche la régénération neurologique qui suit le trauma. Ces événements débutent dès le trauma initial. Il y a au sein de ce mécanisme différentes phases avec différents impacts. Une phase aiguë, juste après l'impact, une phase subaiguë lors de la progression de la blessure puis une phase chronique (OYINBO 2011).

Cette blessure est causée par une hémorragie, une ischémie ou encore la présence d'œdème. La littérature a mis en lumière que la réaction inflammatoire possède aussi un impact sur la blessure secondaire dans la phase chronique. Elle peut perdurer jusqu'à plusieurs mois après l'accident (ALIZADEH et al. 2019) .

1.3.7 Diagnostic du blessé médullaire

Le diagnostic d'un traumatisme médullaire s'articule entre un examen clinique initial et des examens d'imagerie. Pour un patient conscient, la première étape consiste à vérifier l'intégrité des fonctions motrices et sensitives afin de détecter d'éventuels déficits neurologiques (VINCENT et ANDERSON 2018). L'utilisation de la classification ASIA permet de déterminer le niveau et la sévérité de la blessure. Dans le cas où le patient présente des troubles neurologiques, des douleurs rachidiennes ou s'il est inconscient, un examen radiologique par radiographie conventionnelle ou tomodensitométrie est réalisé pour identifier des lésions vertébrales ou une instabilité (WALTERS et al. 2013).

Les radiographies standards et l'échographie FAST sont les premiers examens réalisés

lorsque la suspicion de blessure médullaire est grande (LIEUTAUD et al. 2012). La tomodensitométrie est ensuite privilégiée pour l'étude des structures osseuses, tandis que l'IRM permet une analyse plus fine des disques, des ligaments et de la moelle. Elle est particulièrement indiquée en cas de déficit neurologique sans anomalie radiologique visible, dans le cadre des lésions décrites sous le terme de SCIWORA (Spinal Cord Injury Without Radiological Abnormality) (KASIMATIS et al. 2008).

L'American Association of Neurological Surgeons et le Congress of Neurological Surgeons préconisent tout deux le recours à l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) dans le cadre de l'évaluation préopératoire des blessés médullaires. Elle permet de visualiser les structures osseuses mais aussi la moelle et les disques intervertébraux, fournissant ainsi des informations essentielles à la décision thérapeutique (LIEUTAUD et al. 2012). Par ailleurs, lorsque qu'une luxation cervicale est suspectée, la majorité des chirurgiens privilégient cette modalité d'imagerie en première intention (CANSECO et al. 2021).

On retrouve dans la littérature un certain nombre d'études tentant d'établir une corrélation entre paramètres radiologiques et la sévérité des atteintes neurologiques. Bien qu'elles n'aient pas toujours été concluantes (MAEDA et al. 2012), certaines ont pu mettre en avant une association significative (YÜKSEL et al. 2016). Il semblerait que les patients présentant des troubles neurologiques avaient en moyenne un taux de réduction du canal plus important que ceux indemnes.

Le diagnostic du blessé médullaire repose donc sur une approche intégrant l'examen clinique, les techniques d'imagerie conventionnelles et les méthodes plus récentes comme l'IRM. La corrélation entre les paramètres radiologiques et les atteintes neurologiques demeure imparfaite, mais certains indices apparaissent comme des repères utiles pour évaluer la sévérité et orienter la prise en charge.

1.3.8 Prise en charge et traitements

L'objectif de la prise en charge et du traitement de la blessure médullaire est de minimiser l'aggravation par la blessure secondaire et donc de stabiliser l'état neurologique du patient pour optimiser ses chances de récupération fonctionnelle.

L'immobilisation du rachis est indispensable pour éviter toute mobilisation susceptible d'aggraver l'état du patient. Elle est maintenue jusqu'à ce que les examens d'imagerie permettent d'exclure une instabilité du rachis (AANS/CNS Guidelines, 2013).

La question du traitement chirurgical occupe une place centrale. L'objectif majeur est de décompresser la moelle mais aussi de stabiliser la colonne vertébrale et rétablir l'alignement du rachis. Les études suggèrent qu'une décompression dans les 24h suivant le traumatisme améliorerait la récupération neurologique (WILSON et al. 2012).

La rééducation constitue également une étape clef du traitement. Elle commence dès la phase subaiguë et sert à éviter les complications (escarres, infections urinaires, phlébites), maintenir les mobilités articulaires, et favoriser la récupération fonctionnelle. Elle s'appuie sur une approche impliquant médecins, kinésithérapeutes, ergothérapeutes, psychologues et assistantes sociales. Les innovations récentes, comme la stimulation épidurale ou l'utilisation d'exosquelettes robotisés, suscitent un intérêt croissant et pourraient modifier le pronostic fonctionnel à moyen terme (TACCOLA et al. 2018).

1.4 Modèles éléments finis

1.4.1 Modèles structuraux

Les modèles éléments finis sont des modèles de simulation des comportements structuraux. Ce sont des outils numériques très utilisés dans le milieu de l'ingénierie et se retrouvent dans de nombreux domaines d'applications (génie civil et mécanique, biomécanique, aéronautique...). La méthode des éléments finis est une méthode d'approximation des solutions d'équations aux dérivées partielles. L'intérêt d'utiliser cette méthode est de remplacer un problème physique défini sur un milieu continu par un problème mathématique discret de dimension finie. Les modèles éléments finis sont utilisés depuis longtemps en biomécanique et permettent de modéliser et analyser les comportements des structures solides tels que les os ou bien les tissus mous (tableau 1.2).

GREAVES et al. 2008 ont créé un modèle éléments finis de la colonne cervicale afin de faire des comparaisons quantitatives de la distribution de la déformation pour trois mécanismes de blessures différents. De même, BAILLY, Lucien DIOTALEVI et al. 2020 ont utilisé un modèle éléments finis afin de comprendre la contribution d'éléments spécifiques sur les distributions des contraintes et déformations lors d'un trauma spécifique soit l'hyperextension du cou. ERBULUT et ERBULUT 2014 utilise aussi un modèle élément fini afin d'évaluer le rôle des disques intervertébraux, des différents ligaments qui maintiennent la colonne et des articulations facettaires dans certaines conditions. Ces études visent donc à comprendre les mécanismes et les rôles des différents éléments du rachis. Comprendre la façon dont les éléments se sont fracturés et le rôle de chacun dans le maintien de la stabilité de la colonne vertébrale peut aider à savoir sur lequel agir pour rétablir la bonne santé du patient. Ces modèles permettent donc d'avoir éventuellement un historique de la blessure et recréer le choc pourrait permettre de mieux comprendre comment prévenir le mécanisme.

En 2012, CZYŻ et al. 2012 fait une simulation de trauma du rachis avec un modèle validé à partir d'une analyse clinique. Deux groupes de modèles personnalisés sont utilisés : un groupe ayant des déficits neurologiques et l'autre non. L'application est très clinique et l'auteur confirme son utilité et a la volonté d'utiliser les éléments finis

comme outil de pronostic des blessures médullaires sur le long terme. Pour aller plus loin, BEAUSÉJOUR, PETIT et al. 2020 modélise un trauma en plusieurs étapes afin de savoir quand apparaît l'instabilité de la colonne et à quoi elle est due. L'instabilité étant un des paramètres les plus importants des classifications des blessures médullaires.

KHUYAGBAATAR et al. 2017 a mis au point un modèle complexe de la colonne vertébrale permettant de prédire les contraintes /déformations dans le canal cervical d'un sujet ayant une ossification du ligament postérieur longitudinal afin d'anticiper des opérations et laminectomies. Leur modèle est un premier pas et bien que montrant certaines limitations comme les propriétés mécaniques de la moelle implémentées ou les vertèbres considérées en corps rigides pour des questions de temps de calcul, des premiers résultats des contraintes et déformations dans la moelle après chirurgie sont obtenus.

Dans le domaine de la biomécanique et de l'accidentologie, ces modèles de simulation numérique ont été adaptés pour étudier et comprendre les traumatismes médullaires, observer comment se comporte le corps et comment se déplacent les structures ce qui n'est pas toujours évident sur des expérimentations sur sujets anatomiques. Finalement, la diversité des modèles, en termes d'éléments modélisés et phénomènes observés mais aussi en terme de charges appliquées permet d'avoir une vue d'ensemble sur les différentes problématiques liées au rachis et couvre tous les domaines, du trauma à l'aide à la chirurgie.

1.4.2 Modèles fluides

Les modèles étudiant les mouvements d'un fluide par la résolution numérique des équations régissant sont des modèles de mécanique des fluides numérique (MFN ou CFD en anglais). Ils sont largement utilisés dans les milieux de l'aéronautique, la météorologie ou l'automobile par exemple qui contiennent beaucoup de problématiques de mécanique des fluides ou thermodynamique. La MFN se concentre sur la résolution des équations de Navier-Stokes par des méthodes numériques basées sur la discrétisation et suivant la même philosophie que les modèles éléments finis.

Ce type de modèle est adapté aux problématiques médicales concernant les écoulements, entre autres celui du liquide céphalo-rachidien ainsi qu'aux pathologies liées à son l'altération (tableau 1.3). La modélisation géométrique du canal spécifique au patient a été exploré dans la littérature. Elle est obtenue par segmentation d'images IRM, cette méthode est utilisée pour que l'écoulement simulé puisse prendre en compte les courbures et les aspérités du canal (SWEETMAN et LINNINGER 2011, YIALLOUROU et al. 2012, CLARKE et al. 2013, PAHLAVIAN et al. 2014, TANGEN et al. 2015, SASS et al. 2017). Cela dit, ce ne sont pas les seules particularités. Le canal subarachnoïdien est complexe et contient différentes microstructures comme les ligaments dentelés et les racines nerveuses qui peuvent perturber l'écoulement du LCR, seuls quelques modèles de la littérature vont jusqu'à les modéliser (PAHLAVIAN et al. 2014, TANGEN

1 Chapitre 1 : Revue de la littérature – 1.4 Modèles éléments finis

Auteurs / Année	Journal	Nature du modèle	Type de la simulation	Parties anatomiques	Anatomie modélisée	Géométrie sujet-spécifique	Solveur	Propriétés mécaniques	Pathologie / Phénomène	Validation
Erbulut et al., 2014	Medical engineering and physics	Human	Structurel	Colonne cervicale	Vertèbres, disques inter vertébraux, ligaments, facettes joints	Basée sur un CT scan	ABAQUS	os : linéaire élastique/ disque intervertébral : Hookean & fluide incompressible / ligament : éléments barres / Facet : non linéaire soft contact	Evaluer le rôle des ligaments, facettes et disques : différent types de chargement	Comparaison à des études in vitro (5)
Czyz et al., 2012	Acta of bioengineering and biomechanics	Human	Structurel	Moelle épinière	Matières blanche & grise, sac dural, ligament dentelés, pie-mère, dure-mère	Prise de dimensions sur les anatomies des patients	ABAQUS	—	Traumatisme médullaire	Experimentation sur spinal cord porcine
Beauséjour et al., 2020	Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering	Human	Structurel	Colonne cervicale	Vertèbre, Matière grise et blanche, dure mère, pie-mère, ligaments dentelés, ligaments, disques intervertébraux	Oui	Hyperworks & Radioss	Vertèbre : corps rigide/ Matière grise/blanche : strain rate tabulated/ pie-mère, dure mère DL, linéaire élastique / Ligaments : stress-strain non linear curves / disque : divisés en nucleus pulposus (mooney rivlin hyper-elastic laws) et annulus fibrosus : spring elements(représentation du collagen)	Moment de flexion suivant une blessure en flexion	x
Greaves et al., 2008	Annals of Biomedical Engineering	Human	Structurel	Colonne cervicale	Vertèbres, moelle, ligaments, ligaments dentelés	Non	Ansys	Linéaire élastique / ligament : truss elements + module d'young.	Simulation de blessure : transverse contusion, distraction, dislocation / Test de compression après laminectomies de type modèle animal	Experimentation in vivo modèle animal
Baillly et al., 2020	Clinical Biomechanics	Human	Structurel	Colonne cervicale	Vertèbre, Matière grise et blanche, dure mère, pie-mère, ligament dentelés, ligaments, disques intervertébraux	x	Labo	Vertèbre : corps rigide/ Matière grise/blanche : strain rate tabulated/ pie-mère, dure mère DL, linéaire élastique / Ligaments : stress-strain non linear curves / disque : divisés en nucleus pulposus (mooney rivlin hyper-elastic laws) et annulus fibrosus : spring elements(représentation du collagen)	Hyper extension du cou	x

TABLEAU 1.2 – Revue de littérature des modèles structuraux.

et al. 2015, SASS et al. 2017). Ce qui est souligné dans ces articles est que la présence de ces structures fines augmente la vorticité et accélère le mélange des fluides.

L'inconvénient majeur des modèles MFN pour la modélisation du LCR dans l'espace subarachnoïdien est que les parois qui entourent l'écoulement sont considérées comme rigides, seul l'écoulement du fluide est étudié. Les propriétés mécaniques des tissus autour du liquide céphalo-rachidien étant pourtant susceptibles d'influencer significativement le comportement de ce dernier.

Auteur, année	Journal	Partie anatomique principale	Parties anatomiques détaillées	Sujet spécifique	Solveur	Type d'éléments	Nombre d'éléments	Pathologie / situation modélisée	Validation
Pahlavian et al., 2014	PLOS One	Cervicales humaines (foramen magnum – C7)	SAS ; Racines nerveuses (idéalisées) ; denticulate ligaments (idéalisés)	x (SAS – IRM)	ANSYS Fluent 14.0	Tétraédriques	~ 5.5 – 7.4 millions	Syringomyélie ; Chiari 1	in vivo (1.5T 4D PCMRI)
Tangen et al., 2015	Journal of Biomechanics	Ensemble du rachis humain	SAS ; Racines nerveuses (idéalisées) ; arachnoïde	x (SAS – IRM)	ANSYS Fluent 14.0			CSF flow dynamic pattern	in vivo mesures IRM
Sass et al., 2017	Fluids and Barriers of the CNS	Ensemble du rachis humain	SAS ; Racines nerveuses (idéalisées) ; denticulate ligaments (idéalisés)	x (SAS – IRM)	ANSYS Fluent 14.0	Quadrangles & triangles	124,935 quadrangles & 325,855 triangles	CSF flow dynamic pattern	in vivo (4DPCMRI)

TABEAU 1.3 – Revue de littérature des modèles mécanique des fluides numérique.

1.4.3 Modèles d'interaction entre le fluide et la structure

L'approche de l'interaction fluide-structure permet de modéliser les problèmes multi-physiques, en particulier ceux couplant la mécanique structurelle et la mécanique des fluides. Ce couplage décrit les interactions entre au moins une structure déformable/en mouvement et le flux du fluide autour ou à l'intérieur de cette structure. Cette approche, complexe car elle implique simultanément plusieurs phénomènes, utilise deux méthodes de maillage.

La méthode de maillage conforme considère l'interface entre les entités comme une limite physique intégrale à la solution, nécessitant un remaillage pour suivre le mouvement et la déformation de la structure. La méthode de maillage non conforme traite l'interface comme une entité imposant des contraintes et des conditions aux limites via l'équation du modèle, avec des systèmes d'équations résolus indépendamment l'un de l'autre, sans nécessité de remaillage.

Deux approches de résolution existent : l'approche monolithique résout les équations solides et fluides en un seul système d'équation avec des conditions implicites aux interfaces, tandis que l'approche partitionnée résout séparément les équations fluides et solides, nécessitant un couplage itératif avec deux algorithmes distincts et des conditions explicites aux interfaces.

La description cinématique du problème est cruciale. Les approches lagrangienne pour les solides et eulérienne pour les fluides, comme la méthode des frontières immergées ou la méthode ALE, sont utilisées. Cette dernière, basée sur la méthode des éléments finis, permet un mouvement arbitraire du maillage pour suivre le déplacement de l'interface, assurant une description précise du mouvement du fluide en contact avec le solide.

En biomécanique, l'interaction fluide-structure a été appliquée principalement dans le domaine cardiovasculaire. Cependant, il existe peu de modèles d'interaction entre le liquide céphalo-rachidien (LCR) et le système nerveux central (tableau 1.4). Ces modèles, classés selon les applications en modélisation d'impacts à haute énergie ou de pathologies dégénératives, utilisent la segmentation pour acquérir la géométrie du patient. Les propriétés mécaniques et les conditions aux limites sont appliquées numériquement via un maillage tétraédrique, privilégié pour les modèles d'interaction fluide-structure en raison de la complexité de la géométrie du canal médullaire.

Des modèles spécifiques (PAHLAVIAN et al. 2014, SASS et al. 2017) ont démontré l'effet protecteur du LCR lors d'impacts sur la moelle épinière. Des recherches ont également souligné l'importance des racines nerveuses et des ligaments dentelés dans l'écoulement du LCR, affectant la distribution de la pression et les motifs du flux. Ces modèles numériques visent à comprendre l'écoulement du LCR, ses interactions avec les micro-structures du canal médullaire, et son rôle lors d'impacts.

1.5 Morphologie du canal cervical

La caractérisation de la morphologie du canal médullaire, sur sujets sains ou pathologiques, est un élément central en recherche clinique et biomécanique. Elle permet de fournir des données pour la modélisation numérique pour laquelle la connaissance précise de la géométrie et des contraintes locales conditionne la précision et la validité des simulations. Elle permet également l'avancée dans la compréhension des mécanismes physiopathologiques et le développement d'outils cliniques de diagnostic ou de suivi.

1.5.1 Morphologie du canal chez le sujet sain

Les premières études morphologiques ont été réalisées sur des cadavres humains. La moelle épinière était prélevée puis découpée en tranches, ce qui permettait une analyse bidimensionnelle des sections médullaires, en termes d'aire et de diamètres sagittaux et transverses (KO et al. 2004, KAMEYAMA et al. 1995, ZHANG et al. 1996). Ces approches présentent plusieurs limites liées à la déshydratation des tissus et à l'absence de contraintes physiologiques comme la pression du liquide céphalo-rachidien ou les fixations anatomiques intracrâniennes et caudales.

1 Chapitre 1 : Revue de la littérature – 1.5 Morphologie du canal cervical

Auteurs / Date	Journal	Nature du modèle	Type de la simulation	Parties anatomiques	Anatomie modélisée	Géométrie sujet-spécifique	Solver	Propriétés mécaniques	Pathologie / Phénomène	Validation
Cheng et al., 2014	Journal of Biomechanics	Human	FSI	Cervical SAS	moelle épinière, spinal sas	IRM, images anatomiques	ANSYS-CFX	Moelle épinière : linéaire élastique	Ecoulement normal VS sténose	x
Heidari Palavian, 2016	Annals of Biomedical Engineering	Human	CFD	Cervical SAS	moelle épinière, spinal sas	Oui	ANSYS	Pas de propriétés mécaniques, CFD	Mesures de flux pour avoir une idée de l'accuracy du 4D Flow	Banc expérimental (in vitro)
Pahlavian 2014	PLOS One	Human	CFD	Cervical	dura and Moelle épinière, CSF, NRDL	Oui	ANSYS Fluent	Pas de propriétés mécaniques, CFD	Ecoulement, avec et sans Ligaments dentelés chez chaque sujet. Patients sains et patients CM	x
Persson et al., 2011	Journal of Neurotrauma	Bovin	FSI	Moelle épinière	Moelle épinière, CSF & Dure-mère	Non	ADINA	Moelle épinière : Ogden / Dure-mère : linéaire élastique / LCR : fluide newtonien / Os & éléments postérieurs : linéaire élastique	Modèle d'impact entre un fragment osseux et la moelle épinière suite à une burst fracture	A partir d'une expérimentation en parallèle
Khuyagbaatar et al., 2014	Journal of Biomechanics	Bovin	FSI	Moelle épinière	Dure mère, CSF, Moelle, fragment osseux	Non	ABAQUS/Explicite	Moelle : hyper élastique Ogden / Dure mère : linéaire élastique / LCR : liquide newtonien / Fragment osseux : linéaire élastique / Mur postérieur : linéaire élastique	Fragment osseux impactant la moelle à une certaine vitesse	Comparaison du maximum de déformation du model avec des expérimentations (Jones et al 2008 et Persson et al 2009)
Khuyagbaatar et al., 2017	Journal of Engineering in Medicine	Human	FSI	Cervical	Vertèbre, Matière grise et blanche, dure mère, NR, DL, CSF	Non	ABAQUS	Matière blanche et grise : hyperélastique (Ogden) / Dure mère, NR & DL : élastique linéaire / CSF : fluide newtonien	Myelopathie	x

TABLEAU 1.4 – Revue de littérature des modèles d'interaction fluide structure.

Le développement de l'imagerie médicale a permis des mesures *in vivo* reproductibles et standardisées, avec une conservation de l'anatomie et des conditions physiologiques. La tomodensitométrie et surtout l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ont ainsi contribué à introduire de nouveaux paramètres morphométriques tels que le ratio d'occupation de la moelle épinière dans le canal (FRADET, ARNOUX, RANJEVA et al. 2014, Y. KATO et al. 2008), la mesure des longueurs et volumes médullaires KO et al. 2004 ou encore les angles de Cobb, utilisés pour lier la courbure rachidienne aux dimensions du canal (KUWAZAWA et al. 2006).

Chez le sujet sain, plusieurs études ont montré que la morphologie du canal cervical et de la moelle évoluait avec l'âge et le sexe : (F. KATO et al. 2012), a mis en évidence une diminution progressive de la surface axiale de la moelle et du canal dural, plus marquée chez les hommes. DAHLAN 2014 ont pour leur part fourni des valeurs de référence des diamètres du canal cervical chez de jeunes adultes, ce qui constitue une base utile pour la comparaison avec des populations pathologiques. D'autres travaux ont porté sur la localisation de la moelle dans le canal et sur l'introduction d'indices quantitatifs tels que le taux d'occupation, le ratio de compression ou la surface en coupe transversale (FRADET, ARNOUX, RANJEVA et al. 2014, KAR et al. 2017). Ces mesures, d'abord effectuées chez des sujets asymptomatiques, se sont révélées pertinentes dans un contexte clinique, pour caractériser la myélopathie cervicarthrosique entre autre, où la réduction des diamètres antéro-postérieur et latéral ainsi que de la surface médullaire est associée à une sévérité accrue de la compression STONER et al. 2019.

Pour autant, la morphologie n'est pas figée et varie selon la posture. Les mouvements physiologiques du cou induisent des contraintes mécaniques qui modifient la forme et les dimensions du canal. Plusieurs travaux expérimentaux ont montré que la moelle cervicale peut s'allonger d'environ 5 % en flexion et jusqu'à 20% en extension montrant ainsi l'importance des effets dynamiques sur sa structure (BILSTON et THIBAUT 1995, SMITH et al. 2013).

L'IRM cinématique a permis d'identifier des rétrécissements positionnels du canal invisibles en position neutre. (Y. KATO et al. 2008). SUDRES, EVIN, ARNOUX et al. 2020 a proposé une approche basée sur l'IRM, permettant une reconstruction continue de l'espace sous-arachnoïdien et de la moelle épinière montrant ainsi que la moelle restait globalement centrée dans le canal, mais que les rapports d'occupation et de compression diminuaient significativement en flexion, en particulier à partir du niveau C3. Ces données constituent une avancée majeure pour quantifier de façon précise et continue la morphologie médullaire.

1.5.2 Morphologie du canal chez le sujet pathologique

Les traumatismes médullaires (figure 1.11) représentent une cause fréquente de modification de la morphologie du canal. Les lésions par compression surviennent

en cas de fracture et sont parfois accompagnées de migration de fragments osseux dans le canal. Les lésions par distraction correspondent à une dissociation axiale, souvent associée à une rupture du complexe disco-ligamentaire. Enfin, les lésions par translation ou rotation se caractérisent par un déplacement horizontal d'un segment rachidien par rapport au suivant. Chacun de ces mécanismes entraîne une altération spécifique du canal et de l'espace sous-arachnoïdien (VACCARO et al. 2007).

Le diagnostic morphologique post-traumatique repose sur l'imagerie. En phase aiguë, plusieurs paramètres morphométriques en deux dimensions sont alors utilisés comme par exemple le diamètre antéro-postérieur du canal (KONG et al. 2018), le ratio de compression (WOLF et al. 2018), la surface en coupe transversale ou encore le pourcentage de compression maximale par rapport aux niveaux adjacents (LÉVY et al. 2021).

Les développements récents en traitement d'image ont ouvert de nouvelles perspectives. La Spinal Cord Toolbox (SCT), initialement développée pour l'étude de la sclérose en plaques, est aujourd'hui utilisée pour quantifier la morphologie médullaire à partir de séquences IRM (DE LEENER et al. 2017, MONGAY-OCHOA et al. 2023). Bien que son utilisation reste encore limitée dans le champ des traumatismes médullaires, représentant environ 12 % des études répertoriées (VALOŠEK et al. 2024), les avancées récentes sont prometteuses. Elles incluent des méthodes de normalisation prenant en compte le sexe ou le volume cérébral, ainsi que de nouvelles segmentations intégrant les nerfs rachidiens (VALOŠEK et al. 2024). Ces outils ont été utilisés pour évaluer l'atrophie médullaire (TROLLE et al. 2023) et obtenir une description continue et tridimensionnelle du canal et de la moelle.

Un enjeu majeur pour transposer ces données vers la pratique clinique est l'adaptation des méthodes de reconstruction morphologique aux contraintes des acquisitions IRM conventionnelles (1,5 T ou 3 T) utilisées en routine hospitalière. La résolution spatiale plus faible, le rapport signal/bruit réduit et les artefacts de mouvement peuvent limiter la précision des mesures morphométriques, en particulier pour les structures fines comme les racines dorsales (Cohen-Adad et al., 2014). Des approches récentes proposent d'optimiser les séquences 3D T2, de recourir à des reconstructions semi-automatisées robustes au bruit, ou encore de combiner les données cliniques avec des atlas morphologiques pour améliorer la fiabilité des paramètres extraits. Ce champ reste toutefois peu exploré spécifiquement chez les blessés médullaires.

Malgré les connaissances en termes de morphologie et l'utilisation de plus en plus courante de l'IRM pour la caractérisation morpho, l'espace subarachnoïdien est souvent simplifié et représenté par un tube. Ces simplifications sont dues à une limitation de la résolution des IRM cliniques (1.5T or 3T, against low-field at 0.5T and ultra-high field 7T).

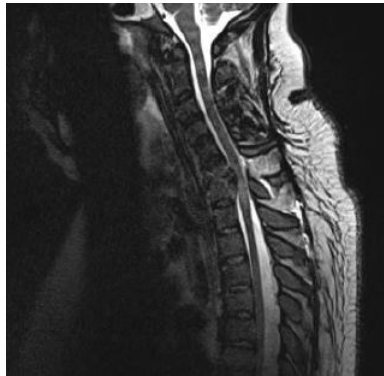


FIGURE 1.11 – IRM d'un patient souffrant d'une blessure de type C au niveau C6.

1.6 Caractérisation expérimentale du comportement mécanique des tissus de la moelle épinière

1.6.1 Modèle Porcin

Le modèle porcin (figure 1.12) est un modèle intéressant pour la recherche sur la colonne vertébrale en raison de très grande similarités avec l'espèce humaine. En effet, les similarités génétiques, anatomiques, physiologiques, pathophysiologiques (SCHOMBERG et al. 2017), histologiques (KINACI et al. 2025) et biomécaniques (WILKE et al. 2011) en font le meilleur modèle transversal pour la recherche humaine juste après les primates non humains (SCHOMBERG et al. 2017).

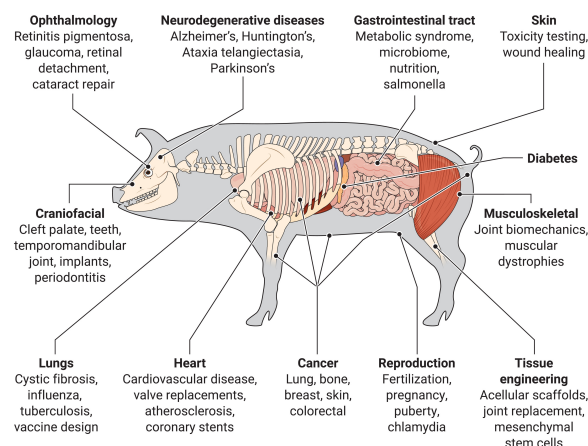


FIGURE 1.12 – Le cochon comme modèle biomédical pour la recherche sur les humains adapté de (LUNNEY et al. 2021)

1.6.2 Méninges

Les études mécaniques de la dure-mère spinale (tableau 1.5) se sont principalement concentrées sur des essais en traction à différents niveaux du rachis. Une variabilité significative des propriétés mécaniques est rapportée entre espèces : rat (MAIKOS et al. 2008), chien (PATIN et al. 1993), mouton (SHETYE et al. 2014), porc (SUDRES, EVIN, WAGNAC et al. 2021), bovin (RUNZA et al. 1999) et humain (CHAUVET, CARPENTIER, ALLAIN et al. 2010). En raison des contraintes éthiques et logistiques liées à l'expérimentation humaine, et compte tenu de la forte similitude entre le porc et l'humain sur les plans génétique, anatomique, physiologique, et biomécanique (WILKE et al. 2011), le modèle porcin est considéré comme un modèle pertinent, de même que les primates non humains.

La plupart des études se basent sur des essais de traction uniaxiale (ZARZUR 1996, PATIN et al. 1993, RUNZA et al. 1999, PERSSON et al. 2011, MAIKOS et al. 2008, CHAUVET, CARPENTIER, ALLAIN et al. 2010, PERSSON et al. 2011, YANG et al. 2019, OZAWA et al. 2004). Les essais biaxiaux, plus rares (SHETYE et al. 2014, EVIN et al. 2022), permettent de mieux reproduire l'état de contrainte in vivo mais au prix d'une mise en œuvre plus complexe.

Le taux de déformation est un paramètre très variable, allant de $0,0014\text{ s}^{-1}$ (MAIKOS et al. 2008) à $19,4\text{ s}^{-1}$ (PATIN et al. 1993), avec un impact direct sur les valeurs de rigidité et de résistance mesurées.

Les conditions de conservation diffèrent également : échantillons frais (CHAUVET, CARPENTIER, ALLAIN et al. 2010, RAMO et al. 2018), congelés (PERSSON et al. 2011, MAZGAJCZYK et al. 2012) ou conservés au formol (ZARZUR 1996). Ces choix influencent la microstructure du tissu et compliquent la comparaison directe des résultats. Les protocoles de conservation semblent influencer notablement les résultats. Les mesures sur tissus frais (RUNZA et al. 1999) tendent à refléter plus fidèlement le comportement physiologique, mais posent des contraintes logistiques. La congélation (PERSSON et al. 2011, MAZGAJCZYK et al. 2012) permet la constitution de lots homogènes, au risque de modifier la réponse viscoélastique. La fixation chimique, comme le formol, rigidifie généralement le tissu (ZARZUR 1996). Les essais uniaxiaux offrent une mise en œuvre simple et des résultats facilement comparables, mais ne reflètent pas toute la complexité des sollicitations in vivo. Les essais biaxiaux sont plus représentatifs physiologiquement, mais plus exigeants techniquement. La diversité des méthodes de conservation constitue un biais majeur dans l'interprétation inter-études. Pour la dure-mère humaine, le module d'élasticité longitudinal varie de 4,5 à plus de 170 MPa selon les protocoles (ZARZUR 1996, RUNZA et al. 1999) et l'axe étudié. Chez l'animal, les valeurs se situent le plus souvent entre 5 et 91 MPa (PATIN et al. 1993, MAZGAJCZYK et al. 2012, PERSSON et al. 2011). La résistance maximale (contrainte à rupture) chez l'homme est comprise entre 3 et 22 MPa (RUNZA et al. 1999), tandis que certaines espèces animales présentent des valeurs plus élevées, jusqu'à 36,8 MPa en traction ventrale chez le porc (MAZGAJCZYK et al. 2012).

L'anisotropie est fréquemment observée : la direction longitudinale présente généralement un module et une résistance supérieurs à ceux mesurés transversalement (PATIN et al. 1993, MAIKOS et al. 2008, MAZGAJCZYK et al. 2012). Pour la pie-mère (tableau 1.5), les données restent limitées : (YANG et al. 2019) rapportent une résistance faible (2,4 MPa), alors qu' (OZAWA et al. 2004) trouvent 17 MPa pour un complexe pie-arachnoïdien, ce qui pourrait s'expliquer par des différences structurales (lapin et ovin) et méthodologiques.

L'examen de l'ensemble des travaux met en évidence une forte hétérogénéité des protocoles, qu'il s'agisse des méthodes de conservation, des taux de déformation appliqués ou de la préparation des échantillons. Cette diversité complique les comparaisons directes et rend délicate l'établissement de valeurs de référence. Certaines structures, comme la pie-mère humaine, demeurent peu documentées, ce qui limite la précision des modèles biomécaniques qui pourraient en tenir compte. Par ailleurs, la plupart des essais réalisés ne reproduisent pas entièrement les conditions rencontrées in vivo, notamment en ce qui concerne les sollicitations multiaxiales et la précontrainte naturelle des tissus.

1.6.3 Ligaments dentelés

Dans la littérature, une unique équipe s'est intéressée aux propriétés des ligaments dentelés publiant deux études (POLAK et al. 2014, POLAK-KRAŚNA et al. 2019). La première étude cherche à définir les propriétés matériaux des ligaments dentelés et si le niveau cervical auquel on se situe a une influence sur les propriétés matériaux de cette microstructure.

Ils travaillent sur les ligaments dentelés de la région cervicale, les ligaments sont testés tout le long des cervicales pour voir s'il y a une différence dans les propriétés matériaux en fonction du niveau spinal. Les tests sont effectués sur un modèle porcin, à différents niveaux des cervicales (de C1 à C7), par des tests de traction uni-axiale à une vitesse de 2mm/min (quasi statique) jusqu'à la rupture (figure 1.13). Soixante sept échantillons sont utilisés, ils ont été conservés dans une solution saline pendant moins de 24h avant d'être testés. En termes de géométrie, il a été considéré que le ligament dentelé était un triangle isocèle. Les résultats montrent que les ligaments dentelés sont une structure très déformable, avec une grande flexibilité et une certaine capacité à se déformer. Ainsi, ils ne cassent pas sous les forces physiologiques. Les déformations maximales mesurées vont de 1,02 (SD 0,37) à 1,28 (SD 0,65) en fonction du niveau cervical considéré. Les contraintes maximales elles, vont de 1,22 MPa (SD 0,25) à 2,31 MPa (SD 1,45) et les module d'Young de 1,31 MPa à 2,46 MPa.

