POLYPUBLIE
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Étude biomécanique des pathomécanismes du rachis lombaire en conditions traumatiques et sportives : influence des propriétés ligamentaires
Auteur: Author:	Manon Sterba
Date:	2019
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Sterba, M. (2019). Étude biomécanique des pathomécanismes du rachis lombaire en conditions traumatiques et sportives : influence des propriétés ligamentaires [Thèse de doctorat, Polytechnique Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/3850/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/3850/
Directeurs de recherche: Advisors:	Carl-Éric Aubin, & Pierre-Jean Arnoux
Programme: Program:	Génie biomédical

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Étude biomécanique des pathomécanismes du rachis lombaire en conditions traumatiques et sportives : influence des propriétés ligamentaires

MANON STERBA

Institut de génie biomédical

Polytechnique Montréal

et

École doctorale des sciences du mouvement humain

Aix-Marseille Université

Thèse en cotutelle présentée en vue de l'obtention du diplôme de *Philosophiæ Doctor*

Génie biomédical

Avril 2019

© Manon Sterba, 2019.

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Cette thèse intitulée :

Étude biomécanique des pathomécanismes du rachis lombaire en conditions traumatiques et sportives : influence des propriétés ligamentaires

présentée par **Manon STERBA**

en vue de l'obtention du diplôme de *Philosophiæ Doctor*

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

Jean DANSEREAU, président

Carl-Éric AUBIN, membre et directeur de recherche

Pierre-Jean ARNOUX, membre et codirecteur de recherche

Stéphane AVRIL, membre

Catherine MASSON, membre

Pierre ROUSSOULY, membre

Yannick TILLIER, membre externe

DÉDICACE

À tous ceux qui m'entourent, me soutiennent et m'insiprent.

À Blanche, ma filleule adorée, mon rayon de soleil.

REMERCIEMENTS

Cette thèse a été réalisée en cotutelle entre Polytechnique Montréal et le Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille (UMRT21 Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux/ Aix-Marseille Université) et s'inscrit dans les travaux de recherche du Laboratoire international – Imagerie et biomécanique du rachis (iLab-Spine) ainsi que de la Chaire de recherche industrielle CRSNG/Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale.

Je tiens tout d'abord à remercier mes directeurs de thèse, le Dr. Pierre-Jean Arnoux et le Dr. Carl-Éric Aubin pour leur encadrement scientifique, leur sens critique et les apprentissages qu'ils m'ont permis de réaliser. Je les remercie également pour la confiance et la bienveillance dont ils ont fait preuve à mon égard.

Je remercie le Dr. Stéphane Avril, le Dr. Jean Dansereau, le Dr. Daniel Imbeau, le Dr. Catherine Masson, le Dr Pierre Roussouly et le Dr. Yannick Tillier pour le temps et la considération qu'ils ont accordés à mon travail.

Je remercie également les personnes avec qui j'ai eu le plaisir de collaborer au cours de ce projet pour leur aide et le partage de leur savoir et de leur expérience: le Dr. Éric Wagnac, le Dr. Léo Fradet, le Dr. William C. Warner, le Dr. Hubert Labelle et le Dr Anthony Melot.

Merci à toutes les personnes qui m'ont aidée, m'ont accompagnée et ont rendu ce projet possible à différentes étapes du parcours : Julie Joncas, Christian Bellefleur, Phillipe Labelle, Soraya Barchi, Yves Godio-Raboutet, Maxime Llari, Max Py et Matthieu Paglia. Je remercie également les chercheurs, associés de recherche et personnel du LBA et de l'EPM pour leur accueil chaleureux.

À mes collègues et amis du iLab-Spine, du LBA et de l'EPM, merci pour l'entraide, les échanges enrichissants tant sur le plan scientifique que sur le plan humain et la bonne ambiance auxquels chacun contribue. En particulier, je tiens à remercier la gang du LBA : Rohan, Marion et Manu et les sages du conseil : Viviane, Laure, Hugo et Roxanne, pour l'aide inestimable, le soutien infaillible, les conseils avisés, les thérapies de groupe et pour les bons moments partagés (FORCE ET ROBUSTESSE en toutes circonstances).