1 Chapitre 1 : Revue de la littérature – 1.6 Caractérisation expérimentale du comportement mécanique des tissus de la moelle épinière

Auteur / année	Journal	Espèce	Méninges	Niveau Spinal	Type de test	Vitesse de traction	Méthode de conservation	Déformation maximale		Contrainte Maximale		Module élastique	
								Longitudinale	Transverse	Longitudinale	Transverse	Longitudinal	Transverse
Dure-mère													
Patin et al., 1993	Anesthesia & Analgesia	Humain Chien	Dure-mère	Lombaire	Traction uniaxiale	1,67mm/s	Solution saline	x	x	x		Humain 158-265 MPa / Chien 58,8-75,5 MPa	Humain 7,8-76,4 MPa / Chien 54,9-58,8 MPa
Zarur et al., 1996	Aq. Neuro-Psiquiatr	Humain	Sac durat	Lombaire	Traction uniaxiale	20 mm/min	Formol 72h avant les tests	x	x	x		26,2 - 171,5 MPa	4,5 - 26,9 MPa
Runza et al., 1999	Anesthesia & Analgesia	Humain Bovin	Dure-mère	T12-L4/L5	Traction uniaxiale	10mm/min	Solution saline à 4°C pendant 24h et 120h	Humain 0,20 - 0,82 / Bovin 0,85 - 1,15	Humain : 0,38 - 0,58	Humain : 8-22MPa / Bovin : 11-22MPa		Humain 65-102 MPa / Bovin 25-80 MPa	Humain 5 MPa
Malkos et al., 2008	Journal of Neurotrauma	Rat	Dure-mère	C1-L1	Traction uniaxiale	19,4 s-1 0,0014s-1	Testé 2h après sacrifice	1,24	x	2,14 MPa	x	x	x
Mazgajczyk et al., 2012	Acta of bioengineering and biomechanic	Porc	Dure-mère	C1-C7	Traction uniaxiale	2mm/min	Congelé	Dorsal : 0,17 - 0,28 / Ventral 0,15-0,24	Dorsal : 0,22 - 0,33 / Ventral 0,19-0,27	Dorsal : 7,4 - 22,5 MPa / Ventral 14,4 - 36,8 MPa		x	x
Chauvet et al., 2010	Neurosurgical Review	Humain	Dure-mère	Jonction craniovertébrale	Traction uniaxiale	Taux de déformation constant	Méninges fraîches	x	x	x		44-91 Mpa	x
Persson et al., 2010	Annals of Biomedical Engineering	Bovin	Dure-mère	Colonne complète	Traction uniaxiale	0,01s-1 0,1s-1 & 1s-1	Congelé à -20°C	Modèle d'Ogden hyper élastique					
Shetty et al., 2014	Journal of Mechanical Behavior and Biomedical Material	Ovin	Dure-mère	C1-C6	Traction biaxiale	3 protocoles de chargement : 1:1, 2:1 et 1:2	Solution Saline	GOH (Gasser et al. 2006) fitting					
Pie-mère													
Ozawa et al., 2011	Journal of neurosurgery	Lapin	Pie-mère	0,02N/s	Solution Saline	x	x	x	x	x		2,4 MPa	x
Ramo et al., 2018	Acta Biomateriala	Ovin	Complexe pie-mère et arachnoïde	0,05s-1	Testé directement après le sacrifice	x	x	x	x	x		17 MPa	x

TABLEAU 1.5 – Résumé des études expérimentales sur les propriétés mécaniques de la dure-mère et de la pie-mère.

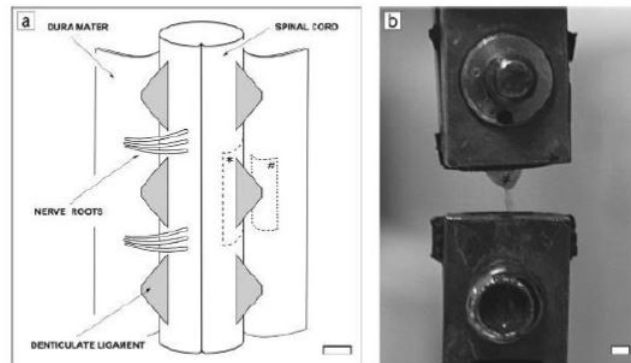


FIGURE 1.13 – a) Schéma des zones de prélèvement des échantillons des ligaments dentelés. b) Système de test d'après POLAK et al. [2014](#).

Il existe des différences dans les résultats en fonction du niveau spinal auquel le ligament dentelé a été testé. Quand on augmente dans les niveaux vertébraux, la force nécessaire à la rupture augmente (mis à part C4 qui fait figure d'exception). Les ligaments les plus résistants à la rupture se situent dans la partie haute/milieu des cervicales. L'hypothèse formulée pour expliquer ce changement est que les ligaments dentelés ajustent leurs propriétés mécaniques à la charge qu'ils doivent supporter.

La seconde étude quant à elle se concentre sur l'approche éléments finis, une nouvelle batterie de test est menée sur 6 porcs. Deux modèles élément finis sont construits pour tester l'effet de la modélisation du ligament sur son comportement lors de simulation de charge physiologique. Pour les tests mécaniques, 57 échantillons provenant des sujets porcins au niveau cervical ont été testés en uniaxial avec une vitesse de traction quasi-statique de 2mm/min jusqu'à la rupture. Deux types de modèles ont donc été construits, un modèle isotrope à l'échelle macroscopique et un modèle fibreux fait de fibres de collagène inspiré de la microstructure du ligament observée au microscope (figure [1.14](#)).

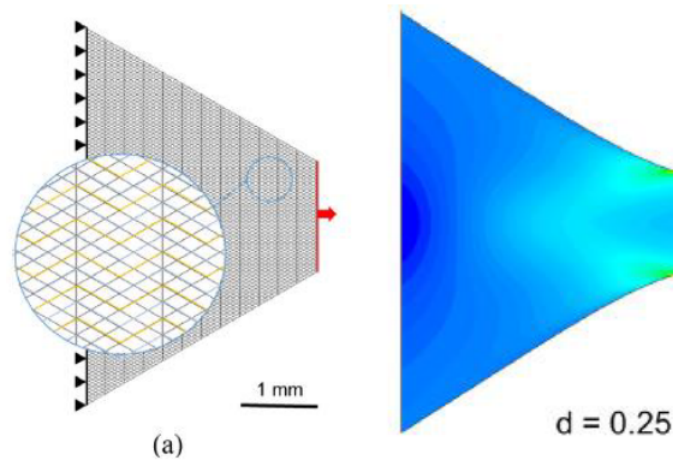


FIGURE 1.14 – Modélisation des ligaments dentelés : d'après POLAK-KRAŠNA et al. 2019.

Une fois l'exploitation du modèle faite, les chercheurs rapportent que le modèle fait de fibres représente mieux les déformations observées lors de l'expérimentation. Pour être au plus proche de la réalité, il serait donc intéressant, d'après les auteurs, que les modèles de moelle épinière incluent cette microstructure.

1.6.4 Racines nerveuses

Une première étude a été menée par BEEL et al. 1986 sur un modèle murin (souris). Des tests de traction uniaxiale en quasi statique : 1mm/s jusqu'à la rupture ont été menés sur des racines nerveuses et des nerfs au niveau lombaire. Cet article a montré que les racines nerveuses étaient un matériau faible et fragile. Les nerfs et racines nerveuses en eux-mêmes sont assez similaires. Cependant, il semblerait que les racines aient une moins bonne tenue mécanique.

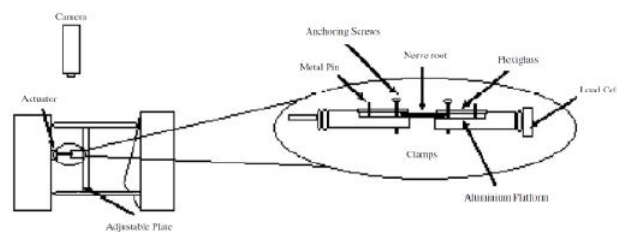


FIGURE 1.15 – Système de test utilisé dans l'article de Singh et al. 2005

SINGH et al. 2006 fait une étude sur des racines nerveuses de rats entre la quatrième vertèbre lombaire et la première vertèbre sacrée. Les essais ont été fait en dynamique

à une vitesse de 15mm/s et en quasi statique à une vitesse de 0.01mm/s jusqu'à la rupture (figure 1.15). Il a montré qu'il y avait des différences de comportement entre les différents essais et qu'ainsi, les propriétés des racines nerveuses dépendaient de la vitesse de déformation. Elles se comportent comme un matériau viscoélastique (figure 1.16). Tout comme les ligaments dentelés, les propriétés sont légèrement différentes en fonction du niveau qui est regardé.

Les résultats quantitatifs issus de ces travaux confirment que ces tissus présentent un comportement viscoélastique marqué, caractérisé par une réponse non linéaire avec une phase initiale de faible rigidité suivie d'un régime linéaire avant rupture. Les données de SINGH et al. 2006, obtenues sur des racines lombaires de rat, montrent ainsi une contrainte maximale passant de $257,9 \pm 111,3$ kPa en régime quasi-statique à $624,9 \pm 306,8$ kPa en régime dynamique, tandis que le module d'élasticité augmente de $1,3 \pm 0,8$ MPa à $2,9 \pm 1,5$ MPa dans les mêmes conditions. NISHIDA et al. 2015, travaillant sur des tissus porcins, observent une contrainte de rupture d'environ 0,7 MPa pour la racine nerveuse, relativement indépendante du taux de déformation, alors que les rameaux radiculaires présentent une résistance plus faible et une diminution de cette résistance lorsque la vitesse augmente. D'autres travaux mettent en évidence que la résistance des racines spinales ne représente qu'environ 10 % de celle du nerf principal, la rigidité atteignant pour sa part environ 20 % de la valeur nerveuse. Les observations de TAMURA, HONGU et al. 2018 soulignent par ailleurs l'importance de l'emplacement anatomique et du taux de sollicitation dans la réponse mécanique des faisceaux nerveux (tableau 1.6).

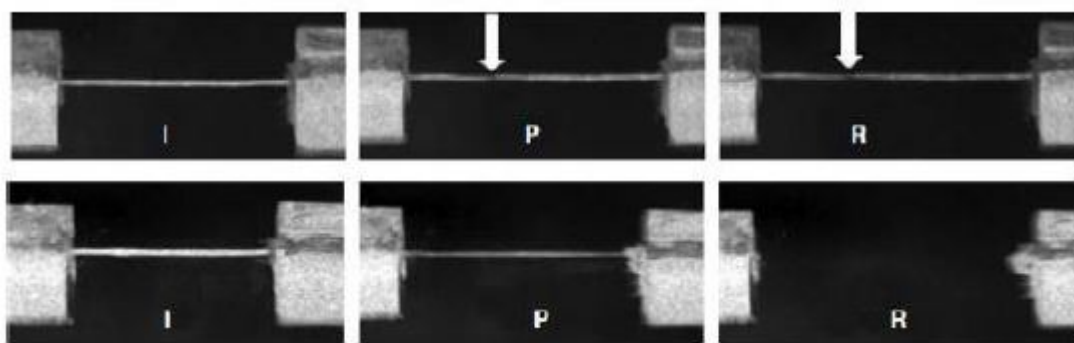


FIGURE 1.16 – Résultats des essais de tractions sur les racines nerveuses en fonction de la vitesse de déformation chez Singh et al. 2005. En haut une vitesse quasi-statique, en bas une vitesse dynamique.

1.6.5 Moelle épinière

De nombreuses études ont caractérisé les propriétés mécaniques de la moelle épinière et tenté d'identifier le modèle physique auquel elle se rapportait.

Auteurs/année	Journal	Espèce	Microstructure	Niveau vertébral	Type de test	Vitesses de déformation	Méthode de conservation	Déformation Maximale	Contrainte Maximale	Elastic modulus
Beel et al. 1986	Experimental neurology	Souris	Racines nerveuses	Lombaire	Traction uniaxiale	1 mm/s	Dans une solution saline 22-24°C	0.46 (SD 0.03)	3.03 (SD 0.16) MPa	Module élastique apparent : 1.19 (SD 0.31) MPa
Singh et al. 2005	Journal of Biomechanics	Rats	Racines nerveuses	Lombaire	Traction uniaxiale	Quasistatique : 0,01 mm/s Dynamique : 11 mm/s	Dans une solution saline	Quasistatique : 0.29 (SD 0.09) Dynamique : 0.30 (SD 0.08)	Quasistatique : 279.9 (SD 11.3) kPa Dynamique : 624.9 (SD 306.8) kPa	Quasistatique : 1.3 (SD 0.8) MPa Dynamique : 2.9 (SD 1.5) MPa
Tamura et al. 2018	Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostic and Therapy	Porc	Racines nerveuses	Toute la colonne	Traction uniaxiale	0,2 mm/s (0,01 s-1) 1 mm/s (0,11 s-1) 20 mm/s (1,11 s-1)	Réfrigéré (12h) à 4°C dans une solution saline	x	x	Cervical : 18.8 MPa Thoracique : 25.1 MPa Lombaire : 15.3 MPa
Nishida et al. 2015	Natural Regeneration Research	Porc	Racines nerveuses et ramus radiculaires	Lombaire	Traction uniaxiale	0.1, 1, 10 and 100 s-1	Dans une solution saline	x	x	x

TABLEAU 1.6 – Résumé des études expérimentales sur les racines nerveuses.

Différents types de tests ont été menés : tests de traction, de compression et des indentations qui permettent elles d'avoir des propriétés matériau localisées. Selon les types de chargements, il a été remarqué que la moelle épinière avait tendance à se déformer différemment (tableau 1.7).

La littérature a montré que les propriétés mécaniques de la moelle épinière étaient de type non linéaire en compression un comportement de type visco élastique en tension. Il a aussi été souligné que le comportement de la moelle se rigidifie au fil des heures suivant le sacrifice des spécimens (OAKLAND et al. 2006).

1.7 Modèle d'Ogden

Le modèle d'Ogden est un modèle hyperélastique largement utilisé pour décrire le comportement mécanique non linéaire des matériaux mous biologiques (disques intervertébraux KIEFER et DEHAENE 1997, méninges EVIN et al. 2022). Ce modèle a été proposé pour la première fois par Ray W. Ogden en 1972 dans le contexte de la mécanique des matériaux caoutchouteux, mais a depuis été adapté pour la modélisation biomédicale grâce à sa capacité à reproduire fidèlement le comportement anisotrope et non linéaire des tissus biologiques Raymond William OGDEN et HILL 1997.

Ce modèle constitutif de nature phénoménologique, vise à décrire le comportement mécanique d'un matériau. Les constantes du modèle sont déterminées par l'observation de la réponse du matériau dans des conditions expérimentales spécifiques.

Ce modèle offre une grande souplesse, permettant de modéliser à la fois les phases de faible rigidité initiale et les phases de durcissement à plus grande déformation en ajustant simplement les coefficients et exposants.

Une hypothèse fondamentale de ce modèle est la présence d'une déformation homogène uni-axiale. On considère que K1 représente la déformation de cisaillement dans la direction 1, et K2 dans la direction 2. Étant donné que l'échantillon est très fin, il est supposé qu'aucun changement significatif ne se produit dans la direction 3.

$$\begin{aligned}x_1 &= \lambda_1 x'_1 + \kappa_1 x'_2 \\x_2 &= \lambda_2 x'_2 + \kappa_1 x'_1 \\x_3 &= \lambda_3 x'_3\end{aligned}\tag{1.1}$$

Le tenseur du gradient de déformation est :

$$F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial x'_j} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \kappa_1 & 0 \\ \kappa_2 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}\tag{1.2}$$

Si l'échantillon est fin, dans ce cas, les fibres de l'échantillon sont alignées dans la direction de la traction et ainsi κ_1 et κ_2 devraient être nuls.

De cette manière,

$$F_{ij} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}\tag{1.3}$$

Le Jacobien du tenseur de déformation :

$$J = \det(F) = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3\tag{1.4}$$

Le Tenseur de déformation de Cauchy C permet de caractériser l'état de la contrainte soit les efforts intérieurs mis en jeu entre les portions déformées d'un milieu : $C = F^T F$. La matrice de déformation de Cauchy prend la forme :

$$C_{ij} = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix}\tag{1.5}$$

L'état de contrainte appliqué au spécimen, charge appliquée, 1ere contrainte de Piola-Kirchoff ou contrainte nominale :

$$T_{11} = \frac{\partial W}{\partial F_{11}} = \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} \frac{p}{U}\tag{1.6}$$

Avec p la charge et U la surface du spécimen. La seule à être non nul car c'est la seule dans laquelle on tire (uni-axial).

L'hypothèse isotrope transverse implique :

$$J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1, \quad \lambda_2 = \lambda_3, \quad \lambda_2^2 = \frac{1}{\lambda_1}, \quad \lambda_1 = \lambda = \frac{l}{l_0}\tag{1.7}$$

La contrainte de Cauchy peut être écrite :

$$\sigma_i = \frac{1}{J} \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} \quad (1.8)$$

or on a $\lambda_i = F_{11}$ et en remplaçant on trouve :

$$\sigma_{11} = \frac{1}{J} (T_{11} F_{11}) = \lambda_1 T_{11} = \lambda_1 \frac{p}{U} \quad (1.9)$$

L'hypothèse d'incompressibilité implique :

$$\sum_{k=1}^N \mu_k \alpha_k = 2\mu \quad (1.10)$$

avec μ le module de cisaillement du matériau et μ_i, α_i les coefficients du modèle d'Ogden.

Dans le cas de la traction uni-axiale, on a : $\sigma_2 = \sigma_3 = 0$

La fonction de densité d'énergie est donc :

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{k=1}^N \frac{\mu_k}{\alpha_k} (\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3) \quad (1.11)$$

La 2^{nde} contrainte de Piola-Kirchoff pour un matériau élastique non-linéaire et incompressible est :

$$S_{ij} = -p(C^{-1})_{ij} + 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \quad (1.12)$$

On a :

$$\sigma_i = S_{ii} \lambda_i^2 \quad (1.13)$$

Avec

$$S_{ii} = \frac{-p}{\lambda_i^2} + 2 \frac{\partial W}{\partial \lambda_i^2} \quad (1.14)$$

$$\frac{\partial W}{\partial \lambda_i^2} = \sum_{k=1}^N \frac{\mu_k}{2} \lambda_i^{\alpha_k-2} \quad (1.15)$$

Donc

$$S_{ii} = \frac{-p}{\lambda_i^2} + \sum_{k=1}^N \mu_k \lambda_i^{\alpha_k-2} \quad (1.16)$$

A partir de là, deux options sont possible pour retrouver l'équation :

- soit trouver p et le remplacer dans σ_1 (possible car $\sigma_2 = 0$),
- soit poser $\sigma_1 - \sigma_2 = \sigma_1$ et faire disparaître le terme p .

Méthode 1 (substitution de p) :

$$\sigma_1 = -p + \sum_{k=1}^N \mu_k \lambda_1^{\alpha_k} \quad (1.17)$$

Soit

$$p = \lambda^2 \sum_{k=1}^N \mu_k \lambda_1^{\alpha_k - 2} \quad (1.18)$$

et

$$p = \frac{1}{\lambda} \sum_{k=1}^N \mu_k \left(\frac{1}{\sqrt{\lambda_1}} \right)^{\alpha_k - 2} \quad (1.19)$$

En réinjectant dans le calcul de la contrainte :

$$\sigma_1 = -\frac{1}{\lambda} \sum_{k=1}^N \mu_k \lambda_1^{-\alpha_k/2 + 1} + \sum_{k=1}^N \mu_k \lambda_1^{\alpha_k} \quad (1.20)$$

Soit

$$\sigma_1 = \sum_{k=1}^N \mu_k \left(\lambda_1^{\alpha_k} - \lambda_1^{-\alpha_k/2} \right) \quad (1.21)$$

Méthode 2 (soustraction des contraintes) :

$$\sigma_1 = \sigma_1 - \sigma_2 \quad (1.22)$$

Avec pour rappel : $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$ et $\lambda_2 = \lambda_3$
donc on a :

$$\lambda_2^2 = \frac{1}{\lambda_1} \quad (1.23)$$

Soit

$$\sigma_1 = -p + \sum_{k=1}^N \mu_k \lambda_1^{\alpha_k} + p - \sum_{k=1}^N \mu_k \lambda_2^{\alpha_k} \quad (1.24)$$

Et

$$\sigma_1 = \sum_{k=1}^N \mu_k \lambda_1^{\alpha_k} - \sum_{k=1}^N \mu_k \left(\frac{1}{\sqrt{\lambda_1}} \right)^{\alpha_k} \quad (1.25)$$

Puis

$$\sigma_1 = \sum_{k=1}^N \mu_k \left(\lambda_1^{\alpha_k} - \lambda_1^{-\alpha_k/2} \right) \quad (1.26)$$

Pour obtenir :

$$\Phi_{Ogden} = \sum_{i=1}^3 \frac{\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (1.27)$$

TABLEAU 1.7 – Table de résumé littérature sur les tests mécaniques de moelle épinière

Auteurs/Année	Journal	Espèce	Méthode de conservation	Tests effectués	Caractéristiques des tests	Mesures effectuées
Ramo et al. 2018	Acta Biomaterialia	Porc	Moelle immergée à température ambiante dans une solution saline pendant le test	Tests de traction uniaxiale in vivo et ex vivo	Cycles de préconditionnement, relaxation de contraintes, cycles dynamiques	Fitting de modèle linéaire visco-élastique
Jannesar et al. 2018	Acta Biomaterialia	Macaque	Testées dans l'heure suivant le sacrifice	Compression ex-vivo	Compressions d'un mm à 4 vitesses différentes (0.5mm/sec, 5mm/s, 50mm/sec et 150 mm/sec)	Fitting de modèle incompressible isotrope hyper élastique et modèle constitutif visco-élastique
Zhang et al. 2016	Conference proceedings of the society for experimental mechanics series	Mouton		in vivo, indentation et compression	Vitesse de test de 0.05in/s pour des déplacements de 2mm, 3mm et 4mm	Equivalent in vivo du module élastique
Fradet et al. 2014	Journal of Engineering in Medicine	Porc	Immergées dans une solution saline	Compression, DMA ex-vivo	3 rampes de chargement (0.5s-1, 1.5s-1, 50s-1) et 3 cycles de charge (1hz, 10hz, 20hz)	Modèle visco élastique
Bilston et al. 1996	Annals of Biomedical Engineering	Rat	Hydratées par une solution saline	Indentation en compression ex-vivo	Précharge de 0.02N à une vitesse de 2.5 mm/min (0.001s-1) à une déformation donnée (0.02, 0.35, 0.05)	Modèle non linéaire viscoélastique
Koser et al 2015	Biophysical Journal	Souris	Dans de la glace	Indentation en compression ex vivo	10 micro-mètres/s; Profondeurs d'indentation (2, 2.5, 3 et 3.5 mm)	Module élastique apparent
Mazuchowski	Thibault 2003	Simmer Bioengineering Conference	Humain	Réfrigérée à 4°C dans une solution saline	Test de traction ex-vivo; Stretch d'étriement : 1.5; Vitesse de deformation 0.1s-1, 1s-1, 10s-1	Fitting de modèle Neo-Hook
Ichihara et al. 2003	Journal of Neurosurgery	Bovin	Humidifiées	Test de traction ex-vivo	Vitesse de déformation : 0.5 à 0.005mm/s) given strain rate (0.02,0.035,0.05)	Module élastique
Ozawa et al. 2004	Journal of Neurosurgery	Lapin	Solution physiologique à 16°C	Test de traction ex-vivo	Tensile load 4.8N	Module Elastique

2 Chapitre 2 : Problématiques et objectifs

La revue de la littérature effectuée a permis de mettre en lumière différentes limites et problématiques.

1. Actuellement, la morphologie de la moelle épinière et du canal médullaire est essentiellement décrite grâce à des paramètres 2D. Pourtant les phénomènes de déformation et d'attache de la moelle épinière sont 3D par nature. Venir caractériser la morphologie du canal en 3D est un enjeu important et permettrait de fournir des données morphologiques précises et détaillées qui ne peuvent pas être obtenues avec des analyses en 2D. En particulier, la caractérisation en 3D permet de quantifier de manière plus précise les surfaces, les indices d'excentricité et les déplacements de la moelle épinière et du canal cervical, ce qui est crucial pour comprendre l'impact de la flexion et de la torsion sur ces structures. Il existe des différences importantes entre les résolutions d'IRM de recherche et les IRM cliniques de routine. Une telle différence de résolution peut entraîner des difficultés à visualiser certains éléments. Le transfert de la description morphologique sur ce type d'IRM est donc un apport important, permettant de généraliser la visualisation des indices.
2. Les conditions initiales de la moelle épinière dans le canal et ses attaches (BEAUSÉJOUR, PETIT et al. 2020, BAILLY, PETIT et al. 2020) sont des paramètres clefs dans le cadre de la simulation. En effet, les réponses des simulations numériques sont extrêmement sensibles à la définition des conditions aux limites, des propriétés matériaux et de la géométrie. De cette manière des conditions simplifiées ne permettent pas nécessairement de reproduire la réalité et peuvent effacer certains comportements. En reproduisant le plus fidèlement possible la réaction mécanique des différents tissus ainsi que des attaches, il sera possible de mieux prendre en compte le mécanisme de blessure médullaire traumatique.
3. Les modèles éléments finis de la colonne cervicale nécessitent des paramètres précis pour reproduire fidèlement le comportement mécanique des racines nerveuses et des composants du canal. Plus particulièrement, sur les racines nerveuses qui ont été modélisées dans des simulations fluides de l'écoulement du liquide cérébro-spinal dans le canal, un manque de données expérimentales est à noter. Actuellement, seuls des faisceaux individuels de fibres nerveuses

ont été testés, laissant les propriétés des NR entières, notamment les racines antérieures et postérieures, sous-explorées. Les racines nerveuses antérieures (ventrales) et postérieures (dorsales) présentent des différences structurelles significatives. Les racines postérieures contiennent des ganglions nerveux qui peuvent influencer leurs propriétés mécaniques. L'hypothèse est faite que ces différences entraînent des comportements mécaniques distincts entre les racines antérieures et postérieures.

4. La nécessité de comprendre et de caractériser mécaniquement les ligaments dentelés, qui sont des structures cruciales pour la stabilisation de la moelle épinière est également à souligner. Malgré leur importance, il existe actuellement des lacunes dans la compréhension de leurs propriétés mécaniques, en particulier leur réponse à différents taux de déformation et conditions de chargement. Ces lacunes limitent notre capacité à modéliser de manière précise et réaliste le comportement de la moelle épinière dans des situations de traumatismes ou de chirurgie, ce qui entrave notre capacité à prédire et à prévenir les blessures de la moelle épinière et à optimiser les interventions chirurgicales. Ainsi, la question centrale est de savoir comment les propriétés mécaniques des ligaments dentelés varient en fonction des conditions de chargement et comment ces informations peuvent être intégrées dans des modèles de simulation pour améliorer notre compréhension et notre gestion des traumatismes de la moelle épinière.

Ainsi, la question de recherche posée par cette thèse est : « Comment améliorer la modélisation numérique de la moelle épinière au niveau cervical chez les blessés médullaires? »

Afin de répondre à cette question de recherche, la thèse a été organisée de la manière suivante :

Dans un premier temps, une méthodologie afin de quantifier les changements anatomiques de la moelle épinière chez des blessés médullaires a été développée, suite aux travaux précédents, le passage des acquisitions IRM recherche à IRM clinique pour l'analyse de la morphologie est envisagé et évalué.

Ensuite, la compréhension des propriétés mécaniques des composants du canal cervical étant essentielle, la caractérisation mécanique des racines nerveuses à plusieurs taux de déformations est décrite. Ces dernières jouent un rôle crucial dans le positionnement de la moelle épinière et peuvent être affectées par un trauma ou une maladie dégénérative. La variabilité des propriétés mécaniques est également questionné aux différents niveaux cervicaux. Une étude a ainsi été menée pour explorer les propriétés mécaniques de tension des racines nerveuses, en se concentrant sur les faisceaux, les racines postérieures et antérieures. Des tests mécaniques ont été réalisés sur des échantillons de nerfs de porc, suivis d'une analyse des données pour déterminer le module d'élasticité, la déformation maximale et la contrainte à la

rupture, ainsi que les coefficients des modèles d'ordre 1 et 3 d'Ogden.

Enfin, les ligaments dentelés jouant aussi un rôle important dans la stabilisation de la moelle, une étude visant à caractériser mécaniquement et à comparer les propriétés mécaniques de traction des ligaments dentelés à différents taux de déplacement et à différents niveaux cervicaux (de C1 à C7) en utilisant des colonnes cervicales porcines. En examinant le comportement des ligaments dentelés dans diverses conditions de chargement, cette recherche vise à fournir des aperçus de leur réponse mécanique et à contribuer à une compréhension plus approfondie de leurs propriétés biomécaniques. Il est en effet capital d'étendre les descriptions mécaniques de ces matériaux mais aussi de comprendre leur structure afin de pouvoir transférer les connaissances à la modélisation numérique .

3 Chapitre 3 : Matériels et méthodes

Ce chapitre détaille la méthodologie employée afin de répondre à la problématique et aux questions que soulèvent ce travail de thèse. Il se divise en deux parties et s'attache à détailler la méthodologie mise en place pour effectuer les analyses morphologiques ainsi que celles pour effectuer les modélisations des matériaux tels que les racines nerveuses et les ligaments dentelés.

3.1 Analyse morphologique

3.1.1 Acquisition IRM

La méthodologie présentée ci dessous a pour but d'étudier les indices morphologiques des moelles épinières lésées et la différence avec les moelles saines issues de la littératures. Se basant sur une méthodologie développée par (SUDRES, EVIN, ARNOUX et al. [2020](#)), les indices morphologiques permettant de caractériser et quantifier de manière continue la morphologie de la moelle épinière ainsi que de l'espace subarachnoïdien cervical ont été mesurés.

Pour cette étude préliminaire, quinze patients atteints de lésions médullaires présentant le même score AOSpine (types AOSpine C et B - c'est-à-dire, en terme de blessure, que les sujets ont une disruption du complexe ostéoligamentaire postérieur ou antérieur (blessure de type B), ou alors que le sujet souffre d'une blessure avec une translation, un déplacement (blessure de type C). Les patients inclus ont été examinés à l'aide d'un IRM clinique (Siemens Magnetom Amira 1,5 T). Cette étude rétrospective a été approuvée par le comité de l'hôpital AP-HM Nord à Marseille (numéro d'accord du comité d'éthique : IRB00011687 – 2024/27).

3.1.2 Segmentation et repère anatomiques

La moelle épinière a été segmentée en 3D à l'aide d'une méthode semi-automatique utilisant la Spinal Cord Toolbox (SCT v.7.0.), qui a également permis d'obtenir la ligne médiane de la moelle épinière. Les limites externes du canal (considérées comme la dure-mère) ont été vérifiées et corrigées par segmentation manuelle à l'aide de 3DSlicer (version 4.1.20200930) (figures [3.1](#) et [3.2](#)).

Les marqueurs ou repères anatomiques ont été sélectionnés par un opérateur sur la coupe médiane de la vue sagittale à l'aide de 3DSlicer afin de déterminer les segments d'intérêt suivants :

- Le repère de référence : situé au sommet de C1. Ce point est utilisé pour imposer le début de l'espace subarachnoidien cervical (cervical subarachnoid space - CSS) (figure 3.3).
- Repères des vertèbres cervicales (de C1 à C7) : les points suivants sont les extrémités de chaque plateau (supérieur et inférieur) de chaque vertèbre (figure 3.4).



FIGURE 3.1 – Canal subarachnoidien segmenté sur un patient atteint de traumatisme médulaire



FIGURE 3.2 – IRM d'un patient atteint de traumatisme médulaire

Les points de repère anatomiques sont les suivants :

- Le point de repère de référence : Positionné en haut de C1. Ce point est utilisé pour imposer le début du CSS .

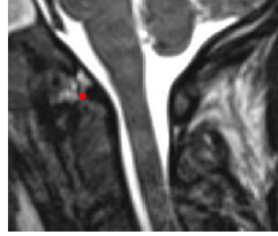


FIGURE 3.3 – Placement du point de repère de référence

- Les points de repère des vertèbres cervicales (de C1 à C7) : les points suivants sont les extrémités de chaque plateau (supérieur et inférieur) de chaque vertèbre.

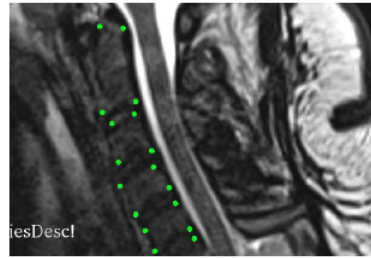


FIGURE 3.4 – Placement des points de repère des vertèbres cervicales

3.1.3 Préparation des données et post-traitement

Le post-traitement des données a été effectué grâce à un code Matlab personnalisé (version R2024b, Matlab MathWorks, 1984). Les paramètres calculés sont similaires à ceux calculés par (SUDRES, EVIN, ARNOUX et al. 2020) sur des patients sans pathologie particulière, c'est-à-dire les aires des sections transversales de la moelle épinière, du canal spinal et du liquide céphalo rachidien (CSA_{SC} , CSA_{canal} , CSA_{CSS}) et les excentricités.

Les segmentations 3D ont été lissées avec un facteur de lissage de 0,5 avant l'extraction du STL et le calcul des paramètres morphologiques à partir de la projection des repères anatomiques sur la ligne médiane de la moelle épinière.

Les quadrants régionaux : $Regional_{quadrantCSA}$ (Z_i , $i=1$ to 8), issus de chaque tranche le long de la moelle épinière et de la division de la section transversale de celle-ci en 8 zones orientées selon les diamètres antéro-postérieurs et latéraux (droite-gauche) pour le canal uniquement.

$$CSA_{CSS} = CSA_{canal} - CSA_{SC}(1) \quad (3.1)$$

$$AP_{eccentricity} = ((P - A) / (P + A)) * 100 \quad (3.2)$$

$$LR_{eccentricity} = ((L - R) / (L + R)) * 100 \quad (3.3)$$

$$CR = \emptyset AP_{SC} / \emptyset T_{SC} \text{ et } OR = CSA_{SC} / CSA_{canal(4) \text{ et } (5)} \quad (3.4)$$

3.1.4 Analyse statistique

Les valeurs moyennes au niveau vertébral ont été calculées pour chaque patient et rapportées au niveau vertébral adjacent le plus proche du niveau vertébral de la moelle épinière lésée. Une distinction a été faite entre la section vertébrale de la moelle épinière et les disques intervertébraux. La représentation par boîtes à moustaches est utilisée pour illustrer les différences entre les valeurs CSA (les bords inférieur et supérieur de la boîte rectangulaire représentent respectivement les 25e et 75e centiles et les barres inférieure et supérieure représentent les valeurs minimales et maximales). Les valeurs des aires du canal sont représentées de façon continue le long de la moelle épinière, en fonction de la longueur de la moelle normalisée.

Des tests de Wilcoxon ont été utilisés afin de déterminer si les différences observées entre les niveaux vertébraux lésés et non lésés adjacents étaient significatives. La signification statistique a été définie pour des valeurs de $p < 0,05$.

3.2 Tests mécaniques sur les racines nerveuses

3.2.1 Préparation des échantillons

Pour ce qui est des racines nerveuses, des échantillons frais de moelle épinière porcine ont été prélevés sur 4 porcs en bonne santé (âgés de 2 à 4 mois et pesant de 30 à 43 kg), moins de deux heures après leur sacrifice. Les racines nerveuses cervicales ont ensuite été excisées de la moelle épinière et immédiatement testées. Le processus d'excision consistait à retirer la moelle épinière de la colonne cervicale (figure 3.5 A) et à découper les racines nerveuses intactes de tous les niveaux cervicaux (C1-C2 à C7-T1). Trois types différents de racines nerveuses ont été excisés : 1) des faisceaux de nerfs provenant de l'espace sous-arachnoïdien (figure 3.5 B), 2) des racines postérieures contenant le ganglion spinal, et 3) des racines antérieures (figure 3.5 C). Les échantillons ont été conservés dans une solution saline à température ambiante avant les tests.

La superficie de la section transversale initiale (non déformée) (S_0) de chaque échantillon a été déterminée avant les tests mécaniques en mesurant les diamètres à différents endroits de l'échantillon (figure 3.5 D) à l'aide d'un microscope (Olympus SZX10, Olympus, Japon) et en la calculant à l'aide de la formule $S_0 = \pi * D^2 / 4$, où D est le diamètre moyen (trois mesures du diamètre le long des échantillons ont été effectuées), en supposant que chaque échantillon avait une forme cylindrique. De

plus, la longueur initiale de l'échantillon (L_0) a été mesurée après l'application d'une pré-tension de 0,1 N à l'aide de la machine d'essai de traction. Elle a été mesurée entre les deux points d'ancrage et variait de 8 à 15 mm en fonction des échantillons (figure 3.5 D).

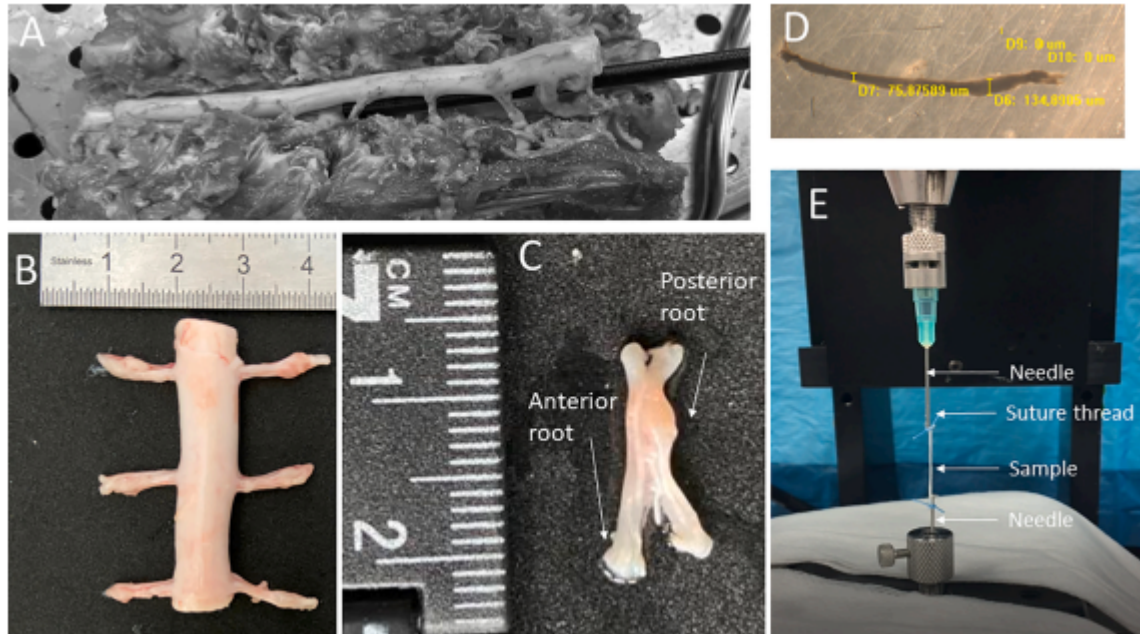


FIGURE 3.5 – A - Moelle épinière dans le canal rachidien pendant le protocole d'extraction des NR; B - NR sur une moelle épinière extraite et sa dure-mère (DM); C- Identification d'un faisceau de nerfs de l'intérieur de l'espace sous-arachnoïdien, de la racine postérieure (contenant le ganglion spinal) et de la racine antérieure C- Identification d'un faisceau de nerfs à l'intérieur de l'espace sous-arachnoïdien, de la racine postérieure (contenant le ganglion spinal) et de la racine antérieure; D- Mesures microscopiques à trois endroits des nerfs, et E- Identification d'un faisceau de nerfs à l'intérieur de la moelle épinière. E- fixation du NR sur le système d'essai avant l'essai du NR.

3.2.2 Protocoles d'essai en traction des racines nerveuses

Pour les NR, les tests de traction ont été réalisés à l'aide d'un testeur mécanique Mach 1 V500 CST (Biomomentum, Montréal, Canada) équipé d'une cellule de charge de 17 N avec une résolution de 0,85 mN et d'un pas vertical d'une résolution de déplacement de 0,5 μm .

Chaque échantillon a été testé dans les 12 heures suivant sa récolte tout en étant conservé à une température de -4°C avant d'être extrait de la moelle épinière. Les tests

ont été effectués à température ambiante et les échantillons ont été régulièrement vaporisés avec une solution saline pour éviter la déshydratation. Les échantillons ont été rejetés s'il y avait un glissement aux points d'attache. Ils ont été fixés aux deux extrémités à l'aide d'aiguilles et de fil de suture, puis sécurisés avec un point de colle de cyanoacrylate (figure 3.5 E).

Les faisceaux de nerfs ainsi que les racines nerveuses antérieures et postérieures ont été testés dans un ordre aléatoire. Les échantillons ont été pré-tendus à 0,1 N pour éliminer les plis et garantir des conditions de test uniformes entre les échantillons, puis soumis à 10 cycles de pré-conditionnement sinusoïdaux à une fréquence de 0,125 Hz et à une déformation de $\pm 10\%$ (± 1 mm en moyenne), conformément à ce qui est suggéré par (TAMURA, HONGU et al. 2018), suivi d'une tension uniaxiale à une vitesse de déformation de $0,1\text{ s}^{-1}$ (condition de chargement quasi-statique), jusqu'à la rupture (détectée par une chute notable de la courbe contrainte-déformation ainsi que par une inspection pendant le test). Le protocole de test est illustré à la figure(3.6 A).

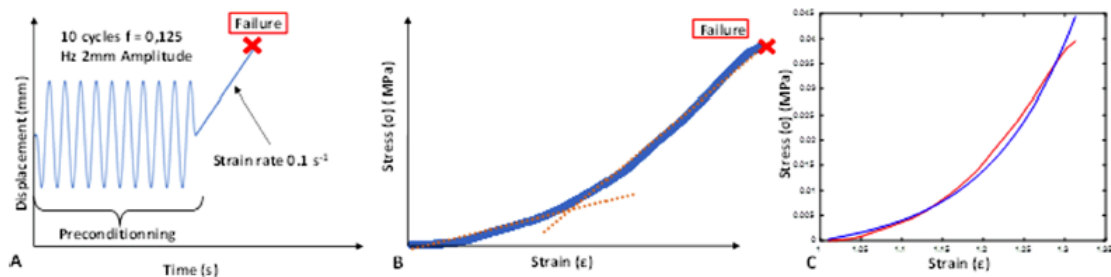


FIGURE 3.6 – A - Procédure d'essai réalisée sur une machine d'essai Mach 1 : la phase de préconditionnement consiste à soumettre le matériau à 10 cycles d'une amplitude de 1 mm à une fréquence de 0,125 Hz à partir de sa position de départ, suivis d'une phase d'étirement exécutée à une vitesse de déformation de $0,1\text{ s}^{-1}$ jusqu'à la rupture. ; B- Courbe de contrainte-déformation typique d'un échantillon pendant la phase d'étirement et ajustement bilinéaire pour l'identification de la loi de comportement ; C- Illustration d'un ajustement du coefficient d'Ogden (ordre 2). La courbe rouge correspond aux données expérimentales et la courbe bleue à l'ajustement du coefficient d'Ogden (ordre 2).

3.2.3 Traitement des données

3.2.3.1 Calcul des contraintes et déformations d'ingénierie

La contrainte a été calculée comme le rapport entre la force appliquée et la section transversale (S_0) de l'échantillon. La déformation a été calculée comme le rapport entre l'allongement (longueur déformée L_D - longueur initiale L_0) et la longueur initiale de l'échantillon.

$$\sigma_0 = \frac{F}{S_0} \quad (3.5)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L_D - L_0}{L_0} \quad (3.6)$$

La courbe contrainte-déformation de chaque échantillon a été divisée en deux régions distinctes, à savoir la région de base et la région linéaire, à l'aide d'un algorithme d'ajustement bilinéaire sur MatlabR2020b (Mathworks, Natick, États-Unis) comme dans (EVIN et al. 2022). Pour chaque courbe, le module d'élasticité (pente) a été calculé pour les régions de base (E1) et linéaire (E2), ainsi que la contrainte maximale (σ_x) et la déformation à la contrainte maximale (ε_x), qui ont été utilisées pour la comparaison avec les résultats obtenus pour les faisceaux de nerfs rapportés dans (TAMURA, HONGU et al. 2018) et (SINGH et al. 2006).

La qualité de l'ajustement a été évaluée à l'aide de r^2 (coefficient de détermination) ainsi que de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) et le module d'Young E_2 de l'échantillon a été défini comme la pente de la région linéaire. Les propriétés mécaniques des nerfs ulnaires sous traction ont été préalablement modélisées à l'aide d'un modèle Ogden de premier ordre (MA et al. 2013)), qui a également été appliqué aux nerfs sciatiques de rats (CHANG et al. 2015). Dans cette étude, des modèles constitutifs hyperélastiques Ogden de premier, deuxième et troisième ordre (R. W. OGDEN et al. 2004) ont été utilisés pour identifier le modèle constitutif le mieux adapté au faisceau de nerfs et aux NR antérieur et postérieur, compte tenu de leurs similitudes structurelles. Le modèle d'Ogden d'ordre N (R. W. OGDEN et al. 2004) décrit la fonction de densité d'énergie de déformation du matériau.

$$\psi_{\text{Ogden}} = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (3.7)$$

où λ_j sont les contraintes principales, et α_i, μ_i sont des coefficients matériels pour $i = 1 \dots N$. Ainsi, $N = 1$ pour le modèle du 1^{er} ordre, $N = 2$ pour le modèle du 2^e ordre, et $N = 3$ pour le modèle du 3^e ordre.

En traction uniaxiale, l'allongement (λ) et les contraintes de Cauchy (σ) sont définis comme suit (R. W. OGDEN et al. 2004) :

$$\sigma = \sum_{i=1}^N \mu_i \left(\lambda^{\alpha_i} - \lambda^{-\frac{\alpha_i}{2}} \right) \quad (3.8)$$

L'identification des coefficients a été réalisée par un algorithme d'optimisation (fonction `lsqcurvefit` de Matlab) sur les courbes de chaque test, en faisant varier les valeurs initiales des coefficients de 1 à 50.

La qualité de l'ajustement a été évaluée en utilisant le coefficient de détermination r^2 et la racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE), comme définis dans les équations ci-dessous. Elles représentent la corrélation et la distance entre les contraintes calculées (σ_{Ogden}) et les contraintes expérimentales (σ_{exp}) :

$$r^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^N (\sigma_{\text{Ogden}} - \sigma_{\text{exp}})^2}{\sum_{i=1}^N (\sigma_{\text{exp}} - \bar{\sigma}_{\text{exp}})^2} \quad (3.9)$$

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\sigma_{\text{Ogden}} - \sigma_{\text{exp}})^2} \quad (3.10)$$

où N est le nombre de points de données correspondants entre les courbes modélisées et expérimentales.

3.2.3.2 Analyse de sensibilité des coefficients des modèles d'Ogden du 1^{er}, 2^e et 3^e ordre

Afin d'analyser l'effet de chaque coefficient sur les contraintes de Cauchy calculées et la forme de la courbe, et pour traiter la non-unicité des coefficients optimisés, une analyse de sensibilité a été réalisée.

Pour chaque type d'échantillon, la courbe moyenne a été calculée comme la moyenne des courbes d'Ogden ajustées pour tous les tests, puis étendue jusqu'à un allongement de 1,15. Trois modèles d'Ogden (1^{er}, 2^e et 3^e ordre) ont ensuite été ajustés à cette courbe moyenne afin d'obtenir un modèle constitutif représentatif du comportement pour la modélisation numérique.

Ensuite, chaque coefficient d'Ogden a été discrétisé en 6 valeurs (réparties de façon équidistante) comprises entre les plus petites et les plus grandes valeurs issues des données expérimentales, une après l'autre, tandis que les autres coefficients restaient fixés à ceux issus de la courbe moyenne. Cette analyse de sensibilité a été réalisée sur les racines nerveuses postérieures utilisées comme exemple. Pour le modèle d'Ogden du 3^e ordre, seules les séries de coefficients possibles assurant que $\alpha_1\mu_1 + \alpha_2\mu_2 + \alpha_3\mu_3 > 0$ ont été sélectionnées afin de satisfaire les conditions données par (R. W. OGDEN et al. 2004).

3.2.3.3 Analyse statistique

Les six coefficients d'Ogden identifiés ont été moyennés par type de nerf et d'emplacement, et l'écart-type a été calculé. Le test de Wilcoxon a été utilisé pour tester les différences entre les types de racines nerveuses (racines antérieures, racines postérieures et faisceaux). Une fois que les coefficients d'Ogden ont été identifiés, les différences entre les coefficients d'Ogden ont été évaluées en fonction du type de racine nerveuse, avec $p < 0,05$, ce qui signifie qu'il y avait une différence significative.

3.3 Tests mécaniques sur les ligaments dentelés

3.3.1 Préparation des échantillons

Pour ce qui est des ligaments dentelés, trois moelles épinières cervicales fraîches ont été prélevées sur des porcs âgés de 4 mois, pesant entre 30 et 43 kg, dans un délai de 3 heures après le sacrifice des animaux. Tous les échantillons ont été obtenus post-mortem à partir d'expériences antérieures qui n'ont pas affecté la physiologie de la moelle épinière (protocole « CM21025NNp ») et ont été conduits conformément aux directives sur le bien-être animal (Good Animal Practice, GAP) émises par le Conseil canadien de protection des animaux (CCAC). Les prélèvements ont été réalisés au Centre de recherche du CHUM (Centre Hospitalier de l'Université de Montréal), avec une certification du CCAC datant du 6 mars 2020.

Le complexe formé par la dure-mère et l'arachnoïde a été incisé pour exposer les ligaments dentelés (LD) ainsi que la pie-mère, qui a ensuite été coupée pour dégager et retirer la substance blanche et la substance grise. Pour collecter les échantillons de LD, des incisions carrées ont été réalisées dans la pie-mère et la dure-mère. Ainsi, chaque échantillon de ligament dentelé se composait d'un ligament dentelé complet, avec des fragments de pie-mère et de dure-mère à chacune de ses extrémités.

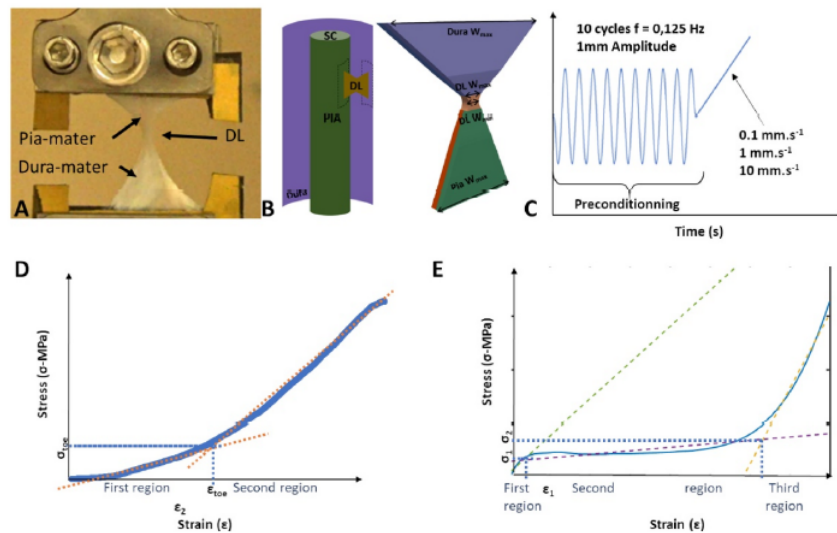


FIGURE 3.7 – A) Échantillon typique d'un ligament dentelé, avec la pie et la dure-mère, monté sur des pinces dans la machine d'essai expérimentale. Le ligament dentelé. B) Représentation 3D du ligament dentelé, à l'intérieur du canal et en condition d'essai, montrant sa largeur minimale et maximale. C) Protocole d'essai de traction comprenant un préconditionnement cyclique et un essai de traction à vitesse de déplacement constante D) Courbes de contrainte et d'allongement bilinéaires et E) trilineaires de tous les échantillons.

Les échantillons de ligament dentelé ont été stockés dans une solution saline à 20 °C après la dissection et conservés dans cette solution pendant moins de 4 heures avant les tests. Avant les essais, ils ont été retirés de la solution saline, séchés délicatement avec du papier, puis positionnés dans le système de maintien. Les fragments de pie-mère et de dure-mère ont été repliés et utilisés pour fixer les échantillons dans la machine de test en traction (figure 3.7A). Du papier sablé a été placé entre les mâchoires supérieure et inférieure de la machine et les échantillons pour éviter tout glissement. Une fois fixés, les échantillons adoptaient une forme en sablier. Pour prévenir le dessèchement, ils ont été aspergés avec une solution saline après avoir été installés dans le système.

Les dimensions de chaque échantillon ont été mesurées à l'aide d'un pied à coulisse numérique Mitutoyo Absolute Digimatic (modèle 500-196-30 – précision de $\pm 0,02$ mm; Mitutoyo, USA), après que l'échantillon ait gonflé dans le système de maintien, et suivant l'application d'une précharge de 0,1 N. Les dimensions mesurées comprenaient la longueur totale de l'échantillon (L_T), les longueurs individuelles de la pie-mère (L_{PM}), de la dure-mère (L_{DM}) et du ligament dentelé (L_{DL}), ainsi que la largeur (w). En raison de la légère forme en sablier des ligaments dentelés, leur largeur a été calculée comme la moyenne des largeurs maximale et minimale du ligament (figure 3.7 B).

La mesure de l'épaisseur des LD s'est avérée difficile et n'a pas pu être réalisée pour tous les échantillons. Par conséquent, nous avons utilisé les valeurs moyennes d'épaisseur des LD par niveau cervical, issues de l'étude de (POLAK et al. 2014), afin de garantir que nos mesures restent cohérentes avec la plage de valeurs rapportée.

3.3.2 Protocoles d'essai en traction des ligaments dentelés

Les essais réalisés en traction sur les ligaments dentelés sont similaires aux tests des racines nerveuses bien que réalisés sur des systèmes différents.

Pour les ligaments dentelés, des essais de traction uniaxiale ont été réalisés à l'aide d'un système de test électromécanique (Bose ElectroForce 3200, Bose, États-Unis, plage de déplacement : 0,002–13 mm, plage de fréquence : 0,0001–300 Hz) équipé d'une cellule de charge de 22 N (erreur maximale pour la précision : $\pm 0,15$ % de l'échelle complète pour la non-linéarité et l'hystérésis, et $\pm 0,05$ % de l'échelle complète pour la non-répétabilité).

Chaque échantillon a été étiré jusqu'à une force de précharge de 0,1 N pour éliminer les plis et permettre les mesures dimensionnelles. Ensuite, 10 cycles de préconditionnement ont été réalisés à une fréquence de 0,125 Hz (élongation de 1 mm, vitesse de déplacement de 0,25 mm/s), suivis d'une rampe à des vitesses de déplacement de 0,1 mm/s, 1 mm/s ou 10 mm/s jusqu'à un déplacement de 2 mm (soit en moyenne $32,7 \pm 4,1$ % de la longueur totale) de la mâchoire supérieure. Ces conditions de chargement ont été établies à partir de tests préliminaires de traction uniaxiale jusqu'à rupture, réalisés sur des échantillons cervicaux à une vitesse de déplacement de 0,1 mm/s.

Au cours de chaque test, le déplacement de la mâchoire supérieure et la force de traction ont été enregistrés en fonction du temps. En outre, une caméra vidéo (Sony Handycam HDR-CX405, Sony, Tokyo, Japon) a été placée perpendiculairement au système de test pour capturer des séquences vidéo de tous les essais de traction à une fréquence de 30 images par seconde.

3.3.3 Traitement des données

3.3.3.1 Calcul des contraintes et déformations d'ingénierie

Les courbes contrainte-déformation ont été générées uniquement pour la partie ligament dentelée (LD) de l'échantillon (figure 3.8). La section transversale initiale A_0 utilisée pour calculer la contrainte a été déterminée selon la formule suivante :

$$A_0 = w * t \quad (3.11)$$

où w et t représentent respectivement la largeur et l'épaisseur de l'échantillon de

ligament dentelé (figure 3.7B).

La contrainte a été déterminée en divisant la force mesurée par la cellule de charge par la section transversale initiale (A_0) du ligament dentelé. Cela suppose que le déplacement appliqué à l'échantillon génère une force uniforme à travers la pie-mère, la dure-mère et le ligament dentelé. Cette hypothèse a ensuite été validée par modélisation par éléments finis.

$$\sigma_0 = \frac{F}{A_0} \quad (3.12)$$

$$\Delta_{LD} = \frac{\Delta_{L_{LD}}}{\Delta_{L_{LT}}} * \Delta_{L_{LT}} \quad (3.13)$$

$$\epsilon_{LD} = \frac{\Delta_{L_{LD}}}{L_{LD}} \quad (3.14)$$

Pour déterminer l'élongation de chaque LD (ΔL_{LD}), l'élongation du ligament dentelé par rapport à l'élongation totale de l'échantillon ($\Delta L_{LD}/\Delta L_T$) pendant le test a été suivie par acquisition vidéo (figure 3.7 A). Des marqueurs virtuels ont été placés sur les pinces et les extrémités du LD, et suivis de manière semi-automatique à l'aide du logiciel GOM Correlate (Zeiss GOM Metrology, Braunschweig, Allemagne). Le ratio de l'élongation du LD à l'élongation totale de l'échantillon ($\Delta L_{LD}/\Delta L_T$) observé sur la vidéo (non calibrée) pendant le test a ensuite été utilisé pour calculer l'élongation du LD, en multipliant ce ratio par le déplacement de la mâchoire supérieure, qui correspond à l'élongation totale de l'échantillon (équation (3.13)). La déformation d'ingénierie en génie a été calculée en divisant l'élongation du LD par la longueur initiale du LD (équation (3.14)).

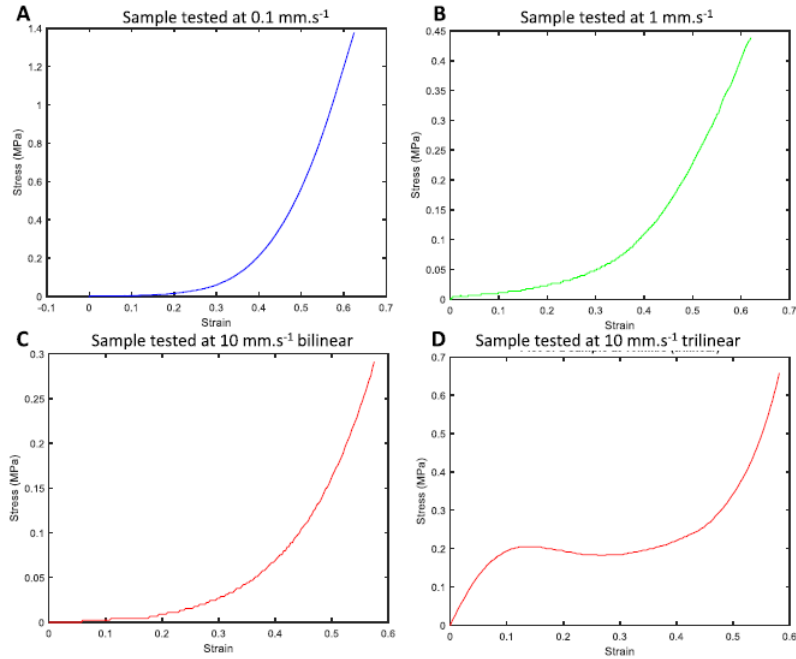


FIGURE 3.8 – Courbes contrainte-déformation obtenues lors d’essais de traction mécanique sur des ligaments dentelés A) Courbe typique à 0,1 $mm.s^{-1}$ B) Courbe typique à 1 $mm.s^{-1}$ C) Courbe typique à 10 $mm.s^{-1}$ (comportement bilinéaire) D) Courbe typique à 10 $mm.s^{-1}$ (comportement trilinéaire)

3.3.3.2 Calcul du module élastique et identification bi-linéaire

La courbe contrainte-déformation résultante pour chaque échantillon de LD a été analysée à l’aide d’un algorithme d’ajustement bilinéaire ou trilinéaire dans Matlab R2022 (Mathworks, Natick, USA), en optimisant la valeur maximale de r^2 sur tous les segments linéaires (EVIN et al. 2022). Pour chaque courbe, deux ou trois modules d’élasticité (pentes) ont été calculés en fonction du nombre de régions distinctes identifiables (figure 3.7C-D). De plus, les contraintes (σ) et les déformations (ϵ) à des points spécifiques ont été déterminées : après la première région (σ_1 et ϵ_1) et entre la deuxième et la dernière région (σ_2 et ϵ_2). La qualité de l’ajustement a été évaluée à l’aide de r^2 , et le module élastique de l’échantillon a été calculé comme la pente de la région élastique, qui correspond à la deuxième pente dans un comportement bilinéaire et à la troisième pente dans un comportement trilinéaire.

Dans le cas des LDs, un modèle constitutif de premier ordre d’Ogden a été ajusté aux courbes contrainte-déformation.

3.3.3.3 Analyse statistique

Les données ont été analysées à l'aide du logiciel statistique R (R Core Team, 2020). La normalité des données a été évaluée à l'aide d'un test de Shapiro-Wilk. Ensuite, un test de rang de Kruskal-Wallis a été utilisé pour déterminer la significativité des variations des propriétés mécaniques des ligaments dentelés en fonction des vitesses de déplacement et des niveaux cervicaux (C1 à C7). Un seuil de signification a été défini par « * » pour $p < 0,05$.

Des diagrammes en boîte à moustache ont été utilisés pour représenter visuellement le module élastique selon les différentes vitesses de déformation et niveaux cervicaux. Ils affichent la médiane, l'étendue interquartile et les moustaches, qui indiquent les percentiles 25 et 75. Un trait indique la valeur moyenne de la variable représentée.

Les résultats des tests mécaniques ont été classés en deux groupes en fonction de leur comportement : bilinéaire ou trilineaire. Une analyse de la caractéristique de fonctionnement du récepteur (ROC) a été réalisée pour déterminer un seuil de vitesse de déplacement susceptible d'induire un changement de comportement, passant de bilinéaire à trilineaire. Cette analyse a été réalisée à l'aide de la bibliothèque pROC dans R.

3.3.4 Modélisation numérique

Des modèles par éléments finis (MEF) des échantillons complets C2 et C7 ont été développés à l'aide du logiciel Abaqus (version 6, Dassault Systèmes, France) pour tester l'hypothèse selon laquelle le déplacement appliqué à l'échantillon génère une force uniforme à travers la pie-mère, la dure-mère et le ligament dentelé, comme si ces structures agissaient comme des ressorts non linéaires en série. La géométrie de ces MEF représente deux échantillons spécifiques sélectionnés dans l'ensemble des données. Les figures des MEF, ainsi que des informations détaillées sur les dimensions des modèles, leur maillage et les propriétés matérielles sont fournies dans le tableau 3.1.

En résumé, l'épaisseur de la pie-mère et de la dure-mère a été prise à partir des

Niveau	Dimensions (mm)				Nb d'éléments	Nb de nœuds	Propriétés matériaux			
	Paramètre	Dure-mère	Pie-mère	ligaments dentelés			Dure-mère	Pie-mère	Ligaments dentelés	
C2	t	0.56	0.44	0.33	13641	3016	$\mu_1 = 0,0050$	$\mu_1 = 0,0042$	$0,1\text{mm.s}^{-1}$	$\mu_1 = 0,0001$
	W _{max}	8.33	6.71	1.2			$\alpha_1 = 9,01$	$\alpha_1 = 9,01$		$\alpha_1 = 26,18$
	W _{min}	1.2	1.2	1.16					1mm.s^{-1}	$\mu_1 = 0,0007$
	l	1.85	3.98	0.83						$\alpha_1 = 216,67$
C7	t	0.56	0.44	0.32	16865	37347			10mm.s^{-1}	$\mu_1 = 0,0024$
	W _{max}	5.74	3.02	0.58						$\alpha_1 = 190,75$
	W _{min}	0.58	0.58	0.41						
	l	2.2	2.85	0.45						

TABLEAU 3.1 – Dimensions, maillage et propriétés matériaux des MEFs

données de (SUDRES, EVIN, WAGNAC et al. 2021), puis doublée pour tenir compte de la présence des couches supérieure et inférieure entourant le ligament dentelé (LD) après extraction (figure 3.7B), ces couches ayant été repliées pour fixer l'échantillon

dans les pinces. Le repli des matériaux de la pie et de la dure-mère a été reproduit dans le modèle, garantissant que les couches supérieure et inférieure de chaque membrane sont bien représentées. Les échantillons ont été maillés à l'aide d'éléments de type brique à huit nœuds, avec la taille du maillage choisie en fonction d'une étude de convergence pour équilibrer la précision et le temps de calcul. Un modèle de matériau hyperélastique basé sur une formulation d'Ogden de premier ordre a été utilisé pour simuler le comportement mécanique des trois composants de l'échantillon.

Les coefficients d'Ogden pour la pie-mère et la dure-mère ont été extraits de l'étude de (SUDRES, EVIN, WAGNAC et al. [2021](#)), tandis que les coefficients du LD ont été dérivés de cette étude et ajustés selon les vitesses de déplacement appliquées.

Tous les nœuds au bas des MEF ont été fixés pour simuler l'attachement de l'échantillon à la pince inférieure fixe. Des vitesses de déplacement de 0,1 mm/s et 1 mm/s ont été appliquées aux nœuds supérieurs des MEF pour simuler la pince mobile, jusqu'à un déplacement de 2 mm.

4 Chapitre 4 : Résultats

4.1 Résultats sur la morphologie des blessés

4.1.1 Analyse de la population

La population étudiée inclus 15 patients avec un traumatisme de la moelle épinière. L'âge moyen au moment du traumatisme est de $42,4 \pm 16,1$ ans avec une médiane de 39 ans. Deux sujets étaient âgés de 70 et 74 ans. C'est une population majoritairement masculine, on compte 13 hommes (86.7 %) et 2 femmes (13.3 %).

La taille moyenne est de $172,3 \pm 7,5$ cm avec une médiane à 170 cm pour un poids moyen de $80,3 \pm 18,8$ kg avec une médiane à 75 kg et un indice de masse corporelle (IMC) moyen de $27,1 \pm 6,4$ kg/m² avec une médiane de 25. (Tableau 4.1)

Patient	Sexe	Âge au traumatisme (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC	Niveau	AOSpine	Implication des facettes	Neurologie	Modificateurs	ASIA	Voie
Patient 1	F	26	165	130	48	C6-C7	B2	F0	N4	M1	A	Antérieure
Patient 10	H	33	170	80	28	T3-T4	C	X	N4	M1	A	Postérieure
Patient 11	H	21	180	80	25	T2-T8	B2	X	N4	M1	A	Postérieure
Patient 12	F	74	160	50	20	C6-C7	C	F4	N3	M1-M2	D	Antérieure
Patient 14	H	39	180	90	28	C5-C6	B2	F2	N3	M1	C	Antérieure
Patient 16	H	29	185	100	29	T3-T4	C	X	N4	M0	A	Circonférentielle
Patient 18	H	32	180	80	25	T5	C	X	N4	M1	A	Postérieure
Patient 19	H	46	170	70	24	T8	B2	X	N4	M1	A	Postérieure
Patient 2	H	40	160	70	27	C6-C7	B2	F3	N4	M1-M4	A	Antérieure
Patient 3	H	40	170	70	24	C7-T1	C	F4	N4	M1	A	Antérieure
Patient 4	H	36	170	70	24	C5	C	F4	N4	M1-M4	A	Antérieure
Patient 5	H	66	170	75	26	T1	B3	F0	N4	M3	A	Circonférentielle
Patient 6	H	70	180	100	31	C6-C7	B3	F0	N4	M0	A	Antérieure
Patient 8	H	50	170	70	24	C4-C5	C	F4	N2	M1	E	Antérieure
Patient 9	H	34	175	70	23	C4-C5	C	F4	N4	M1-M4	A	Antérieure
Moyenne $\pm$ ET		$42,4 \pm 16,09$	$172,33 \pm 7,53$	$80,33 \pm 18,75$	$27,02 \pm 6,37$							

TABLEAU 4.1 – Caractéristiques des patients traumatisés avec mesure AOSpine issue de (VACCARO et al. 2007). Le sexe du patient est indiqué par H pour homme et F pour femme. L'IMC est l'Indice de masse corporelle. Le niveau est le niveau vertébral auquel se situe la blessure. Implication des facettes décrit l'atteinte des articulations facettaires selon la classification AOSpine (F0 à F4). Modificateurs décrit les paramètres additionnels de la classification AOSpine (M0 à M4) décrivant des facteurs cliniques ou lésionnels influençant la prise en charge. ASIA représente la classification neurologique ASIA (A à E) évaluant la sévérité du déficit neurologique après traumatisme médullaire.

Plusieurs types de traumatismes sont représentés avec une prédominance au niveau

cervical : 8 patients sont atteints au niveau cervical (53,3 %), 6 au niveau thoracique (40 %) et une blessure au niveau de la jonction cervico-thoracique (6,7 %). Plus précisément, on retrouve les niveaux C6–C7 dans 3 cas (20 %), C4–C5 dans 2 cas (13,3 %), T3–T4 dans 2 cas (13,3 %) et les autres niveaux vertébraux C3, C5, C5–C6, T1, T5, T7–T8 et T8 sont observés dans un cas chacun.

En terme de classification AOSpine on retrouve des blessures de type B (distraction) dans 7 cas (46.7 %) entre type B2 (postérieur) et B3 (antérieur) et des blessures de type C (rotation) dans 8 cas (53.3 %).

4.1.2 Indices morphologiques

Les indices des aires correspondant à la moelle, au canal et à l'espace subarachnoïdien ont été calculés ainsi que le ratio d'occupation (OR) pour chaque patient (tableau 4.2, tableau 4.3 et tableau 4.4). Les résultats ont été regroupés par types de blessures : B2, B3 (figure 4.2) et C (figure 4.3). Les mesures sont présentées pour les niveaux impactés (au global, au niveau du disque intervertébral et au niveau corps vertébral), il en va de même pour les niveaux adjacents non impactés.

		CSA SC [mm2]										
		Niveaux impactés			Niveaux adjacents non impactés							
	Aospine	Tout	Disques	Vertèbres	Tout	Supérieur	Inférieur	Disque	Vertèbre	% Tout	% Disque	% Vertèbre
Patient 1	B2	52,85±3,77	53,71±2,24	51,56±6,43	52,76±4,6	55,58±0,11	49,94±5,62	50,73±6,74	54,79±1,24	-0,2	-5,9	5,9
Patient 11	B2	58,44±5,67	59,77±7,59	56,44±0,47	49,85±10,94	53,83±12,01	41,88±41,88	45,34±0	52,11±14,46	-17,3	-31,8	-8,3
Patient 14	B2	65,51±11,34	64,55±14,5	66,93±9,33	69,91±17,72	85,15±2,33	54,66±2,61	68,16±21,7	71,65±21,42	6,3	5,3	6,6
Patient 19	B2	39,35±0,83	39,8±0,42	38,46	38,65±4,15	35,18±1,01	42,12±1,61	39,58±5,2	37,72±4,61	-1,8	-0,8	-1,9
Patient 2	B2	54,8±10,49	55,22±13,03	54,18±9,98	52,82±20,15	70,24±1,74	35,4±1,36	52,95±26,18	52,68±23,09	-3,8	-4,3	-2,9
		54,19±9,6	54,61±9,3	53,51±10,24	52,8±11,2	60±18,78	44,8±7,54	51,35±10,73	53,79±12,07	-2,5	-6,4	0,4
Patient 5	B3	70,5±0,87	53,04±3,86	55,8±0	47,5±9,19	50,05±8,85	39,87±6,65	35,17±0	51,62±9,96	-48,4	-51,0	-8,1
Patient 6	B3	60,03±16,02	59,42±20,87	60,96±12,36	48,01±18,42	63,53±7,3	32,49±1,33	44,96±18,96	51,06±24,93	-25,0	-32,3	-19,4
		65,27±7,4	56,23±4,51	58,38±3,65	47,76±0,36	56,79±9,53	36,18±5,22	40,07±6,92	51,34±0,4	-36,7	-40,5	-13,6
Patient 10	C	51,49±7,39	51,88±3,48	50,9±13,89	47,3±2,69	45,9±0,62	48,7±3,66	45,78±0,46	48,81±3,5	-8,7	-13,3	-4,3
Patient 12	C	49,34±11,15	48,62±14,18	50,42±9,56	28,57±13,25	60,88±0,12	27,05±2,32	43,1±25,02	44,83±22,82	-73,0	-12,8	-12,5
Patient 16	C	61,67±11,49	64,95±6,57	56,75±19	58,17±13,58	49,32±9,32	67,02±12,36	57,1±1,68	59,25±23,36	-6,0	-13,7	4,2
Patient 18	C	30,81±5,5	33,47±4,28	25,51	21,93±14,78	32,36±2,99	11,5±14,53	17,85±23,52	26,01±5,99	-40,6	-87,6	1,9
Patient 3	C	35,55±11,08	34,05±14,6	37,81±6,89	49,95±22,34	69,01±6,31	30,88±1,76	51,56±31	48,34±22,93	28,9	34,0	21,7
Patient 4	C	35,77±16,81	34,21±23,46	38,89±0	61,76±13,3	52,93±14,76	70,6±0,27	67,08±5,25	56,45±19,74	42,1	49,0	31,2
Patient 8	C	65,12±3,86	64,32±4,59	66,32±3,57	63,65±3,96	65,78±1,29	61,52±5,21	61,35±4,97	65,95±1,05	-2,4	-4,9	-0,6
Patient 9	C	66,22±23,64	63,27±31,29	70,65±14,52	72,08±5,27	70,95±0,4	73,22±8,83	68,82±2,61	75,34±5,82	8,1	8,1	6,2
		49,5±14,18	49,35±14,06	49,66±15,17	50,43±17,45	55,89±13,24	48,81±23,15	51,58±16,5	53,12±14,89	1,8	4,3	6,6

TABLEAU 4.2 – Aires des sections transverses de la moelle épinière CSA_{SC} selon leur AOSpine en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents (moyenne sur disques et vertèbres).