Un grand merci à tous mes proches et amis, indispensables, irremplaçables, géniaux. Particulièrement, ma famille, pour leur écoute, leur soutien, leur présence et leur amour. À Jeoffrey,

pour ce merveilleux bout de vie partagé. À Clémence, Coralie, Fiona, Avril, Barbara et Daniel, sources inépuisables d'inspiration, de motivation et de réconfort.

Ce projet a été supporté financièrement par la Chaire industrielle CRSNG/Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale, par l'Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux et par la fondation A*MIDEX (Aix-Marseille Université Initiative d'Excellence, n° ANR 11-IDEX-0001-02).

RÉSUMÉ

Le rachis est une structure ostéo-disco-ligamentaire complexe jouant un rôle majeur dans la stabilité et la mobilité du corps humain. Dans certaines conditions, des blessures traumatiques ou de fatigue peuvent survenir. Ces blessures peuvent être bénignes, à l'origine de douleurs, invalidantes ou encore mortelles. Les blessures rachidiennes traumatiques incluent des fractures osseuses, des lésions ligamentaires et du disque intervertébral ainsi que des atteintes de la moelle épinière et des racines nerveuses. Les causes principales sont les accidents de véhicules, les chutes à faible ou haute énergie et la pratique sportive. Chaque année, plus de 700 000 nouveaux traumas rachidiens sont comptabilisés au niveau mondial. Les blessures de fatigue, résultant d'une sur-sollicitation des structures vertébrales, sont fréquentes dans le domaine sportif. La spondylolyse est la blessure la plus commune parmi les blessures de fatigue dues au sport, notamment chez les adolescents. Dans ce cas, le rôle des chargements dynamiques, liés à la pratique sportive, est supposé prédominant dans l'étiologie de la blessure. Qu'ils s'agissent de blessures traumatiques ou de fatigue, des facteurs extrinsèques (type, direction et vitesse de chargement) et intrinsèques (morphologie, propriétés mécaniques et biologiques des structures vertébrales, ainsi que la posture) peuvent expliquer l'étiopathogénèse, les mécanismes, les patrons de blessures et les risques de progression. Les facteurs extrinsèques définissent les conditions extérieures; leur étude permet donc de définir les conditions à risque, à éviter et/ou limiter. Les facteurs intrinsèques, propres au sujet, sont conditionnés par de nombreux facteurs biologiques et environnementaux (l'âge, le sexe, l'ethnie); leur étude permet de tenir compte de la variabilité humaine pour vérifier la généralisation des conditions à risque ou, à l'inverse, spécifier les recommandations pour une population donnée, voire un individu.

Les études portant sur les risques de blessures du rachis lombaire se sont majoritairement intéressées à des mécanismes en compression et à des sollicitations quasi-statiques, laissant des lacunes dans la compréhension des pathomécanismes du rachis lombaire en conditions traumatiques et sportives. Particulièrement, à l'instar des ligaments cervicaux, peu de travaux ont étudié le comportement des ligaments lombaires en condition dynamique. Cela limite les connaissances des mécanismes de rupture ligamentaire et l'exploitation des modèles pour l'étude des lésions traumatiques. De plus, les conditions traumatiques générant une flexion du rachis lombaire sont peu étudiées. Ces conditions sollicitent les éléments postérieurs du rachis et peuvent,

en cas de déplacement et/ou rupture du complexe ligamentaire postérieur et de dislocation, avoir des conséquences cliniques critiques. Le manque de critères lésionnels du rachis lombaire soumis à des chargements complexes limite le développement et l'évaluation de dispositifs ou mesures de sécurité et la compréhension des mécanismes lésionnels. Enfin, l'identification des pathomécanismes de la spondylolyse est incomplète car les études réalisées ne prennent pas en compte la morphologie et la posture des patients et étudient des mouvements quasi-statiques isolés et de faible amplitude.