4.1.2.1 Aire de la section transverse de la moelle épinière - CSA_{SC} (mm²)

Chez les patients B2, la CSA_{SC} moyenne au niveau impacté est de $54,2 \pm 9,6 \text{ mm}^2$, avec des valeurs de $57,8 \pm 7,7 \text{ mm}^2$ au niveau du disque intervertébral et de $53,6 \pm 9,4 \text{ mm}^2$ au niveau du corps vertébral. Aux niveaux adjacents non impactés, les moyennes sont de $52,8 \pm 11,2 \text{ mm}^2$ au global, $56,9 \pm 10,9 \text{ mm}^2$ en supérieur, $48,4 \pm 8,4 \text{ mm}^2$ en

inférieur, $51,3 \pm 7,9 \text{ mm}^2$ au niveau du disque intervertébral et $51,8 \pm 7,6 \text{ mm}^2$ au niveau du corps vertébral.

Chez les patients B3, les valeurs des niveaux impactés sont de $65,3 \pm 7,4 \text{ mm}^2$ au global, avec $68,6 \pm 3,5 \text{ mm}^2$ pour le disque intervertébral et $63,5 \pm 10,6 \text{ mm}^2$ pour le corps vertébral. Les niveaux adjacents montrent des valeurs plus faibles, avec $47,8 \pm 22,4 \text{ mm}^2$ au global, $56,8 \pm 26,3 \text{ mm}^2$ en supérieur, $45,0 \pm 26,6 \text{ mm}^2$ en inférieur, $40,1 \pm 9,6 \text{ mm}^2$ au niveau du disque intervertébral et $51,3 \pm 14,9 \text{ mm}^2$ au corps vertébral.

Chez les patients C, la CSA_{SC} moyenne au niveau impacté est de $45,9 \pm 11,5 \text{ mm}^2$, avec $45,0 \pm 13,0 \text{ mm}^2$ au disque intervertébral et $46,7 \pm 11,5 \text{ mm}^2$ au niveau du corps vertébral. Les niveaux adjacents ont des aires de $48,6 \pm 13,2 \text{ mm}^2$ au global, $52,0 \pm 13,9 \text{ mm}^2$ en supérieur, $45,6 \pm 16,1 \text{ mm}^2$ en inférieur, $49,5 \pm 14,0 \text{ mm}^2$ au disque intervertébral et $48,7 \pm 12,3 \text{ mm}^2$ au niveau du corps vertébral.

En terme de comparaison pour ce qui est de CSA_{SC} , dans l'ensemble du groupe, elle est plus élevée aux niveaux adjacents non impactés qu'au niveau impacté, quel que soit le type de blessure. Dans le groupe B2, la moyenne mesurée au site impacté ($54,2 \pm 9,6 \text{ mm}^2$) était inférieure à celle des niveaux supérieur et inférieur ($56,9 \pm 10,9 \text{ mm}^2$ et $48,4 \pm 8,4 \text{ mm}^2$ respectivement). Il en va de même dans le groupe C, où la CSA_{SC} impactée ($45,9 \pm 11,5 \text{ mm}^2$) est plus faible en comparaison au niveau adjacent supérieur ($52,0 \pm 13,9 \text{ mm}^2$), avec toutefois un rapprochement avec la valeur du niveau adjacent inférieur ($45,6 \pm 16,1 \text{ mm}^2$). Dans le groupe B3, les différences restaient présentes mais moins marquées, la valeur impactée ($65,3 \pm 7,4 \text{ mm}^2$) étant proche de celle observée en supérieur ($56,8 \pm 26,3 \text{ mm}^2$) et supérieure à celle de l'inférieur ($45,0 \pm 26,6 \text{ mm}^2$).

Malgré une tendance à des valeurs d'aires de moelle épinière plus élevées sur les niveaux non impactés, les tests de Wilcoxon ne permettent pas de conclure sur des différences significatives globales ($p > 0.05$) (figure 4.1).

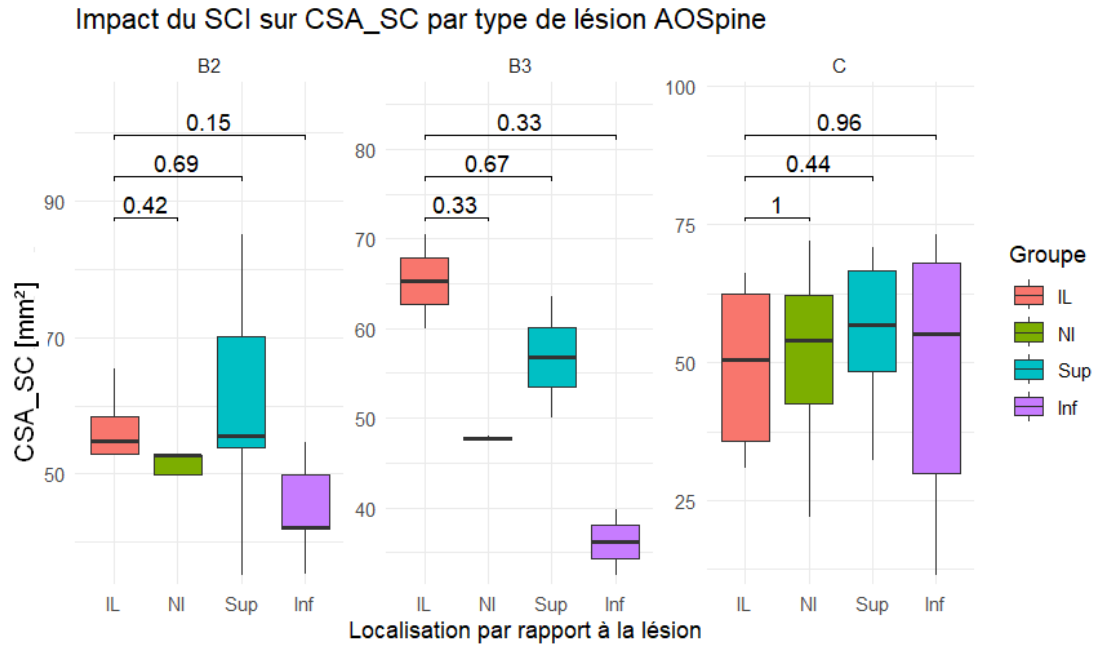


FIGURE 4.1 – Boîtes à moustaches pour la CSA_{SC}

4.1.2.2 Aire de la section transversale du canal - CSA_{CSS} (mm²)

Dans le groupe B2, la CSA_{CSS} au niveau de l'impact est de $122,5 \pm 12,0$ mm² au global, $119,1 \pm 15,3$ mm² au disque intervertébral et $131,8 \pm 41,1$ mm² au corps vertébral. Aux niveaux non impactés adjacents, les valeurs sont respectivement de $142,3 \pm 19,0$ mm² au global, $140,7 \pm 22,2$ mm² en supérieur, $141,6 \pm 23,5$ mm² en inférieur, $151,3 \pm 26,6$ mm² au disque intervertébral et $150,2 \pm 23,3$ mm² au corps vertébral (tableau 4.3).

		CSA CSS [mm²]										
		Niveaux impactés			Niveaux adjacents non impactés							
	Aospine	Tout	Disques	Vertèbres	Tout	Supérieur	Inférieur	Disque	Vertèbre	% Tout	% Disque	% Vertèbre
Patient 1	B2	135,38±25,78	140,11±25,96	128,29±33,82	155,14±13,45	144,63±6,52	165,65±7,64	155,53±21,94	154,75±7,78	12,8	9,9	17,1
Patient 11	B2	107,22±19,44	114,41±23,42	96,43±5,18	124,69±22,84	113,22±15,92	147,64±147,64	101,96±0	136,06±16,38	14,0	-12,3	29,1
Patient 14	B2	113,23±26,68	113,1±34,63	113,44±21,2	170,68±26,05	193,04±2,39	148,32±5,44	173,45±30,1	167,91±33,15	33,6	34,8	32,5
Patient 19	B2	122,26±15,69	130,87±6,87	105,03	134,76±7,44	129,15±1,75	140,37±6,11	136,3±11,86	133,22±4	9,3	4,0	21,2
Patient 2	B2	134,89±13,06	135,61±12,9	133,81±18,6	126,55±6,63	128,55±8,45	124,55±6,66	121,21±1,94	131,89±3,72	-6,6	-11,9	-1,5
		122,54±12,61	126,8±12,37	115,37±15,61	142,3±19,91	141,68±30,76	145,26±14,87	137,66±28,05	144,72±15,91	13,9	7,8	20,3
Patient 5	B3	142,02±6,59	115,87±36,4	107,6±0	130,02±26,13	123,54±26,9	149,48±12,27	158,16±0	121,86±26,78	-9,2	26,8	11,7
Patient 6	B3	126,55±11,44	118,66±4,45	138,38±4,18	133,49±13,83	143,19±9,96	123,78±9,88	126,47±13,69	140,5±13,77	5,2	6,2	1,6
		134,25±10,96	117,2±1,98	122,95±21,71	131,7±2,4	133,3±13,86	136,55±18,17	142,25±22,42	131,15±13,22	-1,9	17,6	6,3
Patient 10	C	129,9±37,13	131,14±33,84	128,04±56,68	146,43±36,58	115,22±7,8	177,63±7,53	146,52±36,47	146,33±51,8	11,3	10,5	12,5
Patient 12	C	94,87±23,74	90,86±32,65	100,89±1,2	89,88±24,83	149,95±7,98	88,61±1,93	121,42±48,33	117,14±38,42	-5,6	25,2	13,9
Patient 16	C	201,28±21,39	195,8±28,24	209,5±3,23	156,25±68,13	102,74±45,02	209,75±21,16	164,68±42,58	147,81±108,76	-28,8	-19,0	-41,7
Patient 18	C	78,56±17,21	83,52±21,11	68,66	130,63±37	100,25±3,35	161±20,11	122,33±34,58	138,92±51,34	39,8	31,7	50,6
Patient 3	C	95,21±30,33	86,31±33,7	108,57±28,53	139,96±35,47	170,33±8,99	109,6±2,46	137,65±37,21	142,27±48,67	31,9	37,3	23,7
Patient 4	C	110,9±57,46	93,94±69,85	144,82±0	141,98±26,35	120,13±11,87	163,83±5,73	144,15±22,1	139,81±39,7	21,8	34,8	-3,6
Patient 8	C	155,47±24,41	155,06±31,98	156,1±18,35	188,95±12,66	198,11±10,96	179,8±5,01	191,06±20,93	186,85±4,96	17,7	18,8	16,4
Patient 9	C	125,11±60,17	116,43±81,27	138,13±26,6	182,82±22,28	173,53±24,49	192,12±23,31	183,24±10,75	182,4±37,05	31,6	36,5	24,3
		123,89±39,45	119,12±39,81	131,81±41,99	147,07±31,01	141,25±36,82	341,65±514,95	151,34±26,1	150,16±23,28	15,8	21,3	12,2

TABLEAU 4.3 – Aires des sections transverses du canal CSA_{CSS} selon leur AOSpine en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents (moyenne sur disques et vertèbres).

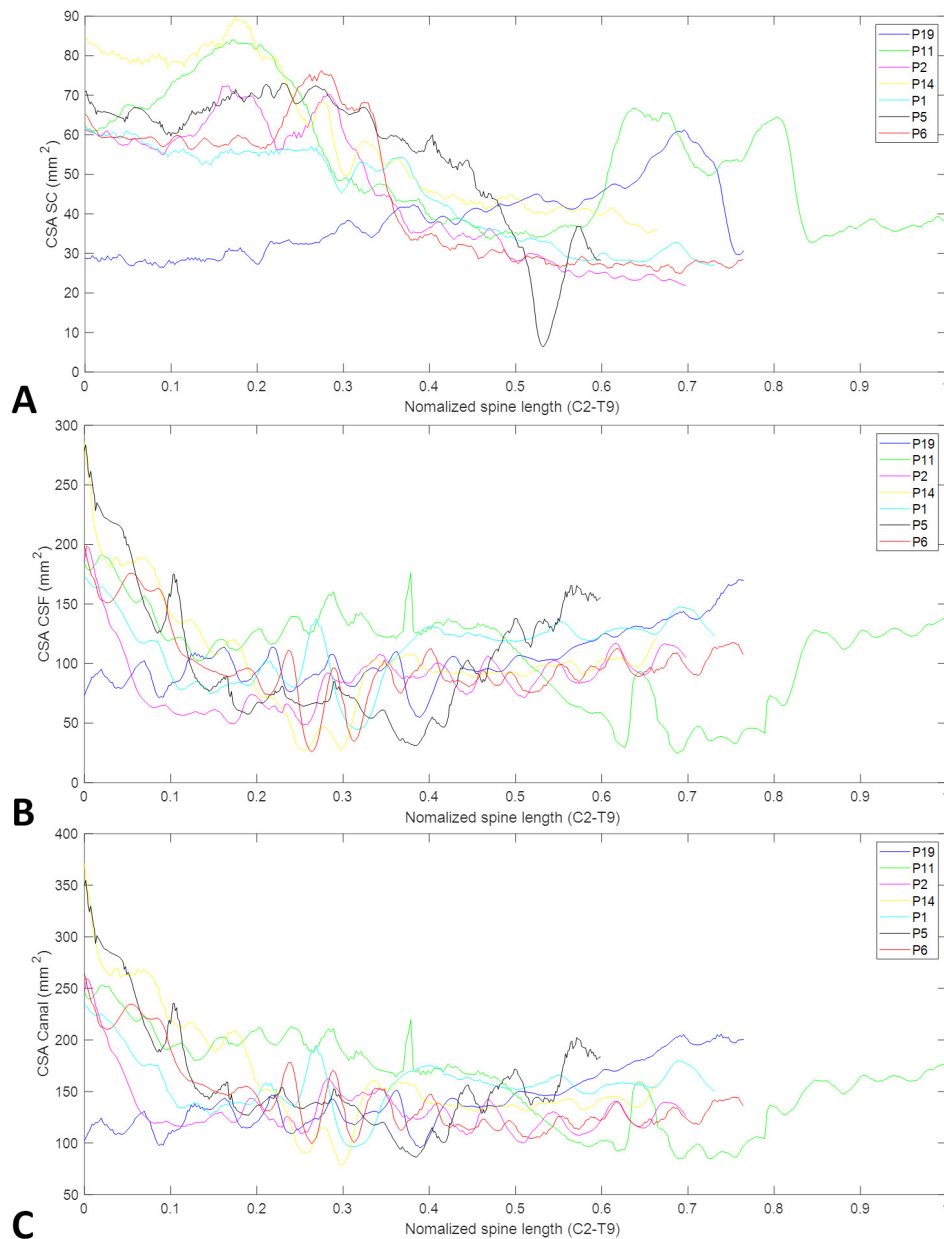


FIGURE 4.2 – CSA des patients avec un AOSpine de type B2 et B3; Aire de la section transverse de la moelle épinière (A), du CSF (B) et du canal (C).

Chez les patients B3, les valeurs des aires au niveau impacté sont de $134,3 \pm 10,0$ mm² au global, $127,6 \pm 15,7$ mm² au disque et $137,8 \pm 16,7$ mm² au vertébral. Les valeurs pour les niveaux non impactés sont de $131,7 \pm 22,4$ mm² au global, $133,6 \pm 15,9$ mm² en supérieur, $142,3 \pm 24,5$ mm² en inférieur, $124,5 \pm 13,2$ mm² au disque intervertébral et $135,1 \pm 13,7$ mm² en corps vertébral (tableau 4.3).

Dans le groupe C, la CSA_{CSS} des niveaux impactés est en moyenne de $129,4 \pm 30,7$

mm² au global, $126,2 \pm 34,0$ mm² au niveau du disque et $134,5 \pm 30,8$ mm² au corps vertébral. Les valeurs non impactées sont de $151,4 \pm 41,2$ mm² au global, $148,1 \pm 41,6$ mm² en supérieur, $153,2 \pm 54,2$ mm² en inférieur, $152,9 \pm 52,4$ mm² au disque intervertébral et $154,2 \pm 44,3$ mm² au niveau du corps vertébral (tableau 4.3).

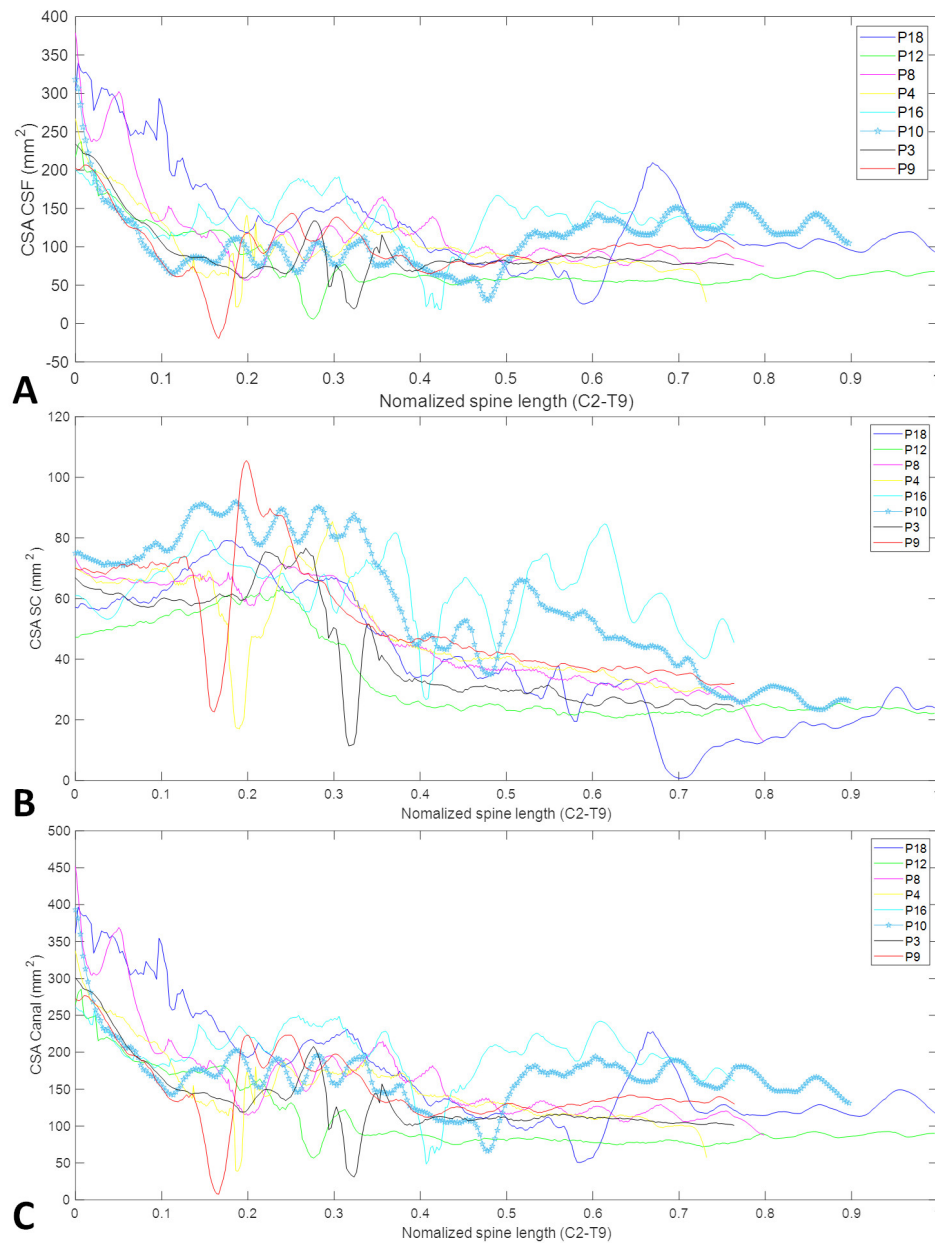


FIGURE 4.3 – CSA des patients avec un AOSpine de type C; Aire de la section transverse de la moelle épinière (A), du CSF (B) et du canal (C).

De même que pour le CSA_{SC} , les valeurs de CSA_{CSS} montrent une différence entre

les niveaux impactés et les niveaux adjacents non impactés, avec des valeurs globalement plus élevées en non impacté. Chez les patients B2, la CSA_{CSS} moyenne impactée ($122,5 \pm 12,0 \text{ mm}^2$) était inférieure aux valeurs relevées en supérieur et en inférieur ($140,7 \pm 22,2 \text{ mm}^2$ et $141,6 \pm 23,5 \text{ mm}^2$ respectivement). Dans le groupe C, la CSA_{CSS} impactée ($129,4 \pm 30,7 \text{ mm}^2$) est également plus faible par rapport aux étages adjacents non impactés ($148,1 \pm 41,6 \text{ mm}^2$ en supérieur et $153,2 \pm 54,2 \text{ mm}^2$ en inférieur). Le groupe B3 présentait des résultats plus homogènes, avec des valeurs proches entre impacté ($134,3 \pm 10,0 \text{ mm}^2$) et adjacent non impactés ($133,6 \pm 15,9 \text{ mm}^2$ en supérieur et $142,3 \pm 24,5 \text{ mm}^2$ en inférieur).

Ici, les différences d'aires du canal montrent des différences significatives globales entre les niveaux impactés et les niveaux non impactés globaux ($p=0.04$), les niveaux impactés et les niveaux inférieurs ($p=0.016$) (figure 4.4).

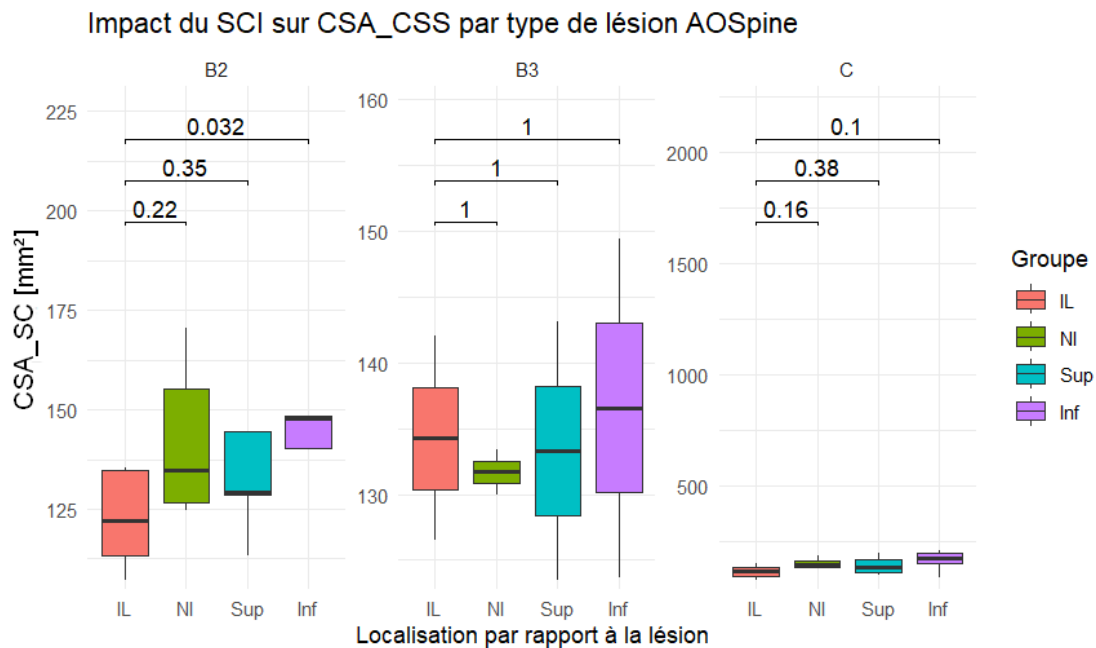


FIGURE 4.4 – Boîtes à moustaches pour la CSA_{CSS}

4.1.2.3 Ratio d'occupation

Chez les patients B2, l'OR au niveau impacté est de $0,46 \pm 0,11$ au global, $0,39 \pm 0,07$ au disque et $0,41 \pm 0,06$ au vertébral. Aux niveaux adjacents non impactés, les valeurs sont de $0,37 \pm 0,06$ au global, $0,42 \pm 0,04$ en supérieur, $0,31 \pm 0,08$ en inférieur, $0,29 \pm 0,09$ au niveau du disque intervertébral et $0,34 \pm 0,08$ au niveau du corps vertébral.

Chez les patients B3, l'OR au niveau de l'impact est de $0,49 \pm 0,01$ au global, $0,48 \pm 0,01$ au disque intervertébral et $0,52 \pm 0,01$ au corps vertébral. Les valeurs non impactées sont de $0,37 \pm 0,03$ au global, $0,39 \pm 0,03$ en supérieur, $0,36 \pm 0,05$ en inférieur,

4 Chapitre 4 : Résultats – 4.1 Résultats sur la morphologie des blessés

		OR										
		Niveaux impactés			Niveaux adjacents non impactés							
	Aospine	Tout	Disques	Vertèbres	Tout	Supérieur	Inférieur	Disque	Vertèbre	% Tout	% Disque	% Vertèbre
Patient 1	B2	0,40±0,06	0,39±0,07	0,41±0,06	0,34±0,06	0,27±0,01	0,3±0,05	0,33±0,09	0,35±0,03	-17,6	-18,2	-17,1
Patient 11	B2	0,55±0,05	0,53±0,05	0,59±0,03	0,41±0,11	0,32±0,04	0,28±0,28	0,44±0	0,39±0,15	-34,1	-20,5	-51,3
Patient 14	B2	0,59±0,06	0,58±0,09	0,59±0,03	0,41±0,05	0,14±0,09	0,37±0,03	0,39±0,06	0,42±0,04	-43,9	-48,7	-40,5
Patient 19	B2	0,33±0,04	0,30±0,02	0,37	0,29±0,02	0,33±0,02	0,3±0	0,29±0,01	0,28±0,03	-13,8	-3,4	-32,1
Patient 2	B2	0,41±0,09	0,41±0,09	0,41±0,13	0,42±0,15	0,44±0,08	0,28±0	0,44±0,21	0,40±0,16	2,4	6,8	-2,5
		0,46±0,11	0,44±0,11	0,47±0,11	0,37±0,06	0,42±0,1	0,31±0,04	0,38±0,07	0,37±0,06	-24,3	-10,0	-51,6
Patient 5	B3	0,50±0,13	0,49±0,19	0,52±0	0,39±0,16	0,43±0,16	0,27±0,07	0,22±0	0,44±0,18	-28,2	-122,7	-18,2
Patient 6	B3	0,48±0,14	0,50±0,18	0,44±0,1	0,35±0,1	0,51±0,13	0,26±0,01	0,35±0,11	0,36±0,14	-37,1	-42,9	-22,2
		0,49±0,01	0,5±0,01	0,48±0,06	0,37±0,03	0,44±0,01	0,27±0,01	0,29±0,09	0,4±0,06	-32,4	-25,0	-77,8
Patient 10	C	0,41±0,07	0,41±0,08	0,41±0,07	0,34±0,08	0,47±0,04	0,32±0,08	0,35±0,1	0,32±0,08	-20,6	-28,1	-17,1
Patient 12	C	0,12±0,09	0,05±0,02	0,22±0,02	0,47±0,99	0,55±0,05	0,04±0,03	0,05±0,05	0,13±0,1	74,5	0,0	-69,2
Patient 16	C	0,31±0,06	0,33±0,04	0,27±0,09	0,41±0,13	0,40±0,03	0,32±0,03	0,36±0,08	0,47±0,19	24,4	8,3	42,6
Patient 18	C	0,40±0,04	0,41±0,05	0,37	0,19±0,16	0,44±0,02	0,07±0,08	0,18±0,24	0,21±0,12	-110,5	-127,8	-76,2
Patient 3	C	0,38±0,06	0,40±0,08	0,35±0,03	0,34±0,08	0,41±0,06	0,28±0,02	0,36±0,13	0,33±0,05	-11,8	-11,1	-6,1
Patient 4	C	0,34±0,06	0,37±0,03	0,27±0	0,43±0,05	0,44±0,02	0,43±0,02	0,47±0,04	0,40±0,03	20,9	21,3	32,5
Patient 8	C	0,42±0,05	0,42±0,07	0,43±0,03	0,34±0,02	0,38±0,02	0,34±0,02	0,32±0,01	0,35±0	-23,5	-31,3	-22,9
Patient 9	C	0,62±0,24	0,68±0,31	0,51±0,01	0,40±0,04	0,41±0,06	0,38±0	0,38±0,01	0,42±0,05	-55,0	-78,9	-21,4
		0,38±0,14	0,38±0,17	0,35±0,1	0,37±0,09	0,37±0,11	0,27±0,14	0,31±0,13	0,33±0,11	-2,7	0,0	-29,6

TABLEAU 4.4 – Ratio d'occupation selon leur AOSpine en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents (moyenne sur disques et vertèbres).

0,29 ± 0,05 au disque et 0,42 ± 0,05 au corps vertébral.

Dans le groupe C, l'OR moyen au niveau impacté sont de 0,38 ± 0,14 au global, 0,38 ± 0,17 au disque et 0,35 ± 0,10 au vertébral. Aux niveaux adjacents, les valeurs sont de 0,37 ± 0,09 au global, 0,44 ± 0,05 en supérieur, 0,27 ± 0,14 en inférieur, 0,31 ± 0,13 au disque et 0,33 ± 0,11 au corps vertébral.

En ce qui concerne la comparaison entre niveaux impactés et non impactés pour le ratio d'occupation, dans le groupe B2, le ratio d'occupation (OR) impacté (0,46 ± 0,11) est plus élevé que les valeurs adjacentes non impactées (0,42 ± 0,04 en supérieur et 0,31 ± 0,08 en inférieur). Dans le groupe C, la valeur impactée (0,38 ± 0,14) se situait entre celle du niveau supérieur (0,44 ± 0,05) et celle du niveau inférieur (0,27 ± 0,14). Pour les patients B3, l'OR du niveau impacté (0,49 ± 0,01) est supérieur à celui observé en supérieur (0,39 ± 0,03) et en inférieur (0,36 ± 0,05).

Pour ce paramètres, les tests statistiques ont permis de dégager des différences significatives entre les niveaux impactés et le niveau adjacent inférieur (p = 0.0008) et entre les niveaux impactés et le niveaux adjacent supérieur (p= 0.00002) chez l'ensemble des patients.

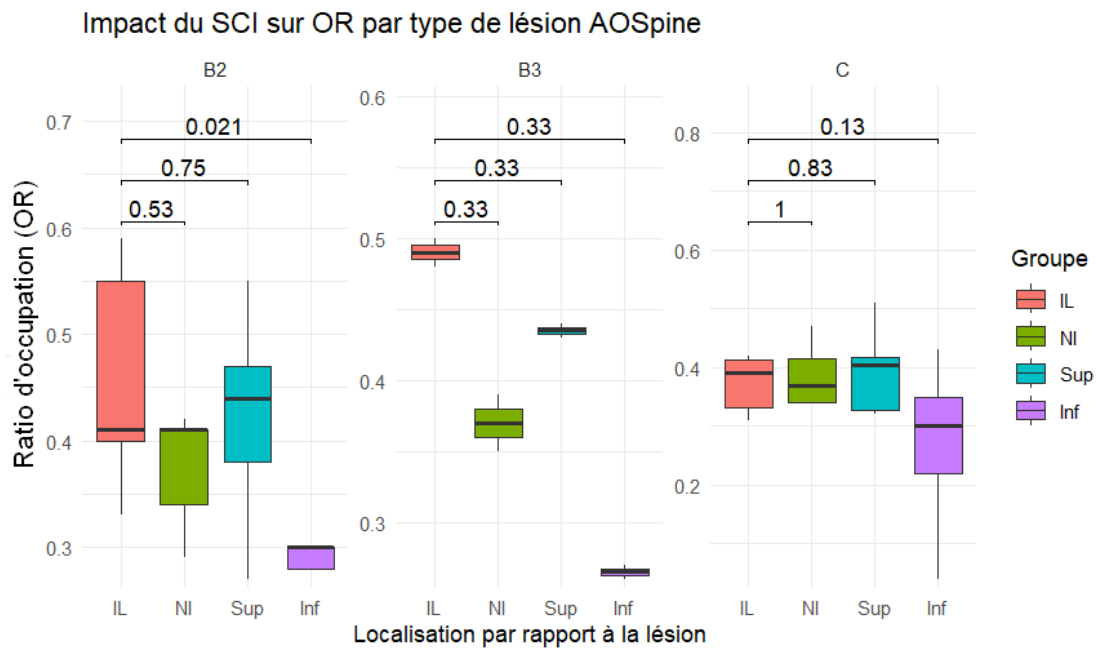


FIGURE 4.5 – Boîtes à moustaches pour les OR

4.1.2.4 Quadrants régionaux

L'analyse des quadrants régionaux (tableau 4.5 et tableau 4.6) montre que les mécanismes lésionnels n'ont pas le même impact sur les mesures de ces quadrants lorsque moyennés sur les niveaux impactés. Ainsi, les patients avec un score B2 (figure 4.6) ont en moyenne une réduction des diamètres régionaux les plus importants (diamètre moyen de 6.82 mm pour les niveaux impactés vs 9.86 pour les niveaux non impactés, soit 30.9% de réduction).

Les patients avec un AoSpine de B3 (figure 4.7), ont en moyenne 20,1% de réduction de diamètres régionaux moyen (8.23mm vs 11.31mm entre niveaux impactés et niveaux non-impactés). Les patients avec un AoSpine de C (figure 4.8) semble avoir une réduction moins importantes, 14,3% en moyenne, bien que celle-ci soit modifiés par deux patients (Patient 16 et patient 4) pour qui les résultats sont inverses. Sans ces deux patients, la réduction est de 36,2% en moyenne.

Pour les patients avec des AoSpine de B3 et de C, la moelle épinière au niveau des corps vertébraux est d'avantage impactés qu'au niveau des disques. Pour les patients avec un AoSpine de B2, la moelle est d'avantage impactée au niveau des disques. L'intérêt de l'analyse des quadrants régionaux réside dans l'analyse spécifique par patient. Ainsi les trois figures suivantes sont des exemples pour chacun des AoSpines.

4 Chapitre 4 : Résultats – 4.1 Résultats sur la morphologie des blessés

		Impacted level			Non impacted			
		Diamètre (mm) - Vertèbre + Disque			Diamètre (mm) - Vertèbre + Disque			
	Aospine	avg	min	max	avg	min	max	
Patient 11	B2	4,87	0,98	12,63	7,95	3,32	13,59	
Patient 14	B2	5,83	2,23	14,21	12,45	6,73	22,06	
Patient 2	B2	9,76	5,28	18,22	9,19	4,90	16,44	
		6,82	2,83	15,02	9,86	4,98	17,36	
Patient 5	B3	8,42	2,86	19,09	10,16	4,42	16,49	
Patient 6	B3	8,05	2,47	17,38	10,46	3,90	24,81	
		8,23	2,67	18,24	10,31	4,16	20,65	
Patient 10	C	9,79	2,49	14,36	12,48	1,78	21,39	
Patient 12	C	5,49	2,86	11,79	7,66	4,02	9,80	
Patient 16	C	16,44	7,44	29,47	12,51	6,36	22,17	
Patient 18	C	5,94	2,74	13,76	13,56	5,28	24,01	
Patient 3	C	6,91	1,94	13,71	11,13	4,58	21,44	
Patient 4	C	18,97	12,18	32,55	9,73	4,44	19,76	
Patient 8	C	10,94	5,20	25,15	15,18	5,36	32,46	
Patient 9	C	7,27	2,14	19,03	13,53	6,38	27,86	
		10,22	4,62	19,98	11,97	4,78	22,36	

TABLEAU 4.5 – Diamètres en mm régionaux en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents (moyenne sur disques et vertèbres).

		Niveaux Impactés						Niveaux adjacents non impactés					
		Disque			Vertèbre			Disque			Vertèbre		
	Aospine	moy	min	max	moy	min	max	moy	min	max	moy	min	max
Patient 11	B2	5,22	0,92	11,89	4,34	1,08	13,73	6,86	2,40	11,56	8,50	2,95	15,68
Patient 14	B2	6,00	2,29	13,81	5,58	2,14	14,82	12,95	6,76	21,72	11,95	6,69	22,40
Patient 2	B2	9,69	4,60	19,44	9,86	6,29	16,39	8,52	4,22	13,96	9,85	5,33	18,92
		6,97	2,60	15,05	6,59	3,17	14,98	9,44	4,46	15,75	10,10	4,99	19,00
Patient 5	B3	7,75	3,12	16,55	6,32	1,74	11,39	15,10	3,42	25,35	8,69	4,52	14,65
Patient 6	B3	7,23	2,12	15,57	9,29	3,00	20,11	9,98	4,24	22,90	10,94	3,57	26,72
		7,49	2,62	16,06	7,81	2,37	15,75	12,54	3,83	24,13	9,82	4,05	20,69
Patient 10	C	9,90	2,56	14,90	9,62	2,38	14,72	12,78	1,37	22,24	12,18	2,19	20,63
Patient 12	C	5,22	2,19	11,61	5,88	3,39	12,06	9,77	5,09	17,34	9,00	3,94	16,51
Patient 16	C	15,02	6,51	26,74	18,57	8,84	33,56	12,87	6,22	22,49	12,16	5,33	21,84
Patient 18	C	6,23	3,06	13,80	5,38	1,97	13,69	13,06	5,30	22,61	14,05	5,25	25,40
Patient 3	C	6,13	1,10	13,82	8,08	3,21	14,96	10,72	4,37	20,55	11,55	4,79	22,34
Patient 4	C	18,97	12,18	32,55	14,83	4,83	32,36	9,74	3,80	19,70	9,72	5,03	21,56
Patient 8	C	10,98	5,31	25,49	10,88	5,04	24,63	15,72	5,48	34,65	14,65	5,23	30,80
Patient 9	C	6,57	1,82	16,33	8,34	2,60	23,08	13,87	6,75	28,66	13,18	5,78	27,06
		9,88	4,34	19,41	10,20	4,03	21,13	12,32	4,80	23,53	12,06	4,69	23,27

TABLEAU 4.6 – Diamètres régionaux en mm selon leur AOSpine en comparaison entre niveau impacté et niveaux adjacents disques et vertèbres.

4 Chapitre 4 : Résultats – 4.1 Résultats sur la morphologie des blessés

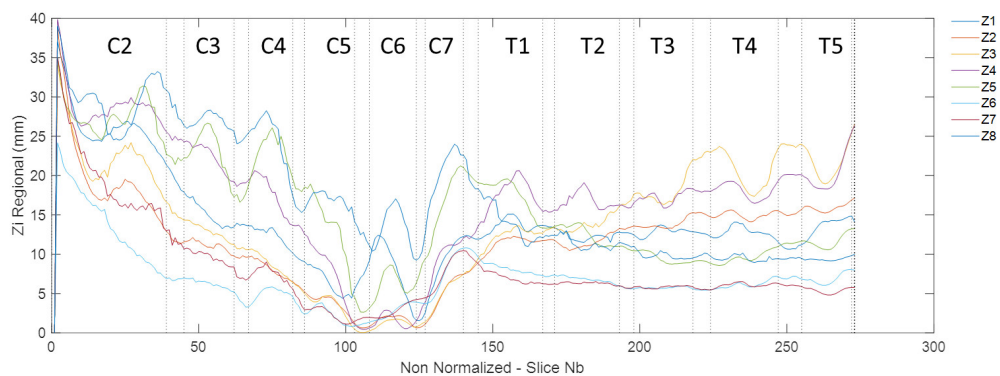


FIGURE 4.6 – Quadrants régionaux pour le patient 14 AOSpine B2

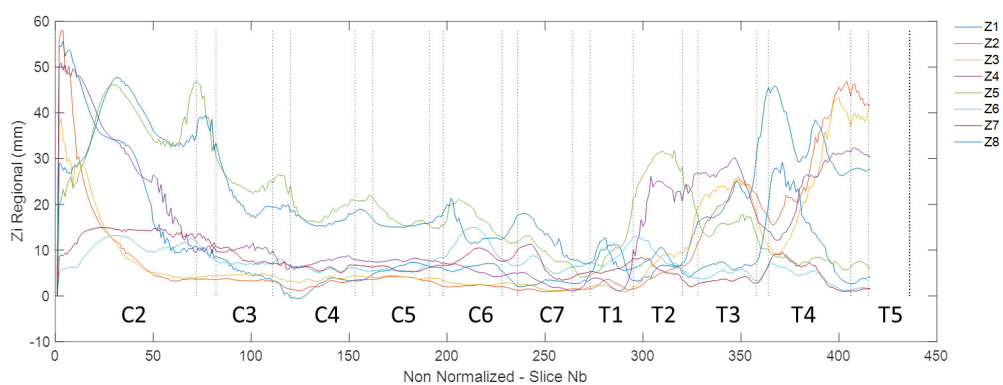


FIGURE 4.7 – Quadrants régionaux pour le patient 5 AOSpine B3

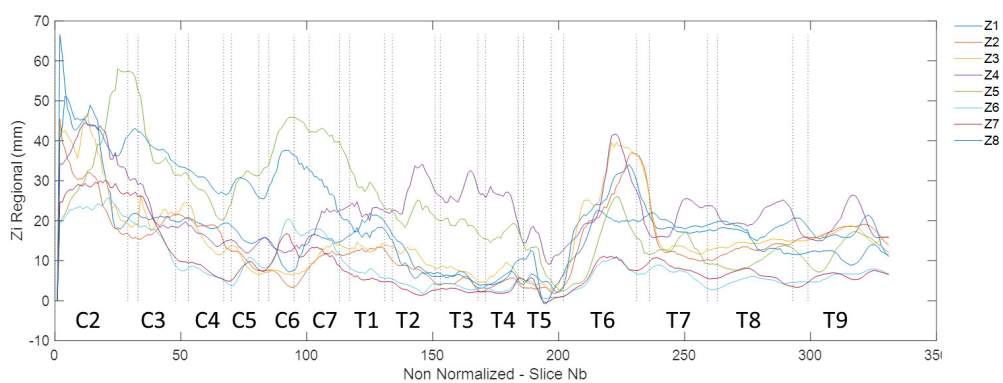


FIGURE 4.8 – Quadrants régionaux pour le patient 18 AOSpine C

4.1.3 Impact de la blessure sur les corps vertébraux et disques intervertébraux

Dans le groupe B2, la CSA_{SC} mesurée au niveau impacté est légèrement plus élevée au niveau du disque ($57,8 \pm 7,7 \text{ mm}^2$) qu'au niveau du corps vertébral ($53,6 \pm 9,4 \text{ mm}^2$). Chez les patients B3, l'écart entre disque intervertébral et niveau vertébral au niveau impacté est plus marqué ($68,6 \pm 3,5 \text{ mm}^2$ vs $63,5 \pm 10,6 \text{ mm}^2$). Dans le groupe C, les valeurs impactées au disque et au corps vertébral sont proches ($45,0 \pm 13,0 \text{ mm}^2$ vs $46,7 \pm 11,5 \text{ mm}^2$).

Les mesures de CSA_{CSS} suivent un schéma comparable. Dans le groupe B2, le disque impacté présentait une surface légèrement réduite ($119,1 \pm 15,3 \text{ mm}^2$) par rapport au corps vertébral ($131,8 \pm 41,1 \text{ mm}^2$). Pour les patients B3, la CSA_{CSS} impactée au disque ($127,6 \pm 15,7 \text{ mm}^2$) était inférieure à celle du corps vertébral ($137,8 \pm 16,7 \text{ mm}^2$). Dans le groupe C, les valeurs au site impacté étaient proches entre disque ($126,2 \pm 34,0 \text{ mm}^2$) et corps vertébral ($134,5 \pm 30,8 \text{ mm}^2$).

L'analyse de l'OR confirme ces tendances. Chez les patients B2, l'OR impacté est légèrement inférieur au disque ($0,39 \pm 0,07$) qu'au corps vertébral ($0,41 \pm 0,06$).

Dans le groupe B3, l'OR impacté atteint $0,48 \pm 0,01$ au disque contre $0,52 \pm 0,01$ au vertébral. Dans le groupe C, les valeurs impactées sont proches entre disque ($0,38 \pm 0,17$) et corps vertébral ($0,35 \pm 0,10$).

Bien que des tendances soient observables, aucune différence significative sur l'impact de la blessure sur les disques vertébraux ou les corps vertébraux n'ont été mises en avant.

4.2 Résultats des tests mécaniques réalisés sur les racines nerveuses

Un total de 37 échantillons (tableau 4.10), comprenant 15 faisceaux, 12 racines postérieures et 10 racines antérieures, avec une longueur initiale moyenne L_0 de $9,3 \pm 2,3 \text{ mm}$, ont été soumis à des tests mécaniques.

Les courbes contrainte-déformation obtenues pour chaque type de nerf sont représentées par niveau vertébral dans la figure 4.9. Le tableau 4.10 résume le nombre d'échantillons testés par type d'échantillon, leurs propriétés mécaniques E_{toe} et $E_{elastic}$, ainsi que les résultats de la qualité du fitting du modèle d'Ogden.

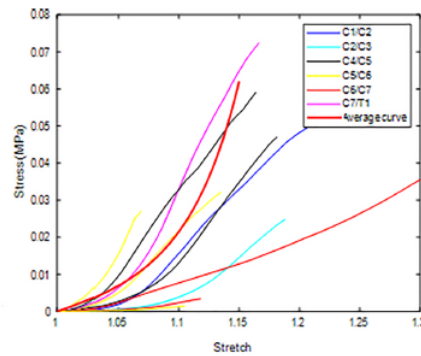


FIGURE 4.9 – Courbes contrainte-déformation de tous les échantillons différenciés par types de racines nerveuses (NR) et niveaux de la moelle épinière pour les faisceaux de nerfs.

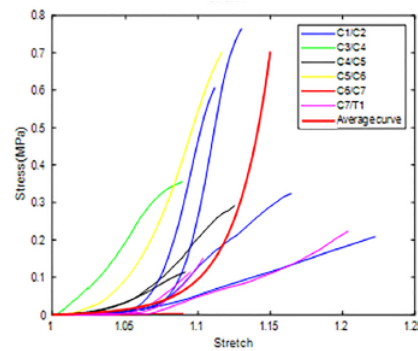


FIGURE 4.10 – Courbes contrainte-déformation de tous les échantillons différenciés par types de racines nerveuses (NR) et niveaux de la moelle épinière pour les racines postérieures.

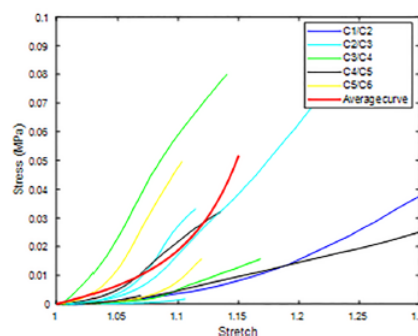


FIGURE 4.11 – Courbes contrainte-déformation de tous les échantillons différenciés par types de racines nerveuses (NR) et niveaux de la moelle épinière pour les racines antérieures.

Suite à ces expérimentations, on obtient un module d'élasticité (E_2) moyen de

3.7MPa $\pm$ 3.1MPa pour les faisceaux, de 0.31MPa $\pm$ 0.27MPa pour les racines antérieures et de 0.23MPa $\pm$ 0.18MPa pour les racines postérieures. La qualité de l'ajustement est caractérisée par un coefficient de détermination r^2 moyen de $0,91 \pm 0,09$ pour l'ensemble des échantillons. Des différences significatives dans E_2 (4.7) ont été observées entre les faisceaux et les racines antérieures ($p = 0,006$) ainsi qu'entre les faisceaux et les racines postérieures ($p = 0,002$), tandis que des différences importantes concernant la déformation à la rupture ont également été trouvées entre les faisceaux et les ganglions ($p = 0,012$).

De même, on obtient un module de (E_1) moyen de 1.5 MPa $\pm$ 2.9 MPa pour les faisceaux, de 0.20 MPa $\pm$ 0.28 MPa pour les racines antérieures et de 0.11 MPa $\pm$ 0.09 MPa pour les racines postérieures.

Pour ce qui est des différents niveaux cervicaux, aucune statistique n'a permis de mettre en avant de différences significatives dans les modules d'élasticité.

	N	Longueur initiale de l'échantillon L_0 (mm)	Diamètre de l'échantillon (mm)	E_1 (MPa)	ϵ_t (%)	σ_t (MPa)	E_2 (MPa)	ϵ_f (%)	σ_f (MPa)	r^2
Global	37	9.3 $\pm$ 2.3	2.59 $\pm$ 1.89	0.69 $\pm$ 1.9	0.067 $\pm$ 0.023	0.02 $\pm$ 0.03	1.7 $\pm$ 2.2	0.17 $\pm$ 0.11	0.23 $\pm$ 0.39	0.91 $\pm$ 0.09
Bundles	15	9.3 $\pm$ 1.9	0.63 $\pm$ 0.25	1.5 $\pm$ 2.9P	0.075 $\pm$ 0.03	0.007 $\pm$ 0.004	3.7 $\pm$ 3.1AP	0.12 $\pm$ 0.04P	0.40 $\pm$ 0.48	0.88 $\pm$ 0.11
Racines postérieures	12	10.3 $\pm$ 2.5	4.16 $\pm$ 1.16	0.11 $\pm$ 0.09B	0.057 $\pm$ 0.02	0.044 $\pm$ 0.05	0.23 $\pm$ 0.18B	0.23 $\pm$ 0.12 B	0.17 $\pm$ 0.38	0.93 $\pm$ 0.07
Racines antérieures	10	8.5 $\pm$ 2.3	3.73 $\pm$ 1.26	0.20 $\pm$ 0.28	0.069 $\pm$ 0.02	0.007 $\pm$ 0.003	0.31 $\pm$ 0.27B	0.19 $\pm$ 0.14	0.05 $\pm$ 0.07	0.92 $\pm$ 0.06

TABLEAU 4.7 – Propriétés des matériaux obtenues à partir de l'ajustement bi-linéaire des courbes de contrainte et de déformation. N est le nombre d'échantillons pour chaque type d'échantillon. Les exposants B, P et A indiquent une différence significative entre les types d'échantillons ($p < 0,05$), avec B : faisceaux, P : racines postérieures et A = racines antérieures. E_1 est le module de Young de la région neutre et E_2 est le module de Young de la région élastique. ϵ_t est la déformation au niveau de la zone de transition, σ_t est la contrainte au niveau de la zone de transition, ϵ_f la déformation à la contrainte maximale et σ_f la contrainte maximale.

Comparaison entre les modèles d'ordre 1, 2 et 3 d'Ogden.

Le tableau 4.7 résume les coefficients d'Ogden ajustés à partir des données expérimentales, regroupés par type d'échantillon et ordre du modèle d'Ogden. Aucune différence significative (p -value allant de 0,599 à 0,955) n'a été trouvée en comparant les coefficients d'Ogden pour les trois types de nerfs.

Pour tous les ordres de modèles d'Ogden, le r^2 moyen est très similaire pour les racines postérieures (0,99, 0,98 et 0,98 pour le 1^{er}, 2nd et 3^{ème} ordre, respectivement), les faisceaux (0,98, 0,98 et 0,97), et les racines antérieures (0,99, 0,98 et 0,98). Les valeurs moyennes de RMSE sont également similaires pour les racines postérieures (0,010, 0,011 et 0,014 pour le 1^{er}, 2nd et 3^{ème} ordre, respectivement) et les faisceaux (0,098, 0,087 et 0,11).

Cependant, les valeurs moyennes de RMSE pour les racines antérieures sont différentes, avec des valeurs de 0,0067 pour le 1^{er} ordre, de 0,087 pour le 2nd, et de 0,38

pour le 3^{ème} ordre. Bien que les trois ordres de modèles d'Ogden permettent la modélisation et la représentation des propriétés mécaniques des matériaux, le plus petit RMSE pour les modèles d'Ogden du 1^{er} et 2nd ordre signifie que les distances entre les valeurs prédites et les valeurs réelles sont plus petites. Ainsi, les modèles d'Ogden du 1^{er} et 2nd ordre pourraient permettre une représentation plus précise par rapport au modèle d'Ogden du 3^{ème} ordre.

	Bundles	Racines postérieures	Racines antérieures
	Modèle d'Ogden du 1er ordre		
μ	0.0287±0.0634	0.00767±0.00725	0.0121±0.0221
α	20.3±43.1	17.7±9.6	12.0±31.0
r^2	0.98±0.01	0.99±0.01	0.99±0.01
RMSE	0.098±0.110	0.010±0.008	0.0067±0.0061
	Modèle d'Ogden du second ordre		
μ_1	0.0112±0.1106	2.7±9.2	0.04045±0.10690
α_1	29.6±18.2	23.5±10.8	24.3±16.4
μ_2	0.0132±0.0979	-2.7±9.2	1.5±3.5
α_2	29.6±18.2	23.5±10.8	20.7±15.7
r^2	0.98±0.01	0.98±0.02	0.98±0.01
RMSE	0.087±0.11	0.011±0.011	0.087±0.261
	Modèle d'Ogden du troisième ordre		
μ_1	0.128±0.740	-0.124±0.426	-0.0124±0.278
α_1	35.6±18.0	24.0±21.1	22.6±19.3
μ_2	-0.156±0.894	-0.092±0.495	-0.009±0.279
α_2	34.9±18.2	24.0±21.1	22.6±19.6
μ_3	-0.0439±0.877	-0.154±0.387	-0.124±0.336
α_3	35.2±18.2	23.9±21.1	22.4±19.4
r^2	0.97±0.04	0.98±0.03	0.98±0.02
RMSE	0.11±0.12	0.014±0.017	0.4±1.3

TABLEAU 4.8 – Coefficients du premier, second et troisième ordre d'Ogden (moyenne ± écart type). RMSE : racine de l'erreur quadratique moyenne.

Le 4.8 présente les trois modèles d'Ogden ajustés sur les courbes moyennes pour les trois types de nerfs en vue de la modélisation numérique.

4.3 Résultats sur les tests mécaniques des ligaments dentelés

Un total de 38 échantillons a été obtenu et testé dans les 12 heures suivant leur extraction, donnant lieu à 114 essais de traction (3 tests par échantillon). Cependant, 28 tests ont été exclus des résultats en raison de données de force invalides, probablement causées par une fixation incorrecte de l'échantillon ou un glissement à l'interface

	Bundles		Racines postérieures	Racines antérieures
	Modèle d'Ogden du 1er ordre			
μ	-0.0013		0.00268	0.0027
α	-90.1559		22.4246	20.9140
	Modèle d'Ogden du 2nd ordre			
μ_1	0.0296		0.00528	0.0002
α_1	24.5588		10.81	35.3903
μ_2	-0.0255		0.00049	0.0058
α_2	19.6045		31.58	11.0813
	3Modèle d'Ogden du 3ème ordre			
μ_1	0.0038		0.0258	0.0016
α_1	45.1222		22.53	20.91
μ_2	0.0045		0.0327	0.0016
α_2	45.1264		22.48	20.91
μ_3	-0.0070		-0.0558	-0.00045
α_3	45.1350		22.51	20.92

TABEAU 4.9 – Coefficients du premier, second et troisième ordre d'Ogden pour la modélisation (courbe moyenne)¹;

des pinces, comme confirmé par l'analyse vidéo. Aucun dommage n'a été observé sur les échantillons pendant les tests. Finalement, 27 tests ont été jugés acceptables à une vitesse de déplacement de 0,1 mm/s, 23 à 1 mm/s et 36 à 10 mm/s.

Les vitesses de déformation appliquées aux échantillons complets étaient de $0,61 \pm 0,08 \text{ s}^{-1}$, $6,26 \pm 0,86 \text{ s}^{-1}$ et $62,6 \pm 8,6 \text{ s}^{-1}$ pour des vitesses de déplacement de 0,1 mm/s, 1 mm/s et 10 mm/s, respectivement. Les vitesses de déformation du ligament dentelé (LD), une fois corrigées avec les élargissements du LD, étaient de : $0,03 \pm 0,01 \text{ s}^{-1}$ pour une vitesse de déplacement de 0,1 mm/s, $0,27 \pm 0,09 \text{ s}^{-1}$ pour 1 mm/s et $2,92 \pm 1,41 \text{ s}^{-1}$ pour 10 mm/s. Après préconditionnement, une région neutre a été observée dans les courbes bilinéaires (figure 3.7 D-E), suivie d'une région linéaire. Des courbes trilineaires (Figure 2-D, Figure 3-B) ont été observées pour toutes les vitesses de déplacement : 70,4 % à 0,1 mm/s, 73,9 % à 1 mm/s et 58,3 % à 10 mm/s. En moyenne, la proportion de courbes trilineaires à toutes les vitesses de déplacement était de 66,3 %. Dans les courbes trilineaires, une première région élastique linéaire a été observée, suivie d'une région de plateau puis d'une seconde région linéaire. Les résultats de l'analyse de toutes les courbes sont affichés dans le 4.10, tandis que l'analyse des courbes trilineaires seulement (figures 4.12 B) est présentée dans le tableau 4.11. Aucune différence significative n'a été trouvée lorsqu'on compare la deuxième pente bilinéaire à la troisième pente trilineaire (figure 4.13 A).

4 Chapitre 4 : Résultats – 4.3 Résultats sur les tests mécaniques des ligaments dentelés

Strain rate		N	E _{toe} (MPa)	E _{elastic} (MPa)	Epsilon threshold	Sigma threshold (MPa)	Ogden Model				
DL							mu1	a1	r2		RMSE
0.1	Total	27	0.8 ± 1.27	8.58 ± 8.2	0.39 ± 0.12	1.01 ± 1.02	0.01 ± 0.01	22.73 ± 29.99		1 ± 0	0.05 ± 0.09
	C1	3	1.03 ± 0.39	11.24 ± 10.33	0.27 ± 0.22	0.88 ± 0.48	0.02 ± 0.02	45.39 ± 58.6		0.99 ± 0.01	0.18 ± 0.28
	C2	3	0.15 ± 0.13	2.42 ± 1.71	0.47 ± 0.07	0.13 ± 0.11	0 ± 0	14.17 ± 4.28		0.99 ± 0	0.03 ± 0.04
	C3	6	0.36 ± 0.37	4.6 ± 5.21	0.43 ± 0.03	0.88 ± 1.17	0 ± 0.01	14.12 ± 3.85		1 ± 0	0.03 ± 0.04
	C4	5	1.97 ± 2.76	14.1 ± 14.75	0.33 ± 0.18	0.89 ± 0.3	0.01 ± 0.02	39.64 ± 55.08		1 ± 0.01	0.03 ± 0.01
	C5	6	0.56 ± 0.22	8.95 ± 4.7	0.45 ± 0.05	1.19 ± 1.11	0 ± 0	15.64 ± 2.61		1 ± 0	0.05 ± 0.03
	C6	3	0.67 ± 0.17	9.76 ± 3.48	0.37 ± 0.13	2.23 ± 1.73	0.02 ± 0.02	14.77 ± 4.1		0.99 ± 0	0.06 ± 0.04
	C7	1	0.73	9.54	0.42	0.75	0.01	14.08		1	0.06
1	Total	23	0.71 ± 0.53	8.46 ± 4.72	0.32 ± 0.18	0.95 ± 1.19	0.01 ± 0.02	51.97 ± 71.66		0.99 ± 0.01	0.03 ± 0.03
	C1	3	1.33 ± 1.05	7.83 ± 2.37	0.03 ± 0.01	0.09 ± 0.07	0 ± 0	162.06 ± 51.12		0.97 ± 0.04	0 ± 0
	C2	3	0.44 ± 0.23	8.1 ± 4.36	0.46 ± 0.07	0.45 ± 0.41	0 ± 0	19.84 ± 6.62		1 ± 0	0.02 ± 0.02
	C3	6	0.43 ± 0.4	5.98 ± 4.9	0.3 ± 0.17	0.43 ± 0.33	0.01 ± 0.02	47.74 ± 84.36		0.99 ± 0	0.03 ± 0.04
	C4	4	0.82 ± 0.57	7.23 ± 4.93	0.3 ± 0.21	0.41 ± 0.4	0.01 ± 0.01	59.67 ± 89.35		1 ± 0	0.03 ± 0.03
	C5	4	0.73 ± 0.17	12.56 ± 6.04	0.46 ± 0.06	2 ± 0.86	0 ± 0.01	17.44 ± 3.74		1 ± 0	0.04 ± 0.04
	C6	2	0.81 ± 0.36	11.97 ± 0.11	0.37 ± 0.25	2.07 ± 2.39	0.01 ± 0.01	21.96 ± 1.78		0.99 ± 0	0.04 ± 0.01
	C7	1	1.55	13.05	0.4	0.44	0.03	14.67		1	0.06
10	Total	36	0.59 ± 1.19	8.66 ± 7.97	0.3 ± 0.13	0.45 ± 0.39	-2.49 ± 7.92	31.93 ± 77.8		0.81 ± 0.47	0.08 ± 0.08
	C1	6	1.12 ± 1.19	13.22 ± 15.35	0.34 ± 0.16	0.37 ± 0.46	0.01 ± 0.02	54.59 ± 101.06		1 ± 0	0.08 ± 0.16
	C2	7	0.37 ± 0.3	4.56 ± 2.16	0.31 ± 0.12	0.38 ± 0.28	-3.57 ± 9.52	12.89 ± 9.04		0.71 ± 0.74	0.05 ± 0.03
	C3	5	0.31 ± 0.32	3.79 ± 2.15	0.26 ± 0.11	0.15 ± 0.07	-1.4 ± 3.24	9.52 ± 6.28		0.89 ± 0.23	0.06 ± 0.04
	C4	6	0.6 ± 0.43	9.65 ± 4.49	0.33 ± 0.15	0.35 ± 0.29	0 ± 0	86.78 ± 160.73		0.83 ± 0.29	0.05 ± 0.03
	C5	4	0.65 ± 0.38	7.81 ± 1.72	0.38 ± 0.06	0.43 ± 0.21	0 ± 0.01	21.32 ± 5.95		0.98 ± 0.02	0.06 ± 0.02
	C6	4	1.56 ± 1.85	13.33 ± 9.68	0.23 ± 0.14	0.89 ± 0.38	-6.34 ± 12.99	10.44 ± 7.3		0.64 ± 0.69	0.13 ± 0.02
	C7	4	-0.48 ± 2.51	9.81 ± 7.01	0.27 ± 0.11	0.78 ± 0.6	-8.11 ± 16.37	9.14 ± 6.52		0.61 ± 0.75	0.14 ± 0.08

TABLEAU 4.10 – Propriétés moyennes du ligament dentelé pour différents segments de la colonne cervicale et taux de déplacement de la seconde à la dernière région des courbes contrainte-déformation pour tous les essais.

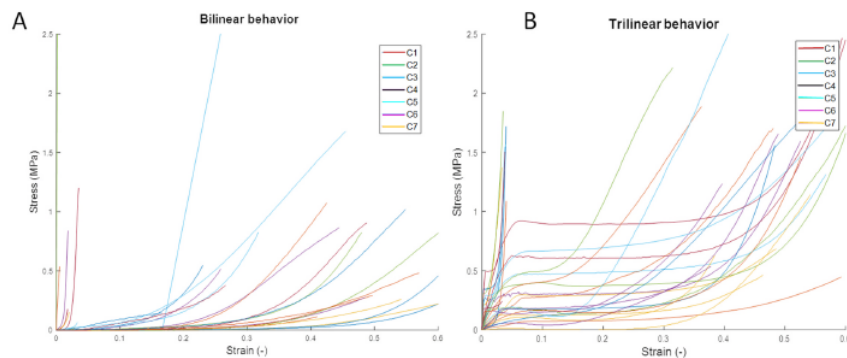


FIGURE 4.12 – Courbes contrainte-déformation pour tous les échantillons. A) Echantillons se comportant de manière bi-linéaire. B) Echantillons se comportant de manière trilinéaire.

Aucune différence significative dans les propriétés matériaux (module élastique et module de la région de décollage) n'a été observée entre les vitesses de déplacement, même lorsqu'elles ont été analysées séparément pour chaque niveau cervical (figure 4.13 B). Cependant, les modules élastiques ont montré des différences significatives entre certains niveaux cervicaux (C2 et C3 par rapport à C4, C5 et C6) lorsque les trois vitesses de déplacement étaient prises en compte ($p < 0,05$). De plus, des différences significatives ont été notées entre les niveaux cervicaux lors des tests à des vitesses de déplacement spécifiques : entre C2 et C5 (à 0,1 et 10 mm/s), entre C2 et C4, et entre

4 Chapitre 4 : Résultats – 4.3 Résultats sur les tests mécaniques des ligaments dentelés

Displacement rate		N	E _{1st} (MpaMPa)	E _{2nd} (MPa)	E _{3rd} (MPa)	Epsilon First (ϵ_1)	Sigma First (σ_1) (MPa)	Epsilon Second (ϵ_2)	Sigma Second (σ_2) (MPa)
0.1	Total	19	20.13 ± 27.91	1.09 ± 1.6	13.45 ± 21.19	0.05 ± 0.04	1.06 ± 1.07	0.36 ± 0.16	1.3 ± 1.08
	C1	2	56.02	1.23	5.29	0.05	0.95	0.17 ± 0.19	1.1
	C2	2	1.11 ± 1.44	0.17 ± 0.17	2.6 ± 2.37	0.04 ± 0	0.05 ± 0.05	0.43 ± 0.04	0.14 ± 0.15
	C3	3	7.33 ± 6.73	0.3 ± 0.2	5.56 ± 6.67	0.07 ± 0.05	1.24 ± 1.58	0.43 ± 0.04	1.42 ± 1.5
	C4	4	34.99 ± 29.2	2.92 ± 3.01	36.55 ± 41.17	0.02 ± 0.02	0.72 ± 0.29	0.2 ± 0.21	0.9 ± 0.33
	C5	5	9.87 ± 9.53	0.64 ± 0.14	10.05 ± 4.28	0.07 ± 0.04	1.05 ± 1.13	0.46	1.41 ± 1.09
	C6	2	27.26 ± 3.79	0.64 ± 0.23	8.55 ± 3.93	0.07 ± 0.02	2.91 ± 0.19	0.4 ± 0.16	3.22 ± 0.26
	C7	1	2.42	0.73	9.54	0.03	0.39	0.42	0.75
1	Total	17	17.15 ± 15.95	1.07 ± 1.33	16.18 ± 29.67	0.06 ± 0.04	1.09 ± 1.21	0.29 ± 0.19	1.31 ± 1.27
	C1	2	8.57 ± 7.2	1.67 ± 1.23	6.6 ± 1.49	0.01 ± 0	0.1 ± 0.05	0.03 ± 0.01	0.12 ± 0.06
	C2	1	5.39	0.58	12.98	0.1	0.59	0.46	0.92
	C3	4	17.22 ± 20.39	1.59 ± 2.69	34.11 ± 61.34	0.06 ± 0.05	0.53 ± 0.2	0.27 ± 0.2	0.64 ± 0.16
	C4	2	7.98 ± 6.99	0.77 ± 0.07	7.21 ± 2.35	0.02 ± 0.02	0.44 ± 0.5	0.14 ± 0.16	0.54 ± 0.61
	C5	4	19.13 ± 12.11	0.73 ± 0.17	12.56 ± 6.04	0.07 ± 0.04	1.59 ± 0.98	0.46 ± 0.06	2 ± 0.86
	C6	3	19.68 ± 19.9	0.81 ± 0.36	11.97 ± 0.11	0.07 ± 0.06	1.77 ± 2.27	0.37 ± 0.25	2.07 ± 2.39
	C7	1	51.05	0.72	7.71	0.06	3.77	0.23	3.95
10	Total	21	5.02 ± 5.31	0.52 ± 1.48	8.88 ± 7.5	0.07 ± 0.03	0.4 ± 0.48	0.28 ± 0.14	0.54 ± 0.42
	C1	2	7.43 ± 10.06	1.45 ± 1.77	17.34 ± 17.01	0.03 ± 0.04	0.06 ± 0.05	0.2 ± 0.24	0.15 ± 0.03
	C2	4	4.59 ± 2.83	0.37 ± 0.41	4.57 ± 2.84	0.1 ± 0.01	0.47 ± 0.32	0.33 ± 0.14	0.56 ± 0.23
	C3	2	2.01 ± 0.85	0.24 ± 0.47	3.53 ± 2.01	0.08 ± 0	0.17 ± 0.07	0.2 ± 0.01	0.22 ± 0
	C4	3	1.61 ± 1.47	0.41 ± 0.43	9.37 ± 4.77	0.05 ± 0.04	0.11 ± 0.09	0.26 ± 0.22	0.27 ± 0.31
	C5	4	2.07 ± 1.55	0.65 ± 0.38	7.81 ± 1.72	0.06 ± 0.01	0.16 ± 0.13	0.38 ± 0.06	0.43 ± 0.21
	C6	3	9.43 ± 1.26	1.69 ± 2.24	12.82 ± 11.79	0.09 ± 0.03	0.9 ± 0.24	0.24 ± 0.16	1.08 ± 0.03
	C7	3	8.94 ± 10.45	-0.97 ± 2.83	9.57 ± 8.56	0.07 ± 0.02	0.78 ± 1.04	0.24 ± 0.12	0.88 ± 0.69

TABLEAU 4.11 – Propriétés moyennes du ligament dentelé pour les échantillons présentant une réponse trilineaire. - E₁ et E₂ : module mesuré dans la première région et dans la deuxième région des courbes trilineaires. E₃ : module mesuré dans la troisième région des courbes trilineaires; ϵ_1 et ϵ_2 : valeurs de déformation à la transition entre la deuxième et la troisième région des courbes trilineaires; σ_1 et σ_2 : valeurs de contrainte à la transition entre la deuxième et la troisième région des courbes trilineaires. Les « ± » représentent les écarts types.

C3 et C5 (à 10 mm/s; figure 4.14, p < 0,05).