Pour pallier ces limites, l'objectif de cette thèse est d'améliorer la compréhension des mécanismes de blessures du rachis lombaire dans des conditions traumatiques et sportives en tenant compte des facteurs intrinsèques (posture, propriétés mécaniques des ligaments) et extrinsèques (conditions de chargement).

Dans cette thèse, les trois hypothèses de recherche suivantes ont été testées :

H1 : Le **taux de chargement** et la **présence de dégénérescence rachidienne** influencent le **comportement mécanique (raideur)** et les **mécanismes à la base des lésions des ligaments (déplacement et force à la rupture, profil de rupture)** du rachis lombaire et thoracique.

H2 : La variabilité (inter et intra-individu) des **propriétés mécaniques des ligaments** influence **la mobilité (ROM)** et **la vulnérabilité (contraintes internes)** du rachis en conditions traumatiques et sportives.

H3 : Les facteurs liés à la **mise en charge du rachis (direction, amplitude)** et **la posture** du patient influencent **le risque de spondylolyse (distribution de contraintes dans le pars)** chez les adolescents sportifs.

Pour tester ces hypothèses, la thèse comprend un volet expérimental et un volet numérique. Le volet expérimental décrit la caractérisation des ligaments du rachis thoracique et lombaire humain en traction uni-axiale. Le volet numérique porte sur l'analyse par éléments finis des pathomécanismes du rachis lombaire. Pour cela, le modèle SM2S, Spine Model for Safety and Surgery, développé conjointement par le laboratoire de Biomécanique Appliquée (Université Aix-Marseille et IFSTTAR), Polytechnique Montréal et l'École de technologie supérieure a été exploité. Ce modèle détaillé, tant au niveau de la géométrie que des propriétés mécaniques, permet l'étude des lésions du rachis en condition dynamique.

Pour tester la première hypothèse, 45 ligaments rachidiens (14 ligaments longitudinaux antérieurs, ALL ; 20 ligaments longitudinaux postérieurs, PLL ; 9 ligaments jaunes, LF ; et 2 complexes comprenant le ligament inter-épineux et supra-épineux, ISL-SSL) ont été prélevés avec les extrémités osseuses formant l'enthèse sur six sujets (4 hommes et 2 femmes, [76-96] ans) au Laboratoire de biomécanique appliquée de l'Université Aix-Marseille. Avant les essais, les échantillons ont été scannés à l'aide d'un CT-scan (Somatom Sensation Cardiac 64, Siemens) pour mesurer la longueur initiale des ligaments et évaluer la présence de becs ostéophytiques et les extrémités osseuses ont été mises en résine. Un protocole d'essai, comprenant une phase de pré-conditionement, deux cycles de traction uni-axiale en dynamique lente (0.005 m/s) jusqu'à 15% de déformation et une traction uni-axiale en dynamique rapide (1 m/s ou 0.5 m/s) jusqu'à la rupture, a été réalisé à l'aide d'un vérin hydraulique commandé en déplacement. 45 courbes force-déplacement ont été obtenues pour les cycles de traction en dynamique lente et 17 pour les tractions en dynamique rapide. Les raideurs des ligaments ALL, PLL et LF mesurées lors des tractions en dynamique rapide étaient respectivement 1.9, 5.7 et 4.4 fois plus élevées que lors des tractions en dynamique lente. Pour un même sujet, l'échantillon présentant un ostéophyte de grade 4 (pont ossifiant joignant les deux vertèbres) avait une raideur respectivement 3.9 fois et 6.3 fois plus élevée en condition dynamique lente et rapide par rapport à l'échantillon présentant un ostéophyte de grade 2 (protrusion vertébrale projetée verticalement). Ces échantillons présentaient le même mécanisme de rupture (délamination + avulsion osseuse). La force à la rupture et la déformation à la rupture mesurées pour l'échantillon de grade 4 étaient respectivement 1.6 et 5 fois moins élevées par rapport à l'échantillon présentant un ostéophyte de grade 2. Ces résultats confirment l'augmentation de la raideur des ligaments du rachis thoracique et lombaire en condition dynamique rapide et suggère une diminution des propriétés à la rupture en présence de becs ostéophytiques lorsque le grade de dégénérescence augmente.