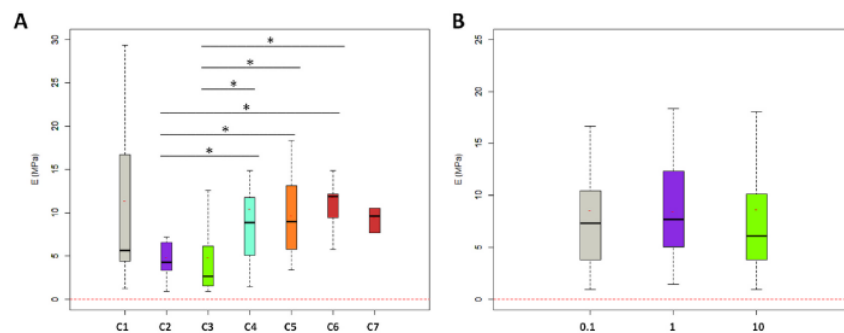


FIGURE 4.13 – Boîtes à moustaches des modules élastiques définis comme étant la seconde pente des courbes bilinéaires et la troisième pente des courbes trilineaires pour tous les taux de déformation groupés par niveau cervical. B) Boîtes à moustaches des modules élastique pour tous les niveaux cervicaux groupés par taux de déformation

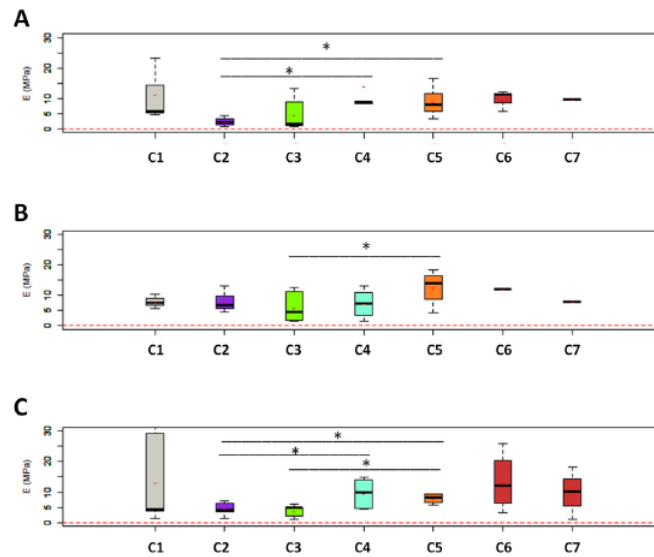


FIGURE 4.14 – Boîtes à moustaches représentant le module élastique par niveau cervical. 1) Pour 0.1mm.s-1. B) Pour 1mm.s-1. C) Pour 10 mm.s-1.

L'analyse ROC a identifié un seuil de vitesse de déplacement pour l'ensemble des échantillons de 1,65 s⁻¹ pour distinguer les comportements bilinéaire et trinéaire. Cette analyse a montré une sensibilité de 90,4%, une spécificité de 41,4% et une précision de 72,8% à ce seuil.

Les contraintes de von Mises dans les modèles MEF des LD sont représentées dans la figure 4.15 les modèles C2 et C7. De plus, les courbes simulées force-déplacement pour les échantillons complets ont été comparées à celles obtenues expérimentalement dans des conditions similaires, montrant une bonne concordance (valeurs RMSE allant de 0,02 à 0,06 N sur les quatre simulations – figure 4.16). Les forces agissant sur la pie-mère, la dure-mère et le LD ont été extraites de la simulation, confirmant l'hypothèse d'une distribution uniforme de la force à travers ces composants. De plus, la distribution des contraintes de von Mises a révélé que les contraintes les plus élevées étaient concentrées dans le LD.

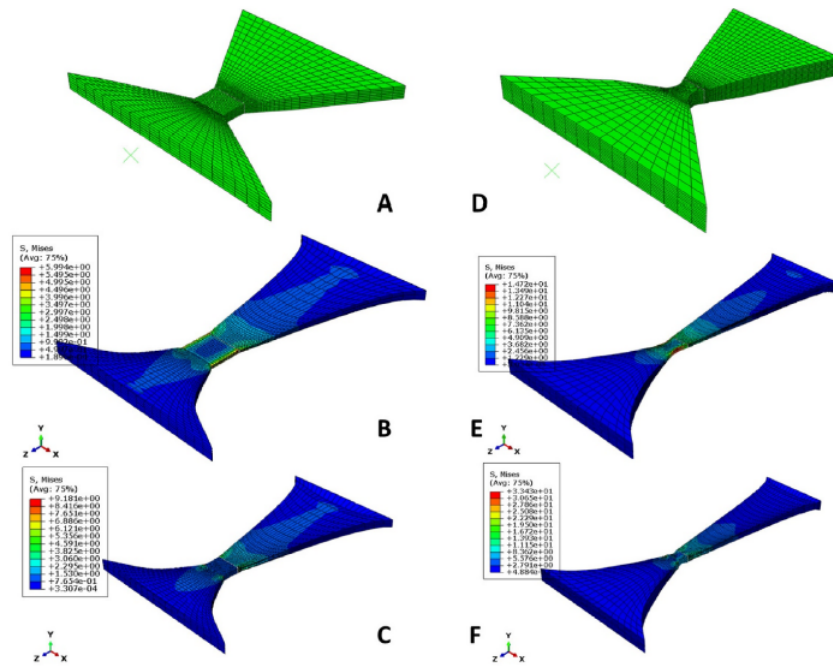


FIGURE 4.15 – A) Modèle éléments finis d'un échantillon complet au niveau de C2. B) Contraintes de Von Mises (MPa) dans le ligament C2 pour 0.1mm.s⁻¹ C) Contraintes de Von Mises (MPa) dans le ligament C2 pour 1mm.s⁻¹ D) Modèle élément fini d'un échantillon complet au niveau de C7. E) Contraintes de Von Mises (MPa) dans le LD C7 pour 0.1mm.s⁻¹ F) Contraintes de Von Mises (MPa) dans le LD C7 pour 1mm.s⁻¹.

4 Chapitre 4 : Résultats – 4.3 Résultats sur les tests mécaniques des ligaments dentelés

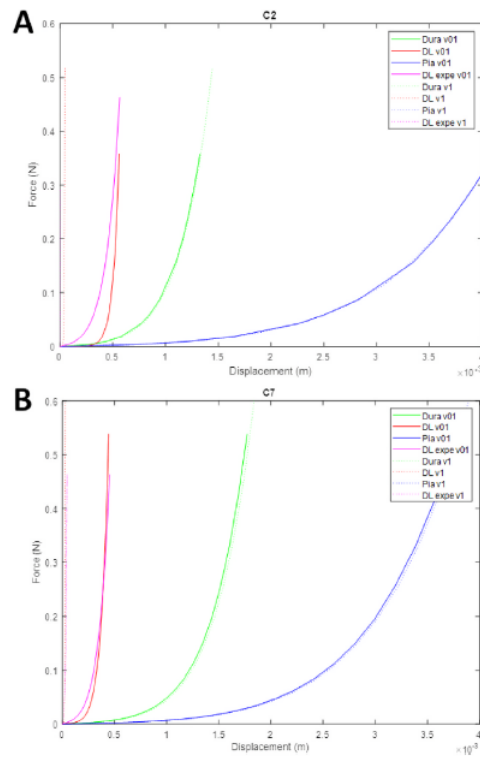


FIGURE 4.16 – Courbes contrainte-déformation simulée VS expérimentale pour A) un échantillon C2 à $0,1 \text{ mm s}^{-1}$ et un échantillon C2 à 1 mm s^{-1} . B) Un échantillon C7 à $0,1 \text{ mm s}^{-1}$ et un échantillon C7 à 1 mm s^{-1}

5 Chapitre 5 : Discussion

Les travaux réalisés dans le cadre de cette thèse ont permis d'approfondir la compréhension des caractéristiques morphologiques et mécaniques du canal cervical, tout en explorant le rôle des structures qui y sont associées dans le contexte des blessures médullaires traumatiques. Ces recherches ont mis en évidence des variations significatives dans la morphologie chez les patients présentant de telles blessures, offrant des perspectives précieuses pour comprendre les mécanismes d'aggravation des lésions primaires et les adaptations post-traumatiques.

La question de recherche posée par cette thèse est celle de l'amélioration de la modélisation numérique de la moelle épinière au niveau cervical chez les blessés médullaires.

L'objectif principal de cette thèse était donc de contribuer à la simulation numérique de la moelle épinière cervicale en développant des outils proposant une meilleure prise en compte à la fois de sa morphologie et de ses propriétés mécaniques. Les résultats obtenus apportent plusieurs avancées dans ces deux domaines (l'analyse d'images médicales et la caractérisation de tissus mous) tout en soulevant également des questions spécifiques sur la mise en application de ces résultats dans les codes numériques. Ces nouvelles pistes de recherche sont donc des perspectives qui dépassent le cadre fixé de ce travail de doctorat. Deux axes de contribution ont été mis en avant pour répondre à la problématique initiale :

1. la première partie sur l'analyse de la morphologie du blessé médullaire qui a permis la quantification des changements anatomiques produits par la blessure par examen IRM clinique et sa comparaison avec les segments adjacents sains.
2. La seconde partie qui consiste à la caractérisation mécanique des NR et LD, soit des attaches de la moelle épinière jouant un rôle dans son maintien et sa stabilité représentés jusqu'alors par des propriétés mécaniques linéaires.

La revue de littérature effectuée dans le chapitre 1 a mis en évidence que la modélisation numérique de la moelle épinière et de la colonne vertébrale de manière générale reposait sur trois aspects déterminants : la géométrie, les propriétés mécaniques des matériaux et tissus ainsi que les conditions aux limites. Le premier paramètre est donc traité par la première étude sur la morphologie qui contribue également à la partie définition des conditions aux limites. Les propriétés mécaniques sont traitées par la seconde partie qui, elle aussi par les deux études, contribue aux conditions aux limites. La fiabilité des résultats de la simulation numérique développée dépend donc directement de la précision et de la sensibilité de ces paramètres.

La finalité de la simulation et la physique dans laquelle celle-ci est développée est

aussi primordiale pour la définition de ces paramètres. Au niveau des simulations de la colonne cervicale, elles sont majoritairement de deux types, comme mentionné dans le chapitre 1 : les simulations de l'impact (dynamique) et les simulations quasi-statiques, ici pour ce qui nous intéresse, des simulation de l'écoulement du LCS dans le canal médullaire.

Au niveau géométrique, la précision des reconstructions 3D à partir d'IRM ou CT scan influence directement la représentativité anatomique du modèle comme montré par des travaux tels que ceux de (PAHLAVIAN et al. 2014) ou (TANGEN et al. 2015). La résolution du maillage ou bien la prise en compte de structures telles que les ligaments dentelés ou les racines nerveuses influences directement sur la dynamique du LCS.

De plus, la caractérisation mécanique des tissus biologique est également une étape importante qui influe directement sur les résultats de contraintes ou déformations donnés par les modèles. En effet, les résultats expérimentaux exprimés par (BILSTON et THIBAUT 1995, ICHIHARA et al. 2003) ou (RAMO et al. 2018) montrent bien une forte dépendance de ces derniers aux taux de déformation, un comportement non linéaire ou une viscoélasticité. Cela implique que pour représenter aux mieux les matériaux, l'emploi de modèles constitutifs adaptés est nécessaire.

Pour finir, la pertinence des conditions aux limites ainsi que des sollicitations et charges appliquées sont aussi un facteur important. En effet, les fixations anatomiques réalistes permettent une évaluation des contraintes plus fiables à l'exemple des ligaments dentelés et des racines nerveuses dans (BEAUSÉJOUR, WAGNAC et al. 2022) ou encore (PAHLAVIAN et al. 2014). Ainsi, La caractérisation mécanique des NR et LD a eu pour finalité de mieux représenter leur rôle dans le maintien et la stabilisation de la moelle au repos et avant ou après impact.

Cette discussion générale donnera les enjeux de l'intégration de ces données aux modèles numériques actuellement développés et existants en fournissant une réflexion sur l'intérêt de ces résultat pour l'obtention de modèle numérique plus réaliste.

5.1 Discussion autour des résultats des analyses morphologiques

5.1.1 Morphologie des blessures médullaires

L'étude de morphologie a permis de mettre en avant que l'aire au niveau de la moelle épinière (CSA_{SC}) était légèrement plus faible au niveau des segments impactés qu'au niveau des segments non impactés adjacents pour les blessures de type B3 (distraction antérieure) et C (lésion par translation avec déplacement des vertèbres dans le plan sagittal). En revanche, une tendance inverse au niveau de la blessure de type B2 est à noter (distraction postérieure).

Bien que les différences n'aient pas été montrées comme significatives, les tendances ne sont pas les mêmes en fonction du type de blessure étudiée. Chaque type de blessure met en œuvre des types de forces et des mécanismes différents, impliquant une géométrie résultante du canal médullaire impacté différente.

Elle a également mis en avant que le CSA_{CSS} présente des différences significatives entre les niveaux vertébraux impactés et les niveaux adjacents non impactés. La tendance est à la réduction de l'espace du canal subarachnoïdien, qui était attendu. L'espace autour de la moelle dans lequel circule le liquide céphalo rachidien est moins important. Ceci a pour conséquence une surpression dans le canal médullaire pouvant engendrer le besoin d'une chirurgie de décompression.

L'étude du diamètre du canal médullaire par IRM et CT scan dans (KAVANAGH et al. 2023) montre que dans le cas de patients avec blessure médullaire et sans évidence de trauma par CT scan, le diamètre du canal est réduit de façon importante et que ceux-ci devraient être mesurés de façon systématique. L'utilisation de CT scan ne permet cependant pas une quantification complète des indices morphologiques proposés ici.

Le ratio d'occupation quant à lui est significativement plus élevé au niveau de l'impact qu'à certains niveaux adjacents. Cela indique qu'au niveau de l'impact, la moelle est relativement comprimée au niveau de la blessure.

L'ensemble de ces données révèle une altération locale significative de l'espace disponible autour de la moelle. Cette altération est également accentuée à cause de la présence d'œdème suite à la blessure primaire et potentiellement d'hématome (patient 11, Figure 5.1).

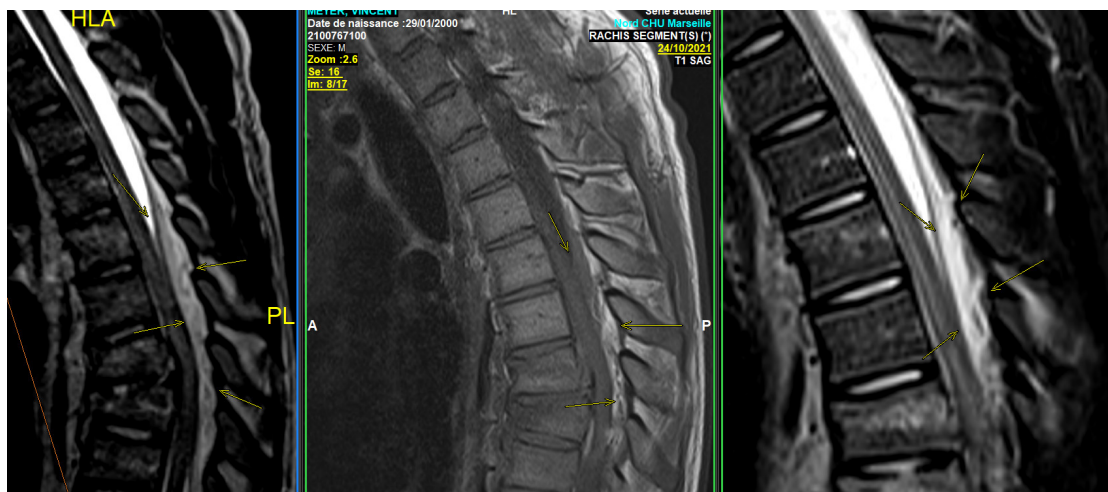


FIGURE 5.1 – Plan sagittal du Patient 11 présentant l'hématome épi-dural. Flèches indiquant l'hématome.

Une étude de LEYPOLD et al. 2008 a démontré que l'œdème de la moelle épinière augmente significativement dans les premières heures suivant un traumatisme, tandis que l'hématome reste relativement stable.

RUTGES et al. 2017 rapporte des acquisitions IRM à six reprises au cours des trois premières semaines suivant la blessure chez des blessés médullaires. Les résultats ont montré que la longueur de l'œdème médullaire augmentait dans les 48 premières heures après la lésion, suivie d'une diminution progressive au cours des trois semaines suivantes, principalement observée dans les grades de lésion plus sévères.

Elle pourrait être aussi liée aux déformations osseuses après l'impact. Dans l'étude de (KAVANAGH et al. 2023), c'est justement dans le cas d'absence de blessure osseuse que l'utilité de la quantification du diamètre du canal est mise en avant. Dans le cas d'une fracture du corps vertébral et ou d'une luxation, celle-ci peut également contribuer et modifier la géométrie du canal. Les gradations AoSpine présentant des fractures sont majoritairement du type A avec des mécanismes de type burst ou split mais également en type B1 (atteinte osseuse du système de tension postérieur).

La caractérisation morphologique 3D de l'espace sous-arachnoïdien des patients atteints de lésions de la moelle épinière à partir d'images cliniques est réalisable avec une résolution d'IRM issue de données cliniques. Ce qui a été largement montré par cette étude. Les bénéfices d'une segmentation et d'une analyse morphologique automatique ou pseudo-automatique pour les patients blessés médullaires sont donc :

- Un suivi quantitatif des patients blessés médullaire possible après leur trauma : taille de la lésion et son évolution sont données relativement à la modification de la morphologie de la moelle externe. Complété avec un IRM quantitatif de la moelle avec des séquences spécifiques (TASO et al. 2016; RASOANANDRIANINA et al. 2017; KUMAR et HAYASHI 2016), il permettra de mieux comprendre l'état clinique du patient et son évolution pour adapter sa prise en charge.
- Un outil d'aide à la planification chirurgicale dans la chirurgie de la décompression. En effet, la comparaison des diamètres par quadrants régionaux permettra au chirurgien d'évaluer l'acte à réaliser. De plus, une analyse morphologique post-opératoire permettra également une comparaison quantitative entre le per-opératoire et le post-opératoire, permettant éventuellement de prédire l'évolution du patient.
- Une analyse du canal médullaire : la pression du CSF a été montrée comme importante dans l'évolution du blessé médullaire (GEE et KWON 2022), la relation directe entre la pression du CSF et la morphologie reste à étudier, cependant une indication de l'espace disponible au CSF pourrait être évalué en corrélation avec le score ASIA.
- Des données pour la création de modèle numérique et d'atlas de référence (MCCOY et al. 2017). L'établissement d'atlas de référence de sujets sains et de patients traumatisés pourraient être créé afin d'évaluer les prises en charges à

long terme et les facteurs morphologiques influençant l'évolution des patients. Comme souligné, ces caractérisations pourraient nous permettre d'explorer le lien entre la morphologie du CSF chez les patients atteints de lésions de la moelle épinière et leur score ASIA à travers l'établissement de modèle numérique d'écoulement du CSF et de l'effet de sa pulsation sur la blessure médullaire.

5.1.2 Comparaison aux cas sains

Un des intérêts de cette étude est l'étude de la comparaison de la morphologie des niveaux impactés et des niveaux adjacents. En effet la comparaison des indices avec des indices similaires calculés sur les niveaux adjacents a été précédemment rapportée dans la littérature (FREUND et al. 2019).

Cependant la comparaison des morphologies impactés entre les niveaux correspondant aux disques et aux corps vertébraux est un ajout spécifique à cette étude. En effet, si le mécanisme de la blessure a un impact sur la morphologie résultante, il est également intéressant de constater que l'impact sur le niveau de la moelle correspondant aux disques et celui correspondant aux corps vertébraux est différent.

D'un point de vue mécanique, le rôle du disque dans les différents mécanismes de blessures a été étudié numériquement (BAILLY, Lucien DIOTALEVI et al. 2020; L. DIOTALEVI et al. 2020). Il aurait pu être intéressant de compléter l'analyse en se basant sur des sections de la moelle épinière mesurées grâce aux insertions nerveuses. Malheureusement, la définition initiale du périmètre de l'étude ainsi que la résolution de l'IRM clinique ont été des freins à cette réalisation.

Au niveau de la comparaison avec des cas sains, le manque d'atlas basés sur un nombre suffisant de sujets sains a été souligné. Le développement d'indices tels que ceux rapportés par cette étude, nécessite donc également l'analyse d'une base de données importante de sujets sains (ou ne présentant pas d'altération de la colonne autre que celles associées au vieillissement normal).

5.1.3 Apport des indices locaux

Un autre axe spécifique à cette étude est la caractérisation locale de l'altération de la moelle épinière sur des coupes axiales et via la mesure de diamètre du canal. Cet axe, bien que préliminaire a été précédemment développé dans la myélopathie dégénérative (SUDRES 2021) et a montré un intérêt pour le suivi post-opératoire des patients avec chirurgie de décompression sur 3 patients.

Ces indices pourraient être étendus avec le calcul d'un ratio de compression spécifique pour inclure à la fois l'analyse par quadrant du canal et de la moelle épinière. Sur une population plus importante de blessés médullaires, ce ratio permettrait une

meilleure discrétisation des mécanismes de blessure et ainsi qu’une meilleure quantification de l’atteinte de la moelle et des potentielles évolutions de cette atteinte.

Enfin, rendre disponible cette quantification sur un outil tel que la spinalCordToolbox (ref spinalcord toolbox) permettrait son accès et son utilisation par le plus grand nombre.

5.1.4 Limitations de l’étude

Cette étude présente plusieurs limitations :

- Une variabilité des niveaux de traumatisme dans les patients étudiés et leurs limitations aux niveaux cervicaux,
- une investigation limitée à la position neutre sans considération des mouvements cervicaux qui pourraient moduler la compression du canal ou de la moelle, qui pourraient cependant être difficile en cas de blessés médullaires.
- Le manque de corrélation avec les indices cliniques existants type ASIA pour lier les résultats morphologiques aux déficits neurologiques. Les patients de l’étude aillant un score ASIA autre que A étant au nombre de 3, les corrélations n’ont pas été réalisées.
- Le manque de paramètres morphologiques autre que ceux développés sur coupes axiales malgré la disponibilité des données.

5.1.5 Vers le développement de nouveaux indices spécifiques au niveau morphologique

Cette étude pourrait être étendue à la caractérisation longitudinale et le développement d’indices type courbure locale. Ceux-ci pourraient en effet compléter les indices existants en rendant mieux compte de la géométrie tridimensionnelle de la lésion. Ils pourraient servir à améliorer :

1. La compréhension du mécanisme lésionnel : en effet, particulièrement pour les mécanismes du type C, il pourra être intéressant de différencier les conséquences morphologiques au niveau longitudinal;
2. Une potentielle détection automatique des lésions par le calcul de la courbure locale de la moelle épinière;
3. Le suivi dans le cas de chirurgie de décompression : comme dans le cas des myélopathies étudiées précédemment (SUDRES 2021), et plus particulièrement en ajoutant des indices locaux non plus uniquement que axiaux mais en ajoutant la partie longitudinale des modifications morphologiques, un suivi de l’opération pourrait apporter tant au chirurgien en amont qu’au suivi quantitatif post-opératoire;

4. la quantification du risque accrue lors de nouveaux impacts. Si les canaux cervicaux étroits ont été mis en avant comme présentant un risque accru de traumatisme cervical grâce (NOURI et al. 2017), une caractérisation plus spécifiquement longitudinal pourrait apporter sur un risque spécifiquement associé aux mécanismes de type C.

Le deuxième axe de développement des indices morphologiques est la caractérisation des racines nerveuses et de leur parcours au sein du canal subarachnoïdal et plus particulièrement dans le cas d'un traumatisme, l'altération de la morphologie normale des racines nerveuses. En effet, si les outils de segmentation tel que SpinalCordToolbox ont récemment permis de segmenter les racines nerveuses dans le canal (VALOŠEK et al. 2024), une description géométrique de ces racines reste manquante.

5.1.6 Discussion générale sur l'analyse morphologique et caractérisation de la moelle et du canal cervical

L'analyse morphologique menée a permis de montrer des altérations locales du canal et de la moelle lors de blessures médullaires. Ces dernières, bien que démontrant la variabilité inter-individuelle sur la population étudiée ainsi que la spécificité de chacun des patients, dépendent du type de lésion et s'inscrivent dans le contexte plus global d'évolution du blessé au cours du temps. La comparaison des changements morphologiques avec les segments adjacents et l'augmentation du ratio d'occupation de la moelle dans le canal permet de quantifier la pression présente sur la moelle et amplifiée après l'impact par les œdèmes et hématomes.

Les résultats morphologiques montrent une altération locale du canal interprétée comme compression de la moelle selon le type de blessure. Cette quantification morphologique 3D du canal et de la moelle épinière à partir d'IRM cliniques démontre donc qu'il est possible d'obtenir des données fiables de canal segmenté à partir de protocoles cliniques standards. Cela ouvre la possibilité de suivre l'évolution des lésions dans le temps, d'évaluer la progression des œdèmes et hématomes, et d'explorer le lien entre morphologie et pronostic neurologique. Aussi, les géométries segmentées et caractérisées pourront servir de base pour la création de modèles numériques patient-spécifiques (en garantissant bien évidemment une représentation réaliste de la géométrie).

Il a pu être observé des variations interindividuelles dans l'analyse morphologique; les altérations ne se limitent pas à un rétrécissement uniforme du canal mais reflète la complexité des déformations liées à la région et à la mécanique de la lésion. Ainsi, il deviendrait possible de développer des modèles personnalisés pouvant adapter la géométrie selon le type de blessure ou le stade.

La seconde perspective concernant cette étude préliminaire morphologique est la possibilité de la création de modèles paramétriques basés sur la caractérisation des

blessés fournis. En effet, et bien que la population étudiée soit limitée en termes de nombre de patients une fois les mécanismes et niveaux différenciés, l'étude a permis de donner des pourcentages de modifications de géométrie locales qui pourront être utilisées dans des plans d'expérience sur l'écoulement du LCS dans le cas de blessés médullaires.

Cette analyse a également montré que les altérations locales de la moelle épinière mais aussi du canal dépend du type de lésion, ce qui peut sembler logique. Elles révèlent que chaque type de blessure implique des mécanismes et des applications de forces distincts, cela se traduit visiblement par des variations locales de la géométrie. Il pourrait être intéressant de comparer les morphologies résultantes de modélisation des différents impacts aux morphologies décrites, tel une analyse inverse sur les conditions de l'impact simulé. Les données décrites pourraient alors servir de validation du modèle numérique dynamique (avec un retour des patients sur les conditions initiales tout de même).

Dans le cas d'une modélisation du blessé médullaire, il paraît donc important de représenter la diversité des lésions dans les modèles numériques plutôt que de se limiter à une approche sur la taille moyenne ou à une simplification géométrique unique.

Un canal plus étroit ou un espace subarachnoïdien modifie la manière dont la moelle se déplace et comment les forces sont transmises aux LD et NR dans le cas de la modélisation quasi-statique des mouvements d'un patient lésé. Ainsi, la modélisation numérique doit intégrer la variabilité locale et la complexité structurelle de chacune des lésions étudiées.

La morphologie devient un paramètre clé pour la modélisation numérique, car elle conditionne la réponse mécanique de la moelle aux sollicitations physiologiques et traumatiques.

5.2 Discussion autour des résultats sur les ligaments dentelés

L'objectif de cette étude était d'examiner les différences potentielles dans les propriétés matérielles des ligaments dentelés isolés à différentes vitesses de déplacement. Les principales conclusions sont les suivantes :

- Aucune différence significative n'a été observée dans les propriétés mécaniques entre les vitesses de déplacement ;
- L'identification d'un seuil de vitesse de déformation de $1,65 \text{ s}^{-1}$, qui distingue les comportements bilinéaire et trinéaire sous traction, constitue une découverte

nouvelle.

- Cependant, ce seuil ne rend compte que partiellement des changements de comportement observés.

Les études précédentes se sont exclusivement concentrées sur les propriétés matérielles quasi-statiques des LD à une vitesse de déplacement de 2 mm/min (équivalente à 0,033 mm/s) le long de la colonne cervicale porcine (POLAK et al. 2014, POLAK-KRAŠNA et al. 2019). Similaire à notre étude, leurs tests de traction ont été réalisés sur trois matériaux en série : la pie-mère, le LD et la dure-mère. Cependant, ils ont rapporté des modules de Young basés sur la longueur initiale et l'élongation de l'échantillon entier, incluant le LD attaché à la fois à la pie-mère et à la dure-mère (POLAK et al. 2014). En conséquence, leurs résultats reflètent les propriétés mécaniques combinées plutôt que celles du LD isolé, comme c'est le cas dans notre étude.

Malgré les différences méthodologiques, nos résultats, qui isolent la contribution mécanique spécifique du LD, restent dans le même ordre de grandeur que ceux rapportés dans les études précédentes, ce qui renforce la validité de nos conclusions. Par exemple, (POLAK et al. 2014) et (POLAK-KRAŠNA et al. 2019) ont rapporté des modules de Young quasi-statiques moyens de 2,06 MPa et 3,81 MPa, respectivement, à une vitesse de déplacement de 0,033 mm/s. En comparaison, notre étude a trouvé des pentes moyennes de la deuxième et de la troisième région de 5,98 MPa à une vitesse de déplacement de 0,1 mm/s, 7,08 MPa à 1 mm/s et 6,06 MPa à 10 mm/s. Bien que nos valeurs soient légèrement plus élevées que celles précédemment rapportées, cela peut être attribué au fait que notre analyse se concentre exclusivement sur le comportement du LD à des vitesses de déplacement plus élevées.

Comme le montrent nos résultats (Fig. 4), le LD présente une plus grande rigidité aux niveaux supérieur et inférieur de la colonne cervicale à une vitesse de déplacement de 10 mm/s, tout en étant plus rigide aux niveaux C2-C5 à des vitesses de déplacement de 0,1 et 1 mm/s. Des variations des propriétés mécaniques en traction à travers les différents niveaux cervicaux ont également été soulignées par (POLAK et al. 2014). Ces résultats peuvent être interprétés à la lumière de l'amplitude variable du moment dans le segment cervical, notamment dans la direction caudale. Des valeurs plus faibles de module élastique indiquent une déformabilité accrue et une flexibilité, ce qui peut expliquer les tendances observées.

Le modèle MEF de LD présenté offre des informations sur la possibilité de simuler le ligament dans la modélisation de la colonne vertébrale complète. Les distributions des contraintes de von Mises ainsi que les courbes contrainte-déformation montrent les différences entre les trois matériaux, tout en ne parvenant pas à expliquer le comportement trilineaire mis en évidence dans les résultats expérimentaux. Cela montre la nécessité de modéliser les LD lorsqu'on simule les mouvements quasi-statiques de la moelle épinière avec la pie-mère et la dure-mère. L'amélioration de ce modèle pourrait inclure la simulation de fibres de collagène continues ainsi qu'une meilleure prise en compte des matériaux de la pie-mère et de la dure-mère.

Le comportement trilineaire identifié dans notre étude soulève des questions importantes. Si ce comportement n'était observé qu'à des vitesses de déplacement plus élevées, on pourrait supposer que pendant la traction dynamique, le LD manquerait de temps pour se densifier, ce qui entraînerait une flexibilité réduite et nécessiterait plus de force pour un plus grand déplacement. Ce phénomène pourrait nuire à la dissipation ou à l'absorption de l'énergie lors des événements traumatiques, entraînant ainsi des dommages accrus. Cependant, notre étude démontre par l'analyse ROC que la vitesse de déplacement ne doit pas être considérée comme le seul facteur déclencheur du comportement trilineaire, comme l'indiquent la haute sensibilité et la faible spécificité observées. Ces résultats devraient être intégrés dans la modélisation par éléments finis des LD. Le comportement spécifique des LD, selon l'application, et l'influence de ces changements méritent une investigation numérique plus approfondie.

La trilinearité observée de la courbe contrainte-déformation peut être attribuée aux différences de vitesses de déplacement appliquées pendant les phases de préconditionnement et de test. La phase de préconditionnement était relativement lente, fixée à 0,125 Hz avec une élongation de 1 mm, tandis que les vitesses de déplacement testées allaient de 0,1 mm/s à 10 mm/s pour des échantillons d'une longueur totale d'environ 15 mm (y compris la pie-mère, le LD et la dure-mère). Cette différence de vitesses de déformation (jusqu'à 102 fois plus élevée) associée à l'élongation limitée pourrait expliquer les variations de réponse. Ce phénomène pourrait être lié à l'organisation des fibres dans le tissu, reflétant potentiellement l'alignement des fibres lors du chargement initial suivi du redressement des fibres par la suite. Il est possible que le matériau n'ait pas eu suffisamment de temps ou d'espace pour aligner correctement ses fibres, ce qui expliquerait les limitations observées dans le segment initial de la courbe.

Le modèle des fibres de collagène, tel que décrit dans l'analyse microstructurale des ligaments dentelés par (CEYLAN et al. 2012), a également été rapporté pour disparaître sous une charge uniaxiale dans d'autres tissus mous collagénés, tels que la dure-mère (SZOTEK et al. 2021). Les auteurs ont noté que ce motif crêpé sert de tampon contre les dommages des fibres et réémerge une fois que la charge ou l'étirement cesse. Cependant, des investigations microstructurales supplémentaires sont nécessaires pour confirmer ces résultats. De plus, la réponse trilineaire pourrait être influencée par les contributions de la dure-mère et de la pie-mère. Cependant, à notre connaissance, aucun comportement trilineaire contrainte-déformation n'a été rapporté lors des tests de tissus méningés.

Au vu de ces observations, le rôle du LD dans le soutien de la moelle épinière en tant qu'attachement entre la pie-mère et les membranes dure/arachnoïde dans le foramen vertébral - tant dans des conditions physiologiques que traumatiques - devrait être réexaminé sous un angle biomécanique. Les modèles numériques négligent

souvent les structures des LD en raison du manque de données expérimentales. De plus, la réalisation de tests expérimentaux réalistes de la moelle épinière est compliquée par les défis liés à la préservation du liquide céphalorachidien pendant le processus de test. Notre étude, qui examine trois vitesses de déplacement à travers un éventail de conditions de chargement potentielles, constitue une étape préliminaire vers l'établissement des propriétés matérielles à utiliser dans les simulations numériques. Les futures études numériques devraient explorer davantage les effets des ligaments dentelés sur la biomécanique de la colonne cervicale, en tenant compte de leurs propriétés matérielles spécifiques et des variations observées à travers les niveaux cervicaux.

5.2.1 Limitations

Cette étude présente plusieurs limitations. La nature *in vitro* de la recherche peut influencer les résultats, car les ligaments dentelés (LD) n'ont pas été testés à température corporelle ni dans leur environnement naturel.

De plus, puisque les tests ont été réalisés à des vitesses de déplacement constantes plutôt qu'à des vitesses de déformation constantes, l'approche permettant d'identifier un seuil de vitesse de déformation est à la fois novatrice et limitée. En effet, une gamme plus large de vitesses de déformation aurait permis une analyse plus détaillée.

Bien que les courbes contrainte-déformation n'aient montré aucun point d'inflexion ni de changement notable de pente, même à des vitesses de déformation élevées, et qu'aucune déformation plastique n'ait été visuellement observée sur les échantillons après les tests de traction, il est possible qu'une déformation plastique mineure se soit produite. Cet effet potentiel sur les résultats des tests suivants ne peut pas être totalement exclu et doit être pris en compte lors de l'interprétation de la réponse mécanique des échantillons.

Les vitesses de déformation exactes appliquées à la pie-mère et à la dure-mère n'ont pas été quantifiées par corrélation d'images numériques. Une telle analyse aurait pu améliorer la précision du calcul de la déformation du LD. La littérature indique que les limites entre le LD et la pie-mère, ainsi qu'entre le LD et la dure-mère, ne sont pas clairement définies. Par conséquent, déterminer avec précision les points de départ et de fin du LD est difficile, étant donné que des fibres ont été rapportées comme s'insérant à la fois dans la pie-mère et la dure-mère (CEYLAN et al. 2012). En conséquence, tester le LD en tant que composant indépendant présente des défis importants.

5.3 Discussion autour des résultats sur les Racines Nerveuses

Notre travail a examiné les différences structurelles entre trois types d'échantillons, à savoir les racines antérieures, les faisceaux et les racines postérieures. Les résultats de ce travail peuvent être résumés comme suit :

1. Une différence significative a été observée en termes de propriétés mécaniques entre les différents types d'échantillons, et
2. les modèles d'Ogden du 1^{er} et du 2nd ordre sont plus efficaces que le modèle d'Ogden du 3^{ème} ordre pour décrire le comportement mécanique des NR.

Alors que la plupart des recherches antérieures se sont concentrées sur les NR au niveau lombaire (BEEL et al. 1986, SINGH et al. 2006, SUNDERLAND 1974, TAMURA, MURAKAMI et al. 2015), notre étude actuelle se concentre sur les tests des racines cervicales. Plus précisément, (SINGH et al. 2006) et (TAMURA, MURAKAMI et al. 2015) ont rapporté les modules d'Young des faisceaux de racines nerveuses thoraciques et des racines nerveuses dorsales lombaires à différentes vitesses de déformation sur un modèle murin et un modèle porcin respectivement. La mobilité de la moelle épinière a été rapportée comme variant en fonction de son emplacement, avec une plus grande mobilité au niveau cervical par rapport aux autres niveaux (CEYLAN et al. 2012). Compte tenu de cette variation, il est plausible que le comportement mécanique du matériau puisse également différer au niveau cervical où se produit la CSM.

Les NR pourraient également jouer un rôle dans la tension de la moelle épinière et son support. Une description quantitative de leurs propriétés mécaniques peut aider à comprendre la stabilité de la moelle épinière et l'effet de Poisson observé au niveau cervical lors de sa flexion (SUDRES, EVIN, ARNOUX et al. 2020).

En ce qui concerne la modélisation du mouvement de la moelle épinière dans le canal, les extrémités des NR sont modélisées comme des points statiques par rapport aux structures adjacentes pendant la simulation (BEAUSÉJOUR, WAGNAC et al. 2022), alors que l'on sait que les NR sont protégées par le foramen intervertébral. La modélisation actuelle de la moelle épinière pourrait bénéficier des résultats de la présente étude en termes de propriétés matérielles appropriées, ainsi que pour améliorer la modélisation de l'attache des NR à la moelle épinière et aux extrémités du foramen intervertébral.

5.3.1 Comparaison avec la littérature

Dans la littérature, les modules d'élasticité des faisceaux testés à des taux de déformation quasi-statiques étaient de $1,3 \pm 0,8$ MPa, pour un taux d'étirement de $0,01 \text{ mm.s}^{-1}$ (SINGH et al. 2006) au niveau lombaire (longueur initiale rapportée = 12 mm, taux de déformation de $0,00083 \text{ s}^{-1}$) et de $13,8 \pm 4,9$ MPa, pour un taux de déformation de $0,01 \text{ s}^{-1}$ au niveau cervical (TAMURA, MURAKAMI et al. 2015). Dans la présente étude, le module d'Young des faisceaux était de $2,68 \pm 3,44$ MPa à un taux de déformation quasi-statique de $0,1 \text{ s}^{-1}$.

Bien que les tests des racines nerveuses sous des conditions de traction quasi-statiques ne reproduisent pas pleinement la réponse mécanique complexe des racines nerveuses dans tous les scénarios physiologiques, l'utilisation de telles conditions de chargement a fourni des informations précieuses sur les propriétés des racines cervicales et a permis une comparaison avec d'autres études réalisées dans des conditions similaires. Le module d'Young de cette étude est à un taux de déformation plus élevé, mais toujours quasi-statique par rapport à d'autres études, et il est également au niveau cervical, tandis que d'autres études testent une racine nerveuse lombaire. Cependant, l'ordre de grandeur des modules élastiques observés est similaire à celui rapporté par (SINGH et al. 2006).

5.3.2 Influence des types de racines nerveuses

Contrairement aux racines antérieures et aux faisceaux de nerfs, qui présentent des microstructures similaires, les racines postérieures contiennent des ganglions rachidiens composés de dendrites (DIAZ et MORALES 2016). Les microstructures entre les faisceaux de nerfs et les racines antérieures semblent similaires, tandis que des différences significatives ont été trouvées ($p < 0,005$) en termes de module d'Young. Les microstructures des ganglions, très différentes des faisceaux et des racines antérieures, n'ont pas présenté de différence significative en termes de module d'Young par rapport aux racines antérieures, malgré une valeur moyenne légèrement plus élevée pour E2. Les racines postérieures, et en particulier les ganglions, présentent une microstructure différente car ils sont composés de corps de nerfs, et non de axones, comme les racines antérieures et les faisceaux (DIAZ et MORALES 2016).

Au niveau macroscopique (visible à l'œil nu), l'utilisation du même modèle matériel pour les racines antérieures et postérieures semble appropriée malgré leurs microstructures différentes, car nos résultats indiquent que les deux catégories n'ont pas de différences significatives en termes de propriétés mécaniques. Étant donné que les racines postérieures testées comprenaient les nerfs attachés au ganglion lui-même, et en supposant que le ganglion est plus rigide que les matériaux des nerfs, on aurait pu s'attendre à ce que les nerfs échouent avant le ganglion. Aucune défaillance n'a été constatée dans un ganglion, mais plutôt dans la partie contenant les fibres. Des études supplémentaires sont nécessaires pour confirmer que le ganglion est plus rigide que les faisceaux de nerfs. Cependant, un tel test est complexe à réaliser car il nécessite une configuration avec un outil de serrage approprié et une stratégie d'attachement des ganglions isolés. De plus, en supposant des propriétés similaires et le même modèle matériel pour les racines antérieures et postérieures, la géométrie de la microstructure aura un impact sur la distribution des contraintes pendant le test.

Cependant, aucune défaillance n'a été observée entre le ganglion et les faisceaux attachés. Cette hypothèse implique également que la contrainte supportée par l'ensemble des NR pendant le mouvement de la moelle épinière pourrait être répartie de manière proportionnelle entre les racines antérieures et postérieures. Cette hypothèse

implique également que la contrainte supportée par l'ensemble des NR pendant le mouvement de la moelle épinière pourrait être répartie de manière proportionnelle entre les racines antérieures et postérieures (la proportion étant définie comme le ratio entre la section transversale de la NR spécifique divisée par la section transversale totale des deux NR).

5.3.3 Utilisation du modèle d'Ogden pour la modélisation des NR

Les coefficients du modèle d'Ogden du 1^{er}, du 2nd et du 3^{ème} ordre ont été calculés pour chaque courbe contrainte-déformation (voir également l'analyse de sensibilité dans les données supplémentaires). Le calcul du r^2 et du RMSE a permis une comparaison entre les différents types de modèles d'Ogden. Bien que le r^2 se soit révélé similaire quelle que soit l'ordre du modèle, le RMSE était cependant plus petit pour un modèle d'Ogden du 1^{er} et du 2nd ordre. Aucun des trois modèles ne présentait de différences en termes de variance des contraintes en fonction de la déformation, le r^2 étant similaire dans tous les cas. Cependant, en moyenne, les modèles d'Ogden du 1^{er} et du 2nd ordre présentaient des différences légèrement plus petites entre les valeurs de contrainte prédites et expérimentales. L'utilisation d'un modèle du 3^{ème} ordre pour décrire les faisceaux ne semblait pas nécessaire, car les racines antérieures et postérieures, ainsi que les modèles d'Ogden du 1^{er} et du 2nd ordre, semblaient suffisants.

Dans le présent travail, les coefficients des modèles d'Ogden du 1^{er} au 3^e ordre ont été fournis pour une utilisation ultérieure dans les simulations numériques quasi-statiques de la colonne vertébrale. Les coefficients des modèles d'Ogden présentent de grandes disparités, en particulier entre ceux dérivés de la courbe moyenne et ceux obtenus en moyennant les coefficients des courbes individuelles. La moyenne de ces coefficients peut conduire à la création d'une courbe contrainte-étirement qui ne représente pas un comportement mécanique réaliste. Pour offrir un comportement moyen adapté aux applications de simulation numérique, les coefficients de la courbe moyenne ont été fournis. Selon l'application à simuler, un modèle d'Ogden d'ordre supérieur peut être préféré pour les simulations dynamiques; cependant, les résultats ont montré que dans les simulations quasi-statiques, les modèles d'Ogden du 1^{er} et du 2nd ordre étaient suffisamment précis (le RMSE variait entre 0,087 et 0,098, le r^2 étant de 0,98).

5.3.4 Limitations

En observant la forme des racines nerveuses, il a été noté que les racines antérieures avaient des épaisseurs différentes et semblaient être elliptiques au niveau du ganglion. Supposer que tous les types de NR avaient la même forme et une section transversale constante était une simplification qui aurait potentiellement pu affecter nos résultats.

De plus, l'hypothèse d'un matériau isotrope et non compressible a été faite pour ajuster un modèle d'Ogden. Cependant, pour les différents types de NR, une telle hypothèse pourrait être remise en question car les échantillons présentent un réseau bien organisé de matrice extracellulaire avec de faibles ratios de vide selon les coupes histologiques (TAMURA, HONGU et al. 2018). Aucune différence évidente dans la structure de la matrice extracellulaire et l'organisation de son réseau au niveau cervical et lombaire n'a été observée. À cet égard, il est acceptable de considérer nos échantillons comme homogènes. Des investigations supplémentaires devraient être menées sur les microstructures des ganglions et des nerfs, ainsi qu'une évaluation plus approfondie pour déterminer leur influence sur l'identification des coefficients.

À ma connaissance, il n'a pas été prouvé que les racines nerveuses sont hyperélastiques. Cependant, un modèle d'Ogden a été choisi car il correspondait à ce qui avait été fait sur des matériaux similaires dans la littérature (CHANG et al. 2015). L'ajustement d'autres modèles de matériaux pourrait être étudié dans de futures recherches.

Les calculs de contrainte ont été effectués en supposant une section transversale cylindrique des échantillons. Cette section transversale a été calculée à l'aide de trois mesures du diamètre le long des échantillons pour tous les types d'échantillons. Cela impliquait un changement potentiel de la distribution des contraintes ainsi qu'une approximation de son calcul pour le ganglion dans la racine postérieure.

L'algorithme présente certaines limitations en ce qui concerne l'identification des coefficients, notamment le fait qu'un nombre limité d'itérations est effectué sur chaque coefficient afin d'atteindre un critère de minimisation. Ainsi, l'algorithme de réflexion de la région de confiance utilisé par l'implémentation lsqcurvefit dans Matlab pourrait aboutir à une solution minimale locale de l'ajustement ainsi qu'à une limitation de l'ajustement en fonction du nombre de coefficients à ajuster. L'analyse de sensibilité présentée dans les données supplémentaires illustre bien le processus de l'algorithme d'ajustement et d'autres algorithmes d'identification des coefficients devraient être envisagés.

Le modèle d'Ogden du 3^e ordre est la somme de 3 modèles d'Ogden du 1^{er} ordre. Un tel modèle supérieur pourrait permettre de mieux représenter une courbe avec de nombreuses variations locales. Les modèles d'ordre supérieur pourraient également présenter des problèmes de surajustement, c'est pourquoi les modèles d'Ogden du 1^{er} et du 2nd ordre semblent préférables.

5.3.5 Discussion générale sur la caractérisation mécanique des racines nerveuses et ligaments dentelés

Les LD constituent une attache principale de la moelle au canal vertébral, ils relient la pie-mère à la dure-mère et assurent une stabilisation. L'étude des propriétés mécaniques des LD a montré un comportement complexe, bilinéaire à trilineaire, avec une dépendance partielle à la vitesse de déformation. Un seuil de taux de déformation de

1,65 s⁻¹ séparant les comportements bilinéaire et trinéaire en traction a été identifié. Cependant, ce seuil ne rend compte que partiellement des variations observées, indiquant que d'autres facteurs, comme l'organisation des fibres de collagène et l'interaction avec la pie-mère et la dure-mère, contribuent au comportement mécanique.

Par rapport aux études précédemment menées (POLAK et al. 2014, POLAK-KRAŠNA et al. 2019), notre approche a permis d'isoler le LD et de mesurer ses propriétés spécifiques, plutôt que d'obtenir un module composite incluant la pie-mère et la dure-mère. Les pentes mesurées dans les différentes zones de la courbe contrainte-déformation sont légèrement plus élevées probablement en raison de la focalisation sur le LD isolé.

En ce qui concerne les NR, elles présentent une variabilité mécanique selon le type de NR considérés (antérieures/postérieures/faisceaux) mais restent du même ordre de grandeur. Le comportement mécanique a été exploré pour le cas quasi-statique et contribue en ce sens à une avancée dans la définition des propriétés mécaniques des tissus par un modèle constitutif dans ce cas de figure.

Ce passage d'une loi tabulée à une loi constitutive permettrait de rendre compte des comportements non linéaires et complexes de ces tissus, amenant à une représentation plus réaliste et des résultats plus fiables.

Au demeurant, afin d'affiner les connaissances autour de ces matériaux particulièrement pour la modélisation du traumatisme, des essais mécaniques sur les racines nerveuses avec une élaboration de loi constitutive dans des cas dynamiques serait une piste à poursuivre. Le test de différentes vitesses de déplacement ayant été suggéré dans le protocole de test des ligaments dentelés, une caractérisation plus poussée de la viscoélasticité pourrait être réalisée par des tests fréquentiels. Ceux-ci permettraient de mieux comprendre le comportement des tissus dans le cas de mouvements répétés.

5.4 Vers les modèles fluides de LCS dans le canal médullaire

La moelle et ses attaches ne fonctionnent pas de manière isolée mais bien dans un environnement fluide-structure dans lequel le LCS joue un rôle important. Ce rôle du LCS, dans son aspect biomécanique, doit être étudié pour être pleinement compris, que ce soit dans le cas physiologique que dans le cas spécifique des blessés médullaires. L'intérêt de la modélisation du LCS chez les blessés médullaires réside dans l'hypothèse que celui-ci a un rôle dans l'évolution du patient.

En effet, la chirurgie de décompression post blessure médullaire est évaluée par le rétablissement de la pulsation du LCS. Plusieurs traitements tels que l'injection de cellule souche, la mobilisation précoce, ou encore le drainage de LCS ont également un lien fort avec l'écoulement de celui-ci entre la pie-mère et la dure-mère.

Au niveau numérique, la représentation du LCS comme une pression, type modélisation d'airbag, est une première étape utile dans la modélisation de la moelle épinière et permet de représenter partiellement la transmission des charges et de rendre compte de son rôle de protecteur mécanique de la moelle (FRADET, ARNOUX, CALLOT et al. 2016). Les approches Smooth Particles Hydrodynamics ont été utilisés (BRUNA-ROSSO et BEAUSÉJOUR 2024).

Cependant, un modèle uniquement structurel ne peut pas représenter toutes les subtilités des phénomènes induits par la présence de liquide. En effet, il ne peut pas rendre compte de la complexité de l'écoulement pulsatile du LCS, ni son influence dynamique sur la distribution locale des contraintes. De même, une modélisation fluide uniquement, qui a pu être développé au sein du laboratoire (LEBLOND et al. 2024), ne permet pas de rendre compte de la spécificité du modèle relatif aux blessés médullaires.

La réduction du canal et l'augmentation du ratio d'occupation de la moelle épinière observée dans les résultats suggère que la circulation du LCS est modifiée lors d'un traumatisme médullaire. Ces changements géométriques pourraient se traduire par un changement dans les contraintes pariétales et dans son écoulement. Aller vers du modèle avec une prise en compte des interactions fluide-structure permettrait de relier la blessure et la réponse hydrodynamique tout en nécessitant une caractérisation de la moelle lésée non pleinement encore disponible.

En somme, un modèle de couplage fluide et structure aiderait à prédire les zones de concentration de contraintes mécaniques sur la moelle, l'impact des chirurgies de décompression et potentiellement aiderait à comprendre certains mécanismes de progression de la lésion secondaire.

Conclusion

Ce doctorat a contribué à son échelle à créer des connaissances pour la modélisation numérique de la moelle épinière en générale et à la modélisation du LCS dans le canal médullaire en particulier. Elle permettra, je l'espère, par ses contributions, à une modélisation personnalisée, voire prédictive dans le cas de l'évolution post-traumatique ou la modélisation de la chirurgie de décompression. Ceci en vue de l'amélioration de la prise en charge du blessé médullaire et/ou d'un meilleur diagnostic des pathologies de la colonne.

L'introduction de la modélisation mécano-biologique aux modèles numériques classiques reste à faire pour une prédiction complète de l'évolution des patients blessés médullaires. L'introduction de l'activité neuronale à travers la modélisation électrique sera également nécessaire.

Ce travail est donc une première brique quant aux travaux encore à réaliser.

Ce doctorat a fait l'objet de deux publications dans des journaux de références, ainsi que d'un abstract répertorié pour le congrès de la Société de Biomécanique.

Sur une note plus personnelle, au-delà de tout ce que représente scientifiquement le travail effectué sur cette thèse, ce doctorat a aussi été une expérience de transformation professionnelle et personnelle.

J'ai appris énormément, sur mon sujet, mais aussi en terme de compétences expérimentales, d'analyse de données et de maîtrise théorique. J'ai appris à avancer là où il n'existe pas de solution connue, à cultiver ma créativité et mon autonomie. J'ai appris à douter, à questionner et à vérifier.

Tout cela m'a fait passer du statut d'une étudiante, quelqu'un qui apprend, à celui d'une apprentie chercheuse, qui produit du savoir.

Je suis profondément convaincue que cette aventure m'a donné l'opportunité de mieux me connaître. Je me suis retrouvée de nombreuses fois face à mes propres limites et le besoin de m'approprier. J'ai découvert des ressources que j'ignorais avoir et en ai construites beaucoup d'autres.

Je reste profondément convaincue que ce travail de thèse, je ne le dois pas qu'à moi. J'ai eu une chance infinie d'être aussi bien entourée et je voudrais remercier encore une fois tout ceux qui m'ont accompagnée et aidée à grandir tout au long de ce voyage.

Bibliographie

- [Ade+13] Nimer ADEEB et al. « The pia mater : a comprehensive review of literature ». In : *Child's Nervous System : ChNS : Official Journal of the International Society for Pediatric Neurosurgery* 29.10 (oct. 2013), p. 1803-1810. ISSN : 1433-0350. DOI : [10.1007/s00381-013-2044-5](https://doi.org/10.1007/s00381-013-2044-5) (cf. p. 30).
- [Ahu+17] Christopher S. AHUJA et al. « Traumatic spinal cord injury ». In : *Nature Reviews Disease Primers* 3.1 (27 avr. 2017). Publisher : Nature Publishing Group, p. 17018. ISSN : 2056-676X. DOI : [10.1038/nrdp.2017.18](https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.18) (cf. p. 33).
- [ADK19] Arsalan ALIZADEH et al. « Traumatic Spinal Cord Injury : An Overview of Pathophysiology, Models and Acute Injury Mechanisms ». In : *Frontiers in Neurology* 10 (22 mars 2019). Publisher : Frontiers. ISSN : 1664-2295. DOI : [10.3389/fneur.2019.00282](https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00282) (cf. p. 38).
- [Ara+15] A. R. G. ARAÚJO et al. « The intradiscal failure pressure on porcine lumbar intervertebral discs : an experimental approach ». In : *Mechanical Sciences* 6.2 (10 déc. 2015). Publisher : Copernicus GmbH, p. 255-263. ISSN : 2191-9151. DOI : [10.5194/ms-6-255-2015](https://doi.org/10.5194/ms-6-255-2015) (cf. p. 25).
- [Bai+20a] Nicolas BAILLY, Lucien DIOTALEVI et al. « Numerical investigation of the relative effect of disc bulging and ligamentum flavum hypertrophy on the mechanism of central cord syndrome ». In : *Clinical Biomechanics* 74 (1^{er} avr. 2020), p. 58-65. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/j.clinbiomech.2020.02.008](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.02.008) (cf. p. 40, 103).
- [Bai+20b] Nicolas BAILLY, Yvan PETIT et al. « Strain Rate Dependent Behavior of Vinyl Nitrile Helmet Foam in Compression and Combined Compression and Shear ». In : *Applied Sciences* 10.22 (jan. 2020). Number : 22, p. 8286. ISSN : 2076-3417. DOI : [10.3390/app10228286](https://doi.org/10.3390/app10228286) (cf. p. 60).
- [Bea+20] Marie-Hélène BEAUSÉJOUR, Yvan PETIT et al. « Contribution of injured posterior ligamentous complex and intervertebral disc on post-traumatic instability at the cervical spine ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23.12 (9 sept. 2020). Publisher : Taylor & Francis, p. 832-843. ISSN : 1025-5842. DOI : [10.1080/10255842.2020.1767776](https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1767776) (cf. p. 41, 60).
- [Bea+22] Marie-Hélène BEAUSÉJOUR, Eric WAGNAC et al. « Numerical Investigation of Spinal Cord Injury After Flexion-Distracton Injuries at the Cervical Spine ». eng. In : *Journal of Biomechanical Engineering* 144.1 (jan. 2022), p. 011011. ISSN : 1528-8951. DOI : [10.1115/1.4052003](https://doi.org/10.1115/1.4052003) (cf. p. 100, 110).

- [BSL86] Jeffrey A. BEEL et al. « Structural properties of spinal nerve roots : Biomechanics ». In : *Experimental Neurology* 91.1 (1^{er} jan. 1986), p. 30-40. ISSN : 0014-4886. DOI : [10.1016/0014-4886\(86\)90023-3](https://doi.org/10.1016/0014-4886(86)90023-3) (cf. p. 28, 53, 110).
- [Ber+19] Joel A. BERLINER et al. « Effect of extradural constriction on CSF flow in rat spinal cord ». In : *Fluids and Barriers of the CNS* 16.1 (26 mars 2019), p. 7. ISSN : 2045-8118. DOI : [10.1186/s12987-019-0127-8](https://doi.org/10.1186/s12987-019-0127-8) (cf. p. 32).
- [BT95] Lynne E. BILSTON et Lawrence E. THIBAUT. « The mechanical properties of the human cervical spinal cord In Vitro ». In : *Annals of Biomedical Engineering* 24.1 (1^{er} sept. 1995), p. 67-74. ISSN : 1573-9686. DOI : [10.1007/BF02770996](https://doi.org/10.1007/BF02770996) (cf. p. 46, 100).
- [BB24] Claire BRUNA-ROSSO et Marie-Hélène BEAUSÉJOUR. « Modeling of Cerebrospinal Fluid for Impact Biomechanics ». en. In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering II*. Sous la dir. de Wafa SKALLI et al. Cham : Springer Nature Switzerland, 2024, p. 242-249. ISBN : 978-3-031-55315-8. DOI : [10.1007/978-3-031-55315-8_27](https://doi.org/10.1007/978-3-031-55315-8_27) (cf. p. 115).
- [Can+21] Jose A. CANSECO et al. « Regional and experiential differences in surgeon preference for the treatment of cervical facet injuries : a case study survey with the AO Spine Cervical Classification Validation Group ». In : *European Spine Journal* 30.2 (1^{er} fév. 2021), p. 517-523. ISSN : 1432-0932. DOI : [10.1007/s00586-020-06535-z](https://doi.org/10.1007/s00586-020-06535-z) (cf. p. 39).
- [Cey+12] Davut CEYLAN et al. « The denticulate ligament : anatomical properties, functional and clinical significance ». In : *Acta Neurochirurgica* 154.7 (1^{er} juill. 2012), p. 1229-1234. ISSN : 0942-0940. DOI : [10.1007/s00701-012-1361-x](https://doi.org/10.1007/s00701-012-1361-x) (cf. p. 28, 108-110).
- [Cha+11] Wilson C. W. CHAN et al. « Structure and Biology of the Intervertebral Disk in Health and Disease ». In : *Orthopedic Clinics* 42.4 (1^{er} oct. 2011). Publisher : Elsevier, p. 447-464. ISSN : 0030-5898, 1558-1373. DOI : [10.1016/j.ocl.2011.07.012](https://doi.org/10.1016/j.ocl.2011.07.012) (cf. p. 24).
- [Cha+15] Cheng-Tao CHANG et al. « Finite element modeling of hyper-viscoelasticity of peripheral nerve ultrastructures ». In : *Journal of Biomechanics* 48.10 (16 juill. 2015), p. 1982-1987. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2015.04.004](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.004) (cf. p. 69, 113).
- [Cha+10] Dorian CHAUVET, Alexandre CARPENTIER, Jean-Marc ALLAIN et al. « Histological and biomechanical study of dura mater applied to the technique of dura splitting decompression in Chiari type I malformation ». In : *Neurosurgical Review* 33.3 (juill. 2010), 287-294, discussion 295. ISSN : 1437-2320. DOI : [10.1007/s10143-010-0261-x](https://doi.org/10.1007/s10143-010-0261-x) (cf. p. 49).

- [CCG09] Dorian CHAUVET, Alexandre CARPENTIER et Bernard GEORGE. « Dura splitting decompression in Chiari type 1 malformation : clinical experience and radiological findings ». In : *Neurosurgical Review* 32.4 (1^{er} oct. 2009), p. 465-470. ISSN : 1437-2320. DOI : [10.1007/s10143-009-0214-4](https://doi.org/10.1007/s10143-009-0214-4) (cf. p. 30).
- [Cla+13] Elizabeth C. CLARKE et al. « Computational fluid dynamics modelling of cerebrospinal fluid pressure in Chiari malformation and syringomyelia ». In : *Journal of Biomechanics* 46.11 (26 juill. 2013), p. 1801-1809. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2013.05.013](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.05.013) (cf. p. 41).
- [Czy+12] Marcin CZYŻ et al. « Finite element modelling of the cervical spinal cord injury– clinical assessment ». In : *Acta of Bioengineering and Biomechanics*; 04/2012; ISSN 1509-409X (2012). Medium : PDF. DOI : [10.5277/ABB120403](https://doi.org/10.5277/ABB120403) (cf. p. 40).
- [Dah14] Rully Hanafi DAHLAN. « (PDF) Morphometric Analysis of the Corpus, Spinal Canal and Torg Ratio Using Midsagittal Cervical Vertebrae Computed Tomography Scan : Indonesian Population ». In : *ResearchGate* (2014). DOI : [10.15850/ijih.v2n1.285](https://doi.org/10.15850/ijih.v2n1.285) (cf. p. 46).
- [DJF19] R Ryan DARBY et al. « Network localization of heterogeneous neuroimaging findings ». In : *Brain* 142.1 (1^{er} jan. 2019), p. 70-79. ISSN : 0006-8950. DOI : [10.1093/brain/awy292](https://doi.org/10.1093/brain/awy292) (cf. p. 26).
- [De +17] Benjamin DE LEENER et al. « SCT : Spinal Cord Toolbox, an open-source software for processing spinal cord MRI data ». In : *NeuroImage* 145 (Pt A 15 jan. 2017), p. 24-43. ISSN : 1095-9572. DOI : [10.1016/j.neuroimage.2016.10.009](https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2016.10.009) (cf. p. 47).
- [Den83] Francis DENIS. « The Three Column Spine and Its Significance in the Classification of Acute Thoracolumbar Spinal Injuries ». In : *Spine* 8.8 (déc. 1983), p. 817. ISSN : 0362-2436 (cf. p. 34).
- [DM16] Eric DIAZ et Humberto MORALES. « Spinal Cord Anatomy and Clinical Syndromes ». In : *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. SI : Spinal Cord Imaging, Part 1 37.5 (1^{er} oct. 2016), p. 360-371. ISSN : 0887-2171. DOI : [10.1053/j.sult.2016.05.002](https://doi.org/10.1053/j.sult.2016.05.002) (cf. p. 111).
- [Dio+20] L. DIOTALEVI et al. « In vitro assessment of the role of the nucleus pulposus in the mechanism of vertebral body fracture under dynamic compressive loading using high-speed cineradiography ». eng. In : *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference 2020* (juill. 2020), p. 4717-4720. ISSN : 2694-0604. DOI : [10.1109/EMBC44109.2020.9176150](https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9176150) (cf. p. 103).

- [EE14] Deniz ERBULUT et Deniz ERBULUT. « Biomechanical effect of graded facetectomy on asymmetrical finite element lumbar spine ». In : *Turkish Neurosurgery* (2014). ISSN : 1019-5149. DOI : [10.5137/1019-5149.JTN.11984-14.2](https://doi.org/10.5137/1019-5149.JTN.11984-14.2) (cf. p. 40).
- [Evi+22] Morgane EVIN et al. « Experimental Bi-axial tensile tests of spinal meningeal tissues and constitutive models comparison ». In : *Acta Biomaterialia* 140 (1^{er} mars 2022), p. 446-456. ISSN : 1742-7061. DOI : [10.1016/j.actbio.2021.11.028](https://doi.org/10.1016/j.actbio.2021.11.028) (cf. p. 49, 55, 69, 75).
- [Fra+16] Léo FRADET, Pierre-Jean ARNOUX, Virginie CALLOT et al. « Geometrical variations in white and gray matter affect the biomechanics of spinal cord injuries more than the arachnoid space ». In : *Advances in Mechanical Engineering* 8.8 (août 2016), p. 1687814016664703. ISSN : 1687-8140. DOI : [10.1177/1687814016664703](https://doi.org/10.1177/1687814016664703) (cf. p. 31, 115).
- [Fra+14] Léo FRADET, Pierre-Jean ARNOUX, Jean-Philippe RANJEVA et al. « Morphometrics of the Entire Human Spinal Cord and Spinal Canal Measured From In Vivo High-Resolution Anatomical Magnetic Resonance Imaging ». In : *Spine* 39.4 (15 fév. 2014), E262. ISSN : 0362-2436. DOI : [10.1097/BRS.000000000000125](https://doi.org/10.1097/BRS.000000000000125) (cf. p. 46).
- [Fre+19] Patrick FREUND et al. « MRI in traumatic spinal cord injury : from clinical assessment to neuroimaging biomarkers ». English. In : *The Lancet Neurology* 18.12 (déc. 2019). Publisher : Elsevier, p. 1123-1135. ISSN : 1474-4422, 1474-4465. DOI : [10.1016/S1474-4422\(19\)30138-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(19)30138-3) (cf. p. 103).
- [Fri+04] Sigrid FRIESE et al. « The Influence of Pulse and Respiration on Spinal Cerebrospinal Fluid Pulsation ». en-US. In : *Investigative Radiology* 39.2 (fév. 2004), p. 120. DOI : [10.1097/01.rli.0000112089.66448.bd](https://doi.org/10.1097/01.rli.0000112089.66448.bd) (cf. p. 33).
- [GSB18] Simon GARNOTEL et al. « Numerical Cerebrospinal System Modeling in Fluid-Structure Interaction ». eng. In : *Acta Neurochirurgica. Supplement* 126 (2018), p. 255-259. ISSN : 0065-1419. DOI : [10.1007/978-3-319-65798-1_51](https://doi.org/10.1007/978-3-319-65798-1_51) (cf. p. 31).
- [GK22] Cameron M. GEE et Brian K. KWON. « Significance of spinal cord perfusion pressure following spinal cord injury : A systematic scoping review ». In : *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 34 (sept. 2022), p. 102024. ISSN : 0976-5662. DOI : [10.1016/j.jcot.2022.102024](https://doi.org/10.1016/j.jcot.2022.102024) (cf. p. 102).
- [Gra+18] Lukas GRASSNER et al. « Spinal Meninges and Their Role in Spinal Cord Injury : A Neuroanatomical Review ». In : *Journal of Neurotrauma* 35.3 (1^{er} fév. 2018), p. 403-410. ISSN : 1557-9042. DOI : [10.1089/neu.2017.5215](https://doi.org/10.1089/neu.2017.5215) (cf. p. 30).
- [] *Gray's Anatomy for Students E-Book : 4th edition* | Richard L. Drake | ISBN : 9780323611053. Elsevier Australia Bookstore (cf. p. 27-29, 31).

- [GGO08] Carolyn Y. GREAVES et al. « A Three-Dimensional Finite Element Model of the Cervical Spine with Spinal Cord : An Investigation of Three Injury Mechanisms ». In : *Annals of Biomedical Engineering* 36.3 (1^{er} mars 2008), p. 396-405. ISSN : 1573-9686. DOI : [10.1007/s10439-008-9440-0](https://doi.org/10.1007/s10439-008-9440-0) (cf. p. 40).
- [Has+11] Rebecca M. HASLER et al. « Epidemiology and predictors of spinal injury in adult major trauma patients : European cohort study ». In : *European Spine Journal* 20.12 (1^{er} déc. 2011), p. 2174-2180. ISSN : 1432-0932. DOI : [10.1007/s00586-011-1866-7](https://doi.org/10.1007/s00586-011-1866-7) (cf. p. 33).
- [Ich+03] Kazuhiko ICHIHARA et al. « Mechanism of the spinal cord injury and the cervical spondylotic myelopathy : new approach based on the mechanical features of the spinal cord white and gray matter ». In : *Journal of Neurosurgery : Spine* 99.3 (1^{er} oct. 2003). Publisher : Journal of Neurosurgery Publishing Group, p. 278-285. DOI : [10.3171/spi.2003.99.3.0278](https://doi.org/10.3171/spi.2003.99.3.0278) (cf. p. 100).
- [Jac+04] Amie B. JACKSON et al. « A demographic profile of new traumatic spinal cord injuries : Change and stability over 30 years ». In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85.11 (1^{er} nov. 2004), p. 1740-1748. ISSN : 0003-9993. DOI : [10.1016/j.apmr.2004.04.035](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.04.035) (cf. p. 33).
- [Kal+09] Wojciech KALATA et al. « MR Measurement of Cerebrospinal Fluid Velocity Wave Speed in the Spinal Canal ». In : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 56.6 (2009), p. 1765-1768. DOI : [10.1109/TBME.2008.2011647](https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2011647) (cf. p. 32).
- [Kam+95] Takashi KAMEYAMA et al. « Spinal cord morphology and pathology in ossification of the posterior longitudinal ligament ». In : *Brain* 118.1 (1^{er} fév. 1995), p. 263-278. ISSN : 0006-8950. DOI : [10.1093/brain/118.1.263](https://doi.org/10.1093/brain/118.1.263) (cf. p. 44).
- [Kar+17] Maitreyee KAR et al. « MRI Study on Spinal Canal Morphometry : An Indian Study ». In : *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR* 11.5 (mai 2017), AC08-AC11. ISSN : 2249-782X. DOI : [10.7860/JCDR/2017/25981.9899](https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/25981.9899) (cf. p. 46).
- [Kas+08] Georgios B. KASIMATIS et al. « The Adult Spinal Cord Injury Without Radiographic Abnormalities Syndrome : Magnetic Resonance Imaging and Clinical Findings in Adults With Spinal Cord Injuries Having Normal Radiographs and Computed Tomography Studies ». In : *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 65.1 (juill. 2008), p. 86. ISSN : 2163-0755. DOI : [10.1097/TA.0b013e318157495a](https://doi.org/10.1097/TA.0b013e318157495a) (cf. p. 39).
- [Kat+12] Fumihiko KATO et al. « Normal morphology, age-related changes and abnormal findings of the cervical spine. Part II : Magnetic resonance imaging of over 1,200 asymptomatic subjects ». In : *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* 21.8 (août 2012), p. 1499-1507. ISSN : 1432-0932. DOI : [10.1007/s00586-012-2176-4](https://doi.org/10.1007/s00586-012-2176-4) (cf. p. 46).
- [Kat+08] Yoshihiko KATO et al. « Biomechanical study of cervical flexion myelopathy using a three-dimensional finite element method ». In : *Journal of Neurosurgery. Spine* 8.5 (mai 2008), p. 436-441. ISSN : 1547-5654. DOI : [10.3171/SPI/2008/8/5/436](https://doi.org/10.3171/SPI/2008/8/5/436) (cf. p. 46).
- [Kav+23] Michael D. KAVANAGH et al. « Canal narrowing in adult patients with cervical spinal cord injury without computed tomography evidence of trauma ». eng. In : *Clinical Imaging* 99 (juill. 2023), p. 67-72. ISSN : 1873-4499. DOI : [10.1016/j.clinimag.2023.04.008](https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2023.04.008) (cf. p. 101, 102).
- [Khu+17] Batbayar KHUYAGBAATAR et al. « Biomechanical investigation of post-operative C5 palsy due to ossification of the posterior longitudinal ligament in different types of cervical spinal alignment ». In : *Journal of Biomechanics* 57 (24 mai 2017), p. 54-61. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2017.03.019](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.019) (cf. p. 41).
- [KD97] Markus KIEFER et Stanislas DEHAENE. « The Time Course of Parietal Activation in Single-digit Multiplication : Evidence from Event-related Potentials ». In : *Mathematical Cognition* 3.1 (1^{er} avr. 1997). Publisher : Routledge, p. 1-30. ISSN : 1354-6791. DOI : [10.1080/135467997387461](https://doi.org/10.1080/135467997387461) (cf. p. 55).
- [Kin+] Ahmet KINACI et al. « Histologic Comparison of the Dura Mater among Species ». In : *Comparative Medicine* 70.2 (). Publisher : American Association for Laboratory Animal Science, p. 170-175. ISSN : 1532-0820. DOI : [10.30802/AALAS-CM-19-000022](https://doi.org/10.30802/AALAS-CM-19-000022) (cf. p. 48).
- [Kiv+16] Vesa KIVINIEMI et al. « Ultra-fast magnetic resonance encephalography of physiological brain activity – Glymphatic pulsation mechanisms? » EN. In : *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism* 36.6 (juin 2016). Publisher : SAGE Publications Ltd STM, p. 1033-1045. ISSN : 0271-678X. DOI : [10.1177/0271678X15622047](https://doi.org/10.1177/0271678X15622047) (cf. p. 33).
- [Ko+04] H.-Y. KO et al. « Gross quantitative measurements of spinal cord segments in human ». In : *Spinal Cord* 42.1 (jan. 2004). Publisher : Nature Publishing Group, p. 35-40. ISSN : 1476-5624. DOI : [10.1038/sj.sc.3101538](https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101538) (cf. p. 44, 46).
- [Kon+18] Lingde KONG et al. « Predictive factors of symptomatic lumbar canal stenosis in patients after surgery for cervical spondylotic myelopathy ». In : *Therapeutics and Clinical Risk Management* 14 (2018), p. 483-488. ISSN : 1176-6336. DOI : [10.2147/TCRM.S156364](https://doi.org/10.2147/TCRM.S156364) (cf. p. 47).