En conditions traumatiques, l'exploitation du modèle SM2S a permis de mettre en évidence l'effet de la vitesse d'impact, pouvant survenir lors d'un choc frontal, sur les mécanismes de blessures et sur le patron de blessure en résultant. Trois vitesses d'impact (i.e. 2.7, 5 et 10 m/s) ont été simulées sur un segment L1-L3 du modèle SM2S afin de représenter des conditions traumatiques générant une combinaison d'effort en cisaillement et de moment de flexion. Pour chaque vitesse d'impact, 27 jeux de propriétés ligamentaires ont été testés. Pour les vitesses d'impact les plus faibles,

l'initiation de la blessure se produisaient en compression dans la partie antérieure du corps vertébral. A l'inverse, l'impact à haute vitesse causait une blessure en distraction pure avec des efforts en compression faible. Dans ce cas, l'étendue de rupture dans le corps vertébral était moindre (718 mm^3) mais le déplacement antérieur de la vertèbre L2 (7.72 mm) et la fréquence de fracture des facettes (16/27) étaient plus élevés que pour la vitesse la plus faible (1140 mm^3, 2.09 mm et 2/27 respectivement). Les propriétés des ligaments n'impactaient pas l'initiation de la blessure mais une augmentation de la rigidité du rachis était associée à une augmentation du risque de fractures des facettes.

Pour des chargements dynamiques combinés, l'analyse par éléments finis nous a permis de mettre en évidence la dangerosité des mouvements de flexion associés à des efforts en compression. En particulier, les efforts en compression dynamique étaient le facteur le plus important sur les contraintes et efforts internes. L'ajout d'une compression dynamique augmentait de 8.5, 12.4, 1.6 et 13.2 les forces en cisaillement dans le disque L5-S1, les forces de contact au facettes L5-S1, la contrainte maximale dans le pars et le volume d'os dans le pars présentant un niveau de contrainte supérieur à 75% de la contrainte à la rupture. De plus, les résultats ont montré une influence des paramètres sacro-pelviens sur le niveau de contraintes dans le pars. La contrainte maximale et le volume d'os dans le pars présentant un niveau de contrainte supérieur à 75% de la contrainte à la rupture étaient respectivement 17% et 2.5 fois plus élevés pour le cas ayant la pente sacrée la plus élevée (59°) comparativement au cas présentant une pente sacrée de 32°. Cela suggère une augmentation du risque de spondylolyse pour les patients présentant une pente sacrée élevée pour une même activité et corrobore les observations cliniques.

Ce projet doctoral a mis en évidence l'influence des propriétés mécaniques des ligaments et des paramètres liés à la posture sur les seuils et les patrons de blessures du rachis lombaire. Les résultats expérimentaux confirment une augmentation de la raideur des ligaments du rachis thoracique et lombaire pour des taux de chargement élevé. De plus, le déplacement et la force à la rupture en traction tendent à diminuer avec le grade de dégénérescence. Ces résultats constituent, en outre, une base pour le développement et la vérification de modèles spécifiques représentant une population âgée pour l'étude des traumatismes rachidiens. Pour cela, des résultats supplémentaires en traction uni-axiale ainsi que des essais complémentaires en mobilité seraient nécessaires. En condition traumatique, le modèle permet de prédire le patron de rupture, notamment la rupture du

complexe ligamentaire postérieur et, est en ce sens, un outil de prévention et d'aide au diagnostic utile pour les traumas rachidiens. La vitesse d'impact modifie le profil de rupture observée et l'augmentation de la raideur des ligaments augmente le risque de fracture des facettes. Pour faire suite à ce projet, différentes conditions de chargement pourraient être testées pour trois modèles présentant des flexibilités différentes. Pour l'étude de la spondylolyse, les mouvements combinés de flexion et de compression dynamiques provoquent des contraintes élevés dans le pars. De plus, la posture du patient modifie les efforts en cisaillement à la jonction lombo-sacrée et doit être prise en compte dans l'évaluation de la dangerosité des mouvements. L'étude de chargements personnalisés et spécifiques à certains sports permettrait de guider les recommandations de sécurité spécifiques à ces sports.

ABSTRACT

The spine is an osteo-disco-ligamentous structure playing a major role in the human body's stability and mobility. In some conditions, traumatic or stress injuries may happen. These injuries may be benign, painful, disabling, or even deadly. Traumatic injuries include bone fractures, ligamentous or intervertebral disc injuries, and/or damage to neurologic structures (spinal cord and nerve roots). These injuries mainly result from low-energy falls or high-energy trauma, particularly traffic (26.5%) or sports accidents (5.2%), and high-energy falls (39%). Each year, more than 700,000 new traumatic injuries are diagnosed worldwide. Stress injuries result from overuse of spinal structures because of repetitive movements and sport practice is a common cause. The spondylolysis is the most common stress injuries due to sport activities, particularly in adolescents. The spinal dynamic loadings experienced when practicing sports are thought to be a predominant factor in the etiology of this injury. Extrinsic and intrinsic factors play a role in the etiology, pathomechanisms, injury pattern and risk of progression of traumatic and stress injuries. Extrinsic factors (type, direction and speed of loading) are relative to loading conditions and must be tested to define movements to avoid or to limit to prevent the risks of spinal injuries. Intrinsic factors (morphology, mechanical and biological properties of spinal components as well as the posture) are subject-dependent. These factors represent the human variability and are evaluated to define generalized preventive guidelines or, on the contrary, to establish safety guidelines for specific population or even specific individuals.

Research on the lumbar injuries risk has mainly focused on compressive mechanisms and quasi-static loading conditions. This limits the understanding of the lumbar pathomechanisms in traumatic and sport-related conditions where the spine is submitted to complex dynamic loads. Particularly, conversely to cervical ligament, few studies described the mechanical behavior of the lumbar ligaments in dynamic conditions, limiting the understanding of ligamentous failure and the use of numerical models to study spinal lesions in this region. Moreover, traumatic conditions generating a flexion of the lumbar spine are poorly described and studied. These conditions mainly affect the posterior elements of the spine (articular facets and posterior ligamentous complex) and may lead to critical clinical outcomes in case of posterior ligamentous complex injuries and dislocation.

In this context, more studies on the lumbar spine submitted to complex dynamic loading conditions are needed to improve the understanding of the lumbar injury mechanisms and the development and evaluation of safety guidelines and devices.

In order to address these limitations, the objective of this thesis was to improve the understanding of the lumbar injury mechanisms in traumatic and sport-related conditions taking into account intrinsic (posture, ligament mechanical properties) and extrinsic factors (loading conditions).

In this project, the three following research hypotheses were tested:

H1: The **strain rate** and the **presence of spinal degenerative process** modify the **mechanical behavior (stiffness)** and the **injury mechanisms (failure force and displacement, and injury pattern)** of the thoracic and lumbar ligaments.

H2: The **ligament mechanical properties** variability (inter and intra subject) modify the **range of motion (ROM)** and the **vulnerability (internal stress, failure thresholds, failure pattern)** of the spine in traumatic and sport-relative loading conditions

H3: **Extrinsic factors (loading direction and level)** and **patient posture** affect the **risk of spondylolysis (stress distribution in the pars)** in adolescent athletes.