- [KH16] Yogesh KUMAR et Daichi HAYASHI. « Role of magnetic resonance imaging in acute spinal trauma : a pictorial review ». In : *BMC Musculoskeletal Disorders* 17 (juill. 2016), p. 310. ISSN : 1471-2474. DOI : [10.1186/s12891-016-1169-6](https://doi.org/10.1186/s12891-016-1169-6) (cf. p. 102).
- [Kuw+06] Yasuyuki KUWAZAWA et al. « The Length of the Cervical Cord : Effects of Postural Changes in Healthy Volunteers Using Positional Magnetic Resonance Imaging ». In : *Spine* 31.17 (1^{er} août 2006), E579. ISSN : 0362-2436. DOI : [10.1097/01.brs.0000229228.62627.75](https://doi.org/10.1097/01.brs.0000229228.62627.75) (cf. p. 46).
- [Leb+11] Darren R. LEBL et al. « Cervical spondylotic myelopathy : pathophysiology, clinical presentation, and treatment ». In : *HSS journal : the musculoskeletal journal of Hospital for Special Surgery* 7.2 (juill. 2011), p. 170-178. ISSN : 1556-3324. DOI : [10.1007/s11420-011-9208-1](https://doi.org/10.1007/s11420-011-9208-1) (cf. p. 18).
- [LSE24] Lugdivine LEBLOND et al. « Cerebro-spinal flow pattern in the cervical subarachnoid space of healthy volunteers : Influence of the spinal cord morphology ». eng. In : *PloS One* 19.8 (2024), e0290927. ISSN : 1932-6203. DOI : [10.1371/journal.pone.0290927](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290927) (cf. p. 115).
- [Leu+09] Philipp LEUCHT et al. « Epidemiology of traumatic spine fractures ». In : *Injury* 40.2 (1^{er} fév. 2009), p. 166-172. ISSN : 0020-1383. DOI : [10.1016/j.injury.2008.06.040](https://doi.org/10.1016/j.injury.2008.06.040) (cf. p. 33).
- [Lév+21] Simon LÉVY et al. « Biomechanical comparison of spinal cord compression types occurring in Degenerative Cervical Myelopathy ». In : *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 81 (jan. 2021), p. 105174. ISSN : 1879-1271. DOI : [10.1016/j.clinbiomech.2020.105174](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105174) (cf. p. 47).
- [LFB08] B. G. LEYPOLD et al. « The Early Evolution of Spinal Cord Lesions on MR Imaging following Traumatic Spinal Cord Injury ». en. In : *American Journal of Neuroradiology* 29.5 (mai 2008). Publisher : American Journal of Neuroradiology, p. 1012-1016. ISSN : 0195-6108, 1936-959X. DOI : [10.3174/ajnr.A0962](https://doi.org/10.3174/ajnr.A0962) (cf. p. 102).
- [LD09] Xin-Feng LI et Li-Yang DAI. « Three-dimensional finite element model of the cervical spinal cord : preliminary results of injury mechanism analysis ». In : *Spine* 34.11 (15 mai 2009), p. 1140-1147. ISSN : 1528-1159. DOI : [10.1097/BRS.0b013e31819e2af1](https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31819e2af1) (cf. p. 19).
- [Lie+12] Thomas LIEUTAUD et al. « Spinal Cord Injuries Sustained in Road Crashes Are Not on the Decrease in France : A Study Based on Epidemiological Trends ». In : *Journal of Neurotrauma* 29.3 (10 fév. 2012). Publisher : Mary Ann Liebert, Inc., publishers, p. 479-487. ISSN : 0897-7151. DOI : [10.1089/neu.2011.1880](https://doi.org/10.1089/neu.2011.1880) (cf. p. 39).
- [Lun+21] Joan K. LUNNEY et al. « Importance of the pig as a human biomedical model ». In : *Science Translational Medicine* 13.621 (24 nov. 2021). Publisher : American Association for the Advancement of Science, eabd5758. DOI : [10.1126/scitranslmed.abd5758](https://doi.org/10.1126/scitranslmed.abd5758) (cf. p. 48).

- [Ma+13] Zhijun MA et al. « In vitro and in vivo mechanical properties of human ulnar and median nerves ». In : *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 101A.9 (2013). _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/jbm.a.34573>, p. 2718-2725. ISSN : 1552-4965. DOI : [10.1002/jbm.a.34573](https://doi.org/10.1002/jbm.a.34573) (cf. p. 69).
- [Mae+12] Takeshi MAEDA et al. « Soft-tissue damage and segmental instability in adult patients with cervical spinal cord injury without major bone injury ». In : *Spine* 37.25 (1^{er} déc. 2012), E1560-1566. ISSN : 1528-1159. DOI : [10.1097/BRS.0b013e318272f345](https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318272f345) (cf. p. 39).
- [Mag+94] F. MAGERL et al. « A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries ». In : *European Spine Journal* 3.4 (1^{er} août 1994), p. 184-201. ISSN : 1432-0932. DOI : [10.1007/BF02221591](https://doi.org/10.1007/BF02221591) (cf. p. 34).
- [MES08] Jason T. MAIKOS et al. « Mechanical Properties of Dura Mater from the Rat Brain and Spinal Cord ». In : *Journal of Neurotrauma* 25.1 (jan. 2008), p. 38-51. ISSN : 0897-7151, 1557-9042. DOI : [10.1089/neu.2007.0348](https://doi.org/10.1089/neu.2007.0348) (cf. p. 49, 50).
- [MSL75] A. MARMAROU et al. « Compartmental analysis of compliance and outflow resistance of the cerebrospinal fluid system ». eng. In : *Journal of Neurosurgery* 43.5 (nov. 1975), p. 523-534. ISSN : 0022-3085. DOI : [10.3171/jns.1975.43.5.0523](https://doi.org/10.3171/jns.1975.43.5.0523) (cf. p. 31).
- [MH19] Bryn MARTIN et Soroush HEIDARI PAHLAVIAN. « Anatomy and Physiology of Cerebrospinal Fluid Dynamics ». In : Academic Press, jan. 2019, p. 73-89. ISBN : 9780128139974. DOI : [10.1016/B978-0-12-813997-4.00005-0](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813997-4.00005-0) (cf. p. 32, 33).
- [May+97] Frederick M MAYNARD et al. « International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury ». In : *Spinal Cord* 35.5 (mai 1997), p. 266-274. ISSN : 1362-4393, 1476-5624. DOI : [10.1038/sj.sc.3100432](https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100432) (cf. p. 37).
- [Maz+12] Emilia MAZGAJCZYK et al. « Mechanical properties of cervical dura mater ». In : *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 14.1 (2012), p. 51-58. ISSN : 2450-6303 (cf. p. 49, 50).
- [McC+17] D. B. MCCOY et al. « MRI Atlas-Based Measurement of Spinal Cord Injury Predicts Outcome in Acute Flaccid Myelitis ». eng. In : *AJNR. American journal of neuroradiology* 38.2 (fév. 2017), p. 410-417. ISSN : 1936-959X. DOI : [10.3174/ajnr.A5044](https://doi.org/10.3174/ajnr.A5044) (cf. p. 102).
- [Mon+23] N. MONGAY-OCHOA et al. « Validation of a New Semiautomated Segmentation Pipeline Based on the Spinal Cord Toolbox DeepSeg Algorithm to Estimate the Cervical Canal Area ». In : *AJNR. American journal of neuroradiology* 44.7 (juill. 2023), p. 867-872. ISSN : 1936-959X. DOI : [10.3174/ajnr.A7899](https://doi.org/10.3174/ajnr.A7899) (cf. p. 47).

- [Mor+18] Martin M. MORTAZAVI et al. « Subarachnoid Trabeculae : A Comprehensive Review of Their Embryology, Histology, Morphology, and Surgical Significance ». In : *World Neurosurgery* 111 (mars 2018), p. 279-290. ISSN : 1878-8769. DOI : [10.1016/j.wneu.2017.12.041](https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.12.041) (cf. p. 30).
- [Nic49] E. A. NICOLL. « FRACTURES OF THE DORSO-LUMBAR SPINE ». In : *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 31-B.3 (1^{er} août 1949). Publisher : Bone & Joint, p. 376-394. ISSN : 2049-4408. DOI : [10.1302/0301-620X.31B3.376](https://doi.org/10.1302/0301-620X.31B3.376) (cf. p. 34).
- [Nis+15] Norihiro NISHIDA et al. « Mechanical properties of nerve roots and rami radicales isolated from fresh pig spinal cords ». In : *Neural regeneration research* 10.11 (1^{er} nov. 2015), p. 1869-1873. ISSN : 1876-7958. DOI : [10.4103/1673-5374.170319](https://doi.org/10.4103/1673-5374.170319) (cf. p. 54).
- [Nou+17] Aria NOURI et al. « Cervical Cord-Canal Mismatch : A New Method for Identifying Predisposition to Spinal Cord Injury ». eng. In : *World Neurosurgery* 108 (déc. 2017), p. 112-117. ISSN : 1878-8769. DOI : [10.1016/j.wneu.2017.08.018](https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.08.018) (cf. p. 105).
- [Oak+06] R J OAKLAND et al. « The Biomechanical Response of Spinal Cord Tissue to Uniaxial Loading ». In : *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine* 220.4 (1^{er} avr. 2006). Publisher : IMECHE, p. 489-492. ISSN : 0954-4119. DOI : [10.1243/09544119JEIM135](https://doi.org/10.1243/09544119JEIM135) (cf. p. 55).
- [OSS04] R. W. OGDEN et al. « Fitting hyperelastic models to experimental data ». In : *Computational Mechanics* 34.6 (1^{er} nov. 2004), p. 484-502. ISSN : 1432-0924. DOI : [10.1007/s00466-004-0593-y](https://doi.org/10.1007/s00466-004-0593-y) (cf. p. 69, 70).
- [OH97] Raymond William OGDEN et Rodney HILL. « Large deformation isotropic elasticity – on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids ». In : *Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences* 326.1567 (jan. 1997). Publisher : Royal Society, p. 565-584. DOI : [10.1098/rspa.1972.0026](https://doi.org/10.1098/rspa.1972.0026) (cf. p. 55).
- [Oli+16] Celmir de OLIVEIRA VILAÇA et al. « Cervical Spondylotic Myelopathy : What the Neurologist Should Know ». In : *Neurology International* 8.4 (23 nov. 2016), p. 6330. ISSN : 2035-8385. DOI : [10.4081/ni.2016.6330](https://doi.org/10.4081/ni.2016.6330) (cf. p. 18).
- [Oyi11] Charles OYINBO. « Secondary injury mechanisms in traumatic spinal cord injury : a nugget of this multiply cascade ». In : *Acta Neurobiologiae Experimentalis* 71.2 (30 juin 2011). Number : 2, p. 281-299. ISSN : 1689-0035. DOI : [10.55782/ane-2011-1848](https://doi.org/10.55782/ane-2011-1848) (cf. p. 38).
- [Oza+04] Hiroshi OZAWA et al. « Mechanical properties and function of the spinal pia mater ». In : *Journal of Neurosurgery. Spine* 1.1 (juill. 2004), p. 122-127. ISSN : 1547-5654. DOI : [10.3171/spi.2004.1.1.0122](https://doi.org/10.3171/spi.2004.1.1.0122) (cf. p. 49, 50).

- [Pah+14] Soroush Heidari PAHLAVIAN et al. « The Impact of Spinal Cord Nerve Roots and Denticulate Ligaments on Cerebrospinal Fluid Dynamics in the Cervical Spine ». In : *PLOS ONE* 9.4 (7 avr. 2014). Publisher : Public Library of Science, e91888. ISSN : 1932-6203. DOI : [10.1371/journal.pone.0091888](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0091888) (cf. p. 41, 44, 100).
- [Pan92] Manohar M. PANJABI. « The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement : » in : *Journal of Spinal Disorders* 5.4 (déc. 1992), p. 383-389. ISSN : 0895-0385. DOI : [10.1097/00002517-199212000-00001](https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001) (cf. p. 36).
- [Pat+93] Dennis J. PATIN et al. « Anatomic and Biomechanical Properties of Human Lumbar Dura Mater ». In : *Anesthesia & Analgesia* 76.3 (mars 1993), p. 535. ISSN : 0003-2999 (cf. p. 30, 49, 50).
- [PSH11] Cecilia PERSSON et al. « The Importance of Fluid-Structure Interaction in Spinal Trauma Models ». In : *Journal of Neurotrauma* 28.1 (jan. 2011). Publisher : Mary Ann Liebert, Inc., publishers, p. 113-125. ISSN : 0897-7151. DOI : [10.1089/neu.2010.1332](https://doi.org/10.1089/neu.2010.1332) (cf. p. 31, 49).
- [Pic+06] Gwynedd E. PICKETT et al. « Epidemiology of Traumatic Spinal Cord Injury in Canada ». In : *Spine* 31.7 (1^{er} avr. 2006), p. 799. ISSN : 0362-2436. DOI : [10.1097/01.brs.0000207258.80129.03](https://doi.org/10.1097/01.brs.0000207258.80129.03) (cf. p. 33).
- [Pol+14] Katarzyna POLAK et al. « Biomechanical characteristics of the porcine denticulate ligament in different vertebral levels of the cervical spine—Preliminary results of an experimental study ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 34 (1^{er} juin 2014), p. 165-170. ISSN : 1751-6161. DOI : [10.1016/j.jmbbm.2014.02.010](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.010) (cf. p. 28, 50, 52, 73, 107, 114).
- [Pol+19] Katarzyna POLAK-KRAŚNA et al. « The denticulate ligament – Tensile characterisation and finite element micro-scale model of the structure stabilising spinal cord ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 91 (1^{er} mars 2019), p. 10-17. ISSN : 1751-6161. DOI : [10.1016/j.jmbbm.2018.11.017](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.11.017) (cf. p. 50, 53, 107, 114).
- [Rah+24] Mahmudur RAHMAN et al. « Using Finite Element Models to Assess Spinal Cord Biomechanics after Cervical Laminoplasty for Degenerative Cervical Myelopathy ». In : *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 14.14 (12 juill. 2024), p. 1497. ISSN : 2075-4418. DOI : [10.3390/diagnostics14141497](https://doi.org/10.3390/diagnostics14141497) (cf. p. 19).
- [Ram+18] Nicole L. RAMO et al. « Comparison of *in vivo* and *ex vivo* viscoelastic behavior of the spinal cord ». In : *Acta Biomaterialia* 68 (1^{er} mars 2018), p. 78-89. ISSN : 1742-7061. DOI : [10.1016/j.actbio.2017.12.024](https://doi.org/10.1016/j.actbio.2017.12.024) (cf. p. 49, 100).

- [Ras+17] Henitsoa RASOANANDRIANINA et al. « Region-specific impairment of the cervical spinal cord (SC) in amyotrophic lateral sclerosis : A preliminary study using SC templates and quantitative MRI (diffusion tensor imaging/inhomogeneous magnetization transfer) ». eng. In : *NMR in biomedicine* 30.12 (déc. 2017). ISSN : 1099-1492. DOI : [10.1002/nbm.3801](https://doi.org/10.1002/nbm.3801) (cf. p. 102).
- [Rei+04] Miguel Angel REINA, Oscar De León CASASOLA et al. « Ultrastructural Findings in Human Spinal Pia Mater in Relation to Subarachnoid Anesthesia ». In : *Anesthesia & Analgesia* 98.5 (mai 2004), p. 1479. ISSN : 0003-2999. DOI : [10.1213/01.ANE.0000113240.09354.E9](https://doi.org/10.1213/01.ANE.0000113240.09354.E9) (cf. p. 30).
- [Rei+08] Miguel Angel REINA, Fabiola MACHES et al. « The ultrastructure of the spinal arachnoid in humans and its impact on spinal anesthesia, cauda equina syndrome, and transient neurological syndrome ». In : *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management. Anatomy in Regional Anesthesia* 12.3 (1^{er} juill. 2008), p. 153-160. ISSN : 1084-208X. DOI : [10.1053/j.trap.2008.03.002](https://doi.org/10.1053/j.trap.2008.03.002) (cf. p. 30).
- [RPD15] Miguel Angel REINA, Paloma PULIDO et al. « Ultrastructure of the Spinal Arachnoid Layer ». In : *Atlas of Functional Anatomy for Regional Anesthesia and Pain Medicine : Human Structure, Ultrastructure and 3D Reconstruction Images*. Sous la dir. de Miguel Angel REINA et al. Cham : Springer International Publishing, 2015, p. 435-453. ISBN : 978-3-319-09522-6. DOI : [10.1007/978-3-319-09522-6_21](https://doi.org/10.1007/978-3-319-09522-6_21) (cf. p. 30).
- [Rob+02] Angus ROBERTSON et al. « Spinal Injury Patterns Resulting From Car and Motorcycle Accidents ». In : *Spine* 27.24 (15 déc. 2002), p. 2825. ISSN : 0362-2436 (cf. p. 34).
- [Run+99] Massimo RUNZA et al. « Lumbar Dura Mater Biomechanics : Experimental Characterization and Scanning Electron Microscopy Observations ». In : *Anesthesia & Analgesia* 88.6 (juin 1999), p. 1317. ISSN : 0003-2999. DOI : [10.1213/00000539-199906000-00022](https://doi.org/10.1213/00000539-199906000-00022) (cf. p. 49).
- [Rut+17] Joost P. H. J. RUTGES et al. « A prospective serial MRI study following acute traumatic cervical spinal cord injury ». In : *European Spine Journal* 26.9 (1^{er} sept. 2017), p. 2324-2332. ISSN : 1432-0932. DOI : [10.1007/s00586-017-5097-4](https://doi.org/10.1007/s00586-017-5097-4) (cf. p. 102).
- [SCC11] L. SAKKA et al. « Anatomie et physiologie du liquide cébrospinal ». In : *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale* 128.6 (1^{er} déc. 2011), p. 359-366. ISSN : 1879-7261. DOI : [10.1016/j.aforl.2011.09.004](https://doi.org/10.1016/j.aforl.2011.09.004) (cf. p. 31, 32).
- [SGC16] Laurent SAKKA et al. « Anatomy of the Spinal Meninges ». In : *Operative Neurosurgery (Hagerstown, Md.)* 12.2 (1^{er} juin 2016), p. 168-188. ISSN : 2332-4260. DOI : [10.1227/NEU.0000000000001048](https://doi.org/10.1227/NEU.0000000000001048) (cf. p. 26, 30).

- [Sas+17] Lucas R. SASS et al. « A 3D subject-specific model of the spinal subarachnoid space with anatomically realistic ventral and dorsal spinal cord nerve rootlets ». In : *Fluids and Barriers of the CNS* 14.1 (19 déc. 2017), p. 36. ISSN : 2045-8118. DOI : [10.1186/s12987-017-0085-y](https://doi.org/10.1186/s12987-017-0085-y) (cf. p. 41, 43, 44).
- [Sch+17] Dominic T. SCHOMBERG et al. « Translational Relevance of Swine Models of Spinal Cord Injury ». In : *Journal of Neurotrauma* 34.3 (fév. 2017). Publisher : Mary Ann Liebert, Inc., publishers, p. 541-551. ISSN : 0897-7151. DOI : [10.1089/neu.2016.4567](https://doi.org/10.1089/neu.2016.4567) (cf. p. 48).
- [SDP14] Snehal S. SHETYE et al. « Biaxial response of ovine spinal cord dura mater ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 34 (1^{er} juin 2014), p. 146-153. ISSN : 1751-6161. DOI : [10.1016/j.jmbbm.2014.02.014](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.014) (cf. p. 49).
- [SI16] Matthew J. SIMON et Jeffrey J. ILIFF. « Regulation of cerebrospinal fluid (CSF) flow in neurodegenerative, neurovascular and neuroinflammatory disease ». In : *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Molecular Basis of Disease*. NEUROINFLAMMATION : A common denominator for stroke, multiple sclerosis and Alzheimer's disease 1862.3 (1^{er} mars 2016), p. 442-451. ISSN : 0925-4439. DOI : [10.1016/j.bbadis.2015.10.014](https://doi.org/10.1016/j.bbadis.2015.10.014) (cf. p. 32).
- [Sin+06] Anita SINGH et al. « Mechanical properties of spinal nerve roots subjected to tension at different strain rates ». In : *Journal of Biomechanics* 39.9 (1^{er} jan. 2006), p. 1669-1676. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2005.04.023](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.023) (cf. p. 53, 54, 69, 110, 111).
- [Sin+23] Ishan SINGHAL et al. « Finite element modeling of the human cervical spinal cord and its applications : A systematic review ». In : *North American Spine Society Journal (NASSJ)* 15 (1^{er} sept. 2023). Publisher : Elsevier. ISSN : 2666-5484. DOI : [10.1016/j.xnsj.2023.100246](https://doi.org/10.1016/j.xnsj.2023.100246) (cf. p. 19).
- [Smi+13] Justin S. SMITH et al. « Association of myelopathy scores with cervical sagittal balance and normalized spinal cord volume : analysis of 56 preoperative cases from the AOSpine North America Myelopathy study ». In : *Spine* 38.22 (15 oct. 2013), S161-170. ISSN : 1528-1159. DOI : [10.1097/BRS.0b013e3182a7eb9e](https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182a7eb9e) (cf. p. 46).
- [Sri+19] Jayashri SRINIVASAN et al. *Netter's Neurology E-Book : Netter's Neurology E-Book*. Google-Books-ID : hyyKDwAAQBAJ. Elsevier Health Sciences, 25 fév. 2019. 839 p. ISBN : 978-0-323-55479-4 (cf. p. 24).
- [Sto+19] Kirsten E. STONER et al. « Measurement of in vivo spinal cord displacement and strain fields of healthy and myelopathic cervical spinal cord ». In : *Journal of Neurosurgery : Spine* 31.1 (22 mars 2019). Publisher : American Association of Neurological Surgeons, p. 53-59. DOI : [10.3171/2018.12.SPINE18989](https://doi.org/10.3171/2018.12.SPINE18989) (cf. p. 46).

- [Sud21] Patrice SUDRES. « Biomechanics between the cerebrospinal fluid and the spinal central nervous system : towards a modelling of fluid-structure interactions. » en. Thèse de doct. Université Aix-Marseille, mars 2021 (cf. p. 103, 104).
- [Sud+20] Patrice SUDRES, Morgane EVIN, Pierre-Jean ARNOUX et al. « Cervical Canal Morphology : Effects of Neck Flexion in Normal Condition : New Elements for Biomechanical Simulations and Surgical Management ». In : *Spine* 45.16 (15 août 2020), p. 1102. ISSN : 0362-2436. DOI : [10.1097/BRS.0000000000003496](https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000003496) (cf. p. 46, 63, 65, 110).
- [Sud+21] Patrice SUDRES, Morgane EVIN, Eric WAGNAC et al. « Tensile mechanical properties of the cervical, thoracic and lumbar porcine spinal meninges ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 115 (1^{er} mars 2021), p. 104280. ISSN : 1751-6161. DOI : [10.1016/j.jmbbm.2020.104280](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104280) (cf. p. 49, 76, 77).
- [Sun74] Sydney SUNDERLAND. « Mechanisms of cervical nerve root avulsion in injuries of the neck and shoulder ». In : *Journal of Neurosurgery* 41.6 (1^{er} déc. 1974). Publisher : Journal of Neurosurgery Publishing Group Section : Journal of Neurosurgery, p. 705-714. DOI : [10.3171/jns.1974.41.6.0705](https://doi.org/10.3171/jns.1974.41.6.0705) (cf. p. 110).
- [SL11] Brian SWEETMAN et Andreas A. LINNINGER. « Cerebrospinal Fluid Flow Dynamics in the Central Nervous System ». In : *Annals of Biomedical Engineering* 39.1 (1^{er} jan. 2011), p. 484-496. ISSN : 1573-9686. DOI : [10.1007/s10439-010-0141-0](https://doi.org/10.1007/s10439-010-0141-0) (cf. p. 41).
- [Szo+21] Sylwia SZOTEK et al. « The biomechanical characteristics of spinal dura mater in the context of its basic morphology ». In : *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 23.4 (2021). ISSN : 1509-409X, 1509-409X. DOI : [10.37190/ABB-01972-2021-02](https://doi.org/10.37190/ABB-01972-2021-02) (cf. p. 108).
- [Tac+18] G. TACCOLA et al. « And yet it moves : Recovery of volitional control after spinal cord injury ». In : *Progress in Neurobiology* 160 (1^{er} jan. 2018), p. 64-81. ISSN : 0301-0082. DOI : [10.1016/j.pneurobio.2017.10.004](https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2017.10.004) (cf. p. 40).
- [Tam+18] Atsutaka TAMURA, Jun-ichi HONGU et al. « Dynamic Tensile Behavior of Fiber Bundles Freshly Isolated From Nerve Roots ». In : ASME 2017 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. American Society of Mechanical Engineers Digital Collection, 10 jan. 2018. DOI : [10.1115/IMECE2017-70796](https://doi.org/10.1115/IMECE2017-70796) (cf. p. 54, 68, 69, 113).
- [Tam+15] Atsutaka TAMURA, Junji MURAKAMI et al. « Strain Rate Effects on the Tensile Behavior of Fiber Bundles Isolated from Nerve Root ». In : *JOURNAL OF SUSTAINABLE RESEARCH IN ENGINEERING* 2.2 (2015), p. 63-69. ISSN : 2409-1243 (cf. p. 110).

- [Tan+15] Kevin M. TANGEN et al. « CNS wide simulation of flow resistance and drug transport due to spinal microanatomy ». In : *Journal of Biomechanics* 48.10 (16 juill. 2015), p. 2144-2154. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2015.02.018](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.018) (cf. p. 41, 100).
- [Tas+16] Manuel TASO et al. « Tract-specific and age-related variations of the spinal cord microstructure : a multi-parametric MRI study using diffusion tensor imaging (DTI) and inhomogeneous magnetization transfer (ihMT) ». en. In : *NMR in Biomedicine* 29.6 (2016). _eprint : <https://analyticalscience-journals.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/nbm.3530>, p. 817-832. ISSN : 1099-1492. DOI : [10.1002/nbm.3530](https://doi.org/10.1002/nbm.3530) (cf. p. 102).
- [TN01] E. C TEO et H. W NG. « Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method ». In : *Medical Engineering & Physics* 23.3 (1^{er} avr. 2001), p. 155-164. ISSN : 1350-4533. DOI : [10.1016/S1350-4533\(01\)00036-4](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00036-4) (cf. p. 36).
- [TD18] Gerard J. TORTORA et Bryan H. DERRICKSON. *Principles of Anatomy and Physiology*. Google-Books-ID : aSaVDwAAQBAJ. John Wiley & Sons, 15 mai 2018. 1245 p. ISBN : 978-1-119-44445-9 (cf. p. 28).
- [TGL23] Carl TROLLE et al. « Spinal cord atrophy after spinal cord injury – A systematic review and meta-analysis ». In : *NeuroImage : Clinical* 38 (10 mars 2023), p. 103372. ISSN : 2213-1582. DOI : [10.1016/j.nicl.2023.103372](https://doi.org/10.1016/j.nicl.2023.103372) (cf. p. 47).
- [Tub+01] R. Shane TUBBS et al. « The denticulate ligament : anatomy and functional significance ». In : *Journal of Neurosurgery : Spine* 94.2 (1^{er} avr. 2001), p. 271-275. DOI : [10.3171/spi.2001.94.2.0271](https://doi.org/10.3171/spi.2001.94.2.0271) (cf. p. 28).
- [Vac+07] Alexander R. VACCARO et al. « The Subaxial Cervical Spine Injury Classification System : A Novel Approach to Recognize the Importance of Morphology, Neurology, and Integrity of the Disco-Ligamentous Complex ». In : *Spine* 32.21 (1^{er} oct. 2007), p. 2365. ISSN : 0362-2436. DOI : [10.1097/BRS.0b013e3181557b92](https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181557b92) (cf. p. 35, 36, 47, 78).
- [Val+24] Jan VALOŠEK et al. « Automatic segmentation of the spinal cord nerve rootlets ». In : *Imaging Neuroscience* 2 (juill. 2024), imag-2-00218. ISSN : 2837-6056. DOI : [10.1162/imag_a_00218](https://doi.org/10.1162/imag_a_00218) (cf. p. 47, 105).
- [Vil+15] L. M. VILLAR et al. « Cerebrospinal fluid immunological biomarkers associated with axonal damage in multiple sclerosis ». In : *European Journal of Neurology* 22.8 (2015). _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/ene.12579>, p. 1169-1175. ISSN : 1468-1331. DOI : [10.1111/ene.12579](https://doi.org/10.1111/ene.12579) (cf. p. 32).
- [VA18] Scott A. VINCENT et Paul A. ANDERSON. « The Unstable Spine : A Surgeon's Perspective ». In : *Seminars in Ultrasound, CT and MRI. Emergencies in Neuroradiology II : The Spine* 39.6 (1^{er} déc. 2018), p. 618-629. ISSN : 0887-2171. DOI : [10.1053/j.sult.2018.10.001](https://doi.org/10.1053/j.sult.2018.10.001) (cf. p. 38).

- [Wag+19] Eric WAGNAC et al. « Traumatic Spinal Cord Injuries with Fractures in a Québec Level I Trauma Center ». In : *Canadian Journal of Neurological Sciences* 46.6 (nov. 2019), p. 727-734. ISSN : 0317-1671, 2057-0155. DOI : [10.1017/cjn.2019.252](https://doi.org/10.1017/cjn.2019.252) (cf. p. 33).
- [Wal+13] Beverly C. WALTERS et al. « Guidelines for the Management of Acute Cervical Spine and Spinal Cord Injuries : 2013 Update ». In : *Neurosurgery* 60 (août 2013), p. 82. ISSN : 0148-396X. DOI : [10.1227/01.neu.0000430319.32247.7f](https://doi.org/10.1227/01.neu.0000430319.32247.7f) (cf. p. 38).
- [WP87] A A WHITE et M M PANJABI. « Update on the evaluation of instability of the lower cervical spine ». In : *Instructional course lectures* 36 (1^{er} jan. 1987), p. 513-520. ISSN : 0065-6895 (cf. p. 36).
- [WKG11] Hans-Joachim WILKE et al. « Biomechanical in vitro evaluation of the complete porcine spine in comparison with data of the human spine ». In : *European Spine Journal* 20.11 (1^{er} nov. 2011), p. 1859-1868. ISSN : 1432-0932. DOI : [10.1007/s00586-011-1822-6](https://doi.org/10.1007/s00586-011-1822-6) (cf. p. 48, 49).
- [WCF12] Jefferson R. WILSON et al. « Clinical predictors of neurological outcome, functional status, and survival after traumatic spinal cord injury : a systematic review ». In : *Journal of Neurosurgery. Spine* 17.1 (sept. 2012), p. 11-26. ISSN : 1547-5646. DOI : [10.3171/2012.4.AOSpine1245](https://doi.org/10.3171/2012.4.AOSpine1245) (cf. p. 39).
- [Wol+18] Katharina WOLF et al. « In cervical spondylotic myelopathy spinal cord motion is focally increased at the level of stenosis : a controlled cross-sectional study ». In : *Spinal Cord* 56.8 (août 2018), p. 769-776. ISSN : 1476-5624. DOI : [10.1038/s41393-018-0075-1](https://doi.org/10.1038/s41393-018-0075-1) (cf. p. 47).
- [Yan+19] Chengwei YANG et al. « [Structure and mechanical characteristics of spinal dura mater in different segments of sheep's spine] ». In : *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi = Zhongguo Xiufu Chongjian Waike Zazhi = Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery* 33.2 (15 fév. 2019), p. 232-238. ISSN : 1002-1892. DOI : [10.7507/1002-1892.201807085](https://doi.org/10.7507/1002-1892.201807085) (cf. p. 49, 50).
- [Yia+12] Theresia I. YIALLOUROU et al. « Comparison of 4D Phase-Contrast MRI Flow Measurements to Computational Fluid Dynamics Simulations of Cerebrospinal Fluid Motion in the Cervical Spine ». In : *PLOS ONE* 7.12 (21 déc. 2012). Publisher : Public Library of Science, e52284. ISSN : 1932-6203. DOI : [10.1371/journal.pone.0052284](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052284) (cf. p. 41).
- [Yük+16] Mehmet Onur YÜKSEL et al. « The Association between Sagittal Index, Canal Compromise, Loss of Vertebral Body Height, and Severity of Spinal Cord Injury in Thoracolumbar Burst Fractures ». In : *Journal of Neurosciences in Rural Practice* 7 (Suppl 1 déc. 2016), S57-S61. ISSN : 0976-3147. DOI : [10.4103/0976-3147.196466](https://doi.org/10.4103/0976-3147.196466) (cf. p. 39).

- [Zar96] Edmundo ZARZUR. « Mechanical properties of the human lumbar dura mater ». In : *Arq. Neuro-Psiquiatr.* 54.3 (1^{er} sept. 1996). Publisher : Arq. Neuro-Psiquiatr., p. 455-460. ISSN : 0004-282X. DOI : [10.1590/S0004-282X1996000300015](https://doi.org/10.1590/S0004-282X1996000300015) (cf. p. 49).
- [Zha+96] Chen ZHANG et al. « Age-related Reductions in Number and Size of Anterior Horn Cells at C6 Level of the Human Spinal Cord ». In : *Okajimas Folia Anatomica Japonica* 73.4 (1996), p. 171-177. DOI : [10.2535/ofaj1936.73.4_171](https://doi.org/10.2535/ofaj1936.73.4_171) (cf. p. 44).

urlurldatedoiisbn