To test these hypotheses, experiments on cadaveric ligaments and numerical simulations on a detailed finite element model of the spine were performed. The experimental part deals with the lumbar and thoracic ligament characterization under uni-axial dynamic tensile tests. The numerical part was performed to assess the pathomechanisms of the lumbar spine in traumatic and sport-related conditions. In this section, the SM2S model, Spine Model for Safety and Surgery, jointly developed by the Laboratoire de biomécanique appliquée of IFSTTAR/Aix-Marseille University, Polytechnique Montréal and École de technologie supérieure was used. This finite element model includes a detailed geometric and material behavior description of the spinal component and was developed to study spinal injuries in dynamic conditions.

To test the first research hypothesis, 45 spinal ligaments (14 anterior longitudinal ligaments, ALL ; 20 posterior longitudinal ligaments, PLL, 9 ligamentum flavum, LF ; 2 interspinous and supraspinous ligamentous complex, ISL-SSL) with bony extremities that formed the entheses were harvested from 6 cadaveric subjects (4 men, 2 women, [76-96] years) at the Laboratoire de biomécanique appliquée of IFSTTAR/Aix-Marseille University. Before testing, samples were scanned with a CT-scanner

(Somatom Sensation Cardiac 64, Siemens) to measure the initial length of ligaments (distance between superior and inferior entheses) and to evaluate the presence of osteophytes. After imaging, the bony ends were put into resin to provide a mean of fixation. A test protocol was performed with a servo-hydraulic test system. The protocol included a preconditioning, 2 cycles of uni-axial tensile test at a slow dynamic displacement rate (0.005 m/s) until 15% of strain and one uni-axial tensile test at a high dynamic displacement rate (0.5 – 1 m/s) up to failure. Forty-five force-displacement curves were obtained for uni-axial tensile tests at the slow dynamic displacement rate and 17 for tensile tests at the high dynamic displacement rate. Stiffness of ALL, PLL and LF were 1.9, 5.7 and 4.4 times higher at the high dynamic displacement rate compared to the slow dynamic one. For the same subject, ALL specimen with a grade 4 osteophyte (i.e. adjacent vertebrae were fused together by a bony bridge) had a stiffness 3.9 and 6.3 times higher at high and slow dynamic displacement rate respectively compared to ALL specimen with a grade 2 osteophyte (bony protrusion visible at the margins of the endplates). The pattern of failure was a combination of delamination and bony avulsion for both of these specimens. The force and displacement at failure measured for the specimen with a grade 4 osteophyte were 1.6 and 5 times lower respectively compared to the ones measured for the specimen with a grade 2 osteophyte. These results confirm the increase of the stiffness of the thoracic and lumbar ligaments with an increase of the strain rate and suggest a decrease of the failure properties for an increasing degenerated state under uni-axial tensile test.

Under dynamic conditions, the numerical simulations highlighted the effect of the impact velocity, which may happen during frontal impacts, on the injury mechanisms and pattern. A L1-L3 segment was subjected to three different impact velocities (i.e. 2.7, 5, 10 m/s) to evaluate the lumbar behavior under complex loading conditions combining flexion and shear. For each impact velocity, 27 sets of ligament properties were implemented and tested. For low and medium impact velocities, initial osseous injury happened under compressive forces in the anterior column whereas high dynamic impact caused a pure distraction injury with very low compressive stresses in the segment. Less volume of ruptured bone, higher anterior displacement and higher occurrence of facet fracture were observed for high impact velocity (718 mm^3, 7.72 mm and 16/27) compared to the ones measured for the lowest impact velocities (1140 mm^3, 2.09 mm and 2/27 respectively). The ligament properties did not influence the injury initiation location but an increase of the spine stiffness was associated with a higher occurrence of facet fracture.

The finite element analysis highlighted the high level of stress in the pars for dynamic flexion combined with compression. For all movements (flexion, extension with or without inflexion and rotation), additional dynamic compressive forces led to 8.5, 12.4, 1.6 and 13.2 times higher shear forces in the L5-S1 intervertebral disc, L5-S1 facet contact force, maximal stress in the pars and volume of stressed bone (>75% of the failure stress). Moreover, sacro-pelvic parameters influenced the level of stress in the pars. The maximal stress and the volume of stressed bone were 17% and 2.5 times higher for the case with the higher SS (59°) compared to the case with the lowest one (32°). These results suggest an increase of the risk of spondylolysis for patient presenting a high sacral slope and pelvic incidence and corroborate clinical observations.

This project highlighted the influence of the ligament mechanical properties and postural parameters on the lumbar injury threshold, mechanisms and patterns. The experimental results confirm the increase of stiffness for thoracic and lumbar ligaments at high displacement rates, as it was previously shown for cervical ligaments. Moreover, force and displacement at failure tend to decrease with the increasing grade of osteophytes. These results may be used for the development and verification of a specific model for aging population to study spinal trauma. For this purpose, additional results under uni-axial tensile test and complementary results under mobility tests would be needed. In traumatic conditions, the model predicted the bone fracture and the failure of the posterior ligamentous complex. These predictions were valuable to help injury prevention and clinical management. The impact velocities modified the injury initiation and pattern and the increase of the spinal stiffness led to higher occurrence of facet fracture. Further finite element analyses may be done to test different loading scenarios for three models according to the global spine stiffness. Combined movements of flexion and dynamic compression led to high stresses in the pars. Moreover, the patient-specific posture modifies the shear at the L5-S1 junction and the stresses in the pars and has to be considered in the evaluation of the risk of spondylolysis. Further finite element studies considering specific and personalized loading may be performed to enforce safety guidelines for particular sports.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE III

REMERCIEMENTS IV

RÉSUMÉ VI

ABSTRACT XI

TABLE DES MATIÈRES XV

LISTE DES TABLEAUX XX

LISTE DES FIGURES XXIII

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XXIX

LISTE DES ANNEXES XXX

CHAPITRE 1 INTRODUCTION 1

CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES 5

2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis 5

2.1.1 Les vertèbres 8

2.1.2 Les disques intervertébraux 9

2.1.3 Les articulations zygapophysaires 10

2.1.4 Les ligaments 11

2.1.5 Le système musculaire 13

2.1.6 Évolution du rachis avec l'âge : notions de croissance, de régénération et de vieillissement 14

2.2 Le rachis lombaire en chargement : mobilité, stabilité et partage de charges 16

2.2.1 Les blessures traumatiques : les classifications 18

2.2.2 Les blessures de fatigue : la spondylolyse 23

2.3 Études expérimentales et biomécaniques du rachis 29

2.3.1 Caractérisation anatomique et morphométrique 29

2.3.2 Caractérisations biomécanique et expérimentale des ligaments 30

2.3.3 Caractérisation biomécanique du rachis en chargement 42

2.4 Les modèles numériques du rachis 51

2.4.1 Modélisation géométrique et maillage 52

2.4.2 Propriétés physiques et matériaux 53

2.4.3 Conditions aux limites et de chargement 54

2.4.4 Vérification, validation et étude de sensibilité 56

2.4.5 Exploitation des modèles éléments finis à l'étude lésionnelle du rachis lombaire 58

CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUES, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS 62

3.1 Questions de recherche et hypothèses 63

3.2 Objectifs 64

3.2.1 Objectif général 64

3.2.2 Objectifs spécifiques et organisation du travail 64

CHAPITRE 4 CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE DES LIGAMENTS THORACOLOMBAIRES 67

4.1 Matériel et méthodes 67

4.1.1 Étapes préliminaires 68

4.1.2 Essais 71

4.1.3 Traitement des données 76

4.2 Résultats 80

4.3 Discussion 90

4.4 Conclusion 96

CHAPITRE 5 CALIBRATION DES PROPRIÉTÉS LIGAMENTAIRES DU RACHIS LOMBAIRE ET SIMULATION D'UN ESSAI EN FLEXION CISAILLEMENT SUR UN SEGMENT LOMBAIRE 97

5.1 Calibration des propriétés des ligaments en condition quasi-statique 97

5.1.1 Mise en contexte 97

5.1.2 Résultats 98

5.1.3 Interprétation des résultats 100

5.2 Influence des propriétés en condition traumatique : Reproduction d'un test en flexion-cisaillement 101

5.2.1 Mise en contexte 101

5.2.2 Résultats 102

5.2.3 Discussion 102

CHAPITRE 6 ARTICLE 1 : EFFECT OF IMPACT VELOCITY AND LIGAMENT MECHANICAL PROPERTIES ON LUMBAR SPINE INJURIES IN POSTERIOR-ANTERIOR IMPACT LOADING CONDITIONS: A FINITE ELEMENT STUDY 104

6.1.1 Abstract 105

6.1.2 Introduction 107

6.1.3 Methods 109

6.1.4 Results 111

6.1.5 Discussion 113

6.1.6 Conclusion 117

6.1.7 Tables 122

6.1.8 Figures 125

CHAPITRE 7 ARTICLE 2 : BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SPINO-PELVIC POSTURAL CONFIGURATIONS IN SPONDYLOLYSIS SUBJECTED TO VARIOUS SPORT-RELATED DYNAMIC LOADING CONDITIONS 128

7.1.1 Abstract 130

7.1.2 Introduction 131

7.1.3 Materiels and methods 132

7.1.4 Results 135

7.1.5 Discussion 136

7.1.6 Conclusion 138

7.1.7 Tables 142

7.1.8 Figures 145

CHAPITRE 8 EFFETS DES PROPRIÉTÉS LIGAMENTAIRES SUR L'ÉTAT DE CONTRAINTES DANS LE PARS : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES 147

8.1.1 Mise en contexte 147

8.1.2 Résultats 147

8.1.3 Interprétation des résultats 150

8.1.4 Discussion 151

CHAPITRE 9 DISCUSSION GÉNÉRALE 152

9.1 Discussion et interprétation des résultats 152

9.1.1 Caractérisation expérimentale 152

9.1.2 Pathomécanismes en conditions traumatiques 153

9.1.3 Risque de spondylolyse 155

9.2 Discussion méthodologique 157

9.2.1 Protocole expérimental 157

9.2.2 Validité du modèle numérique 159

9.3 Perspectives 164

CHAPITRE 10 CONCLUSION 167

BIBLIOGRAPHIE 170

ANNEXES 186

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2-1 : Pourcentage du poids du corps actant à chaque niveau vertébral et distance antérieur entre le point d'application de la force et le centre de masse de chaque vertébre en position neutre (adapté depuis (Clin et al., 2011),(Kiefer et al., 1997)) 17

Tableau 2-2 : Types de traumatismes selon la classification AO (Magerl et al., 1994) 20

Tableau 2-3 : Description morphologique des blessures thoraco-lombaire selon la classification AOSpine (Adapté de (Vaccaro et al., 2016)) 22

Tableau 2-4 : Caractéristiques géométriques des ligaments thoraciques et lombaires (adapté de (Pintar et al., 1992)).....34

Tableau 2-5 : Limites physiologiques et structures sollicitées pour les principaux mouvements du rachis (adapted from *(Borkowski et al., 2016), **(Bogduk, 2005), *** (Wilke & Volkheimer, 2018)) 46

Tableau 2-6 : Limites à la rupture du rachis lombaire humain pour les principaux modes de sollicitations en condition traumatique 48

Tableau 2-7 : Modèles EF de corps entiers représentant un occupant masculin de taille moyenne développé dans le domaine de la sécurité routière (adapté de (Brolin, 2016)) 61

Tableau 4-1 : Matrice d'essais 75

Tableau 4-2 : Raideur ($N.mm^{-1}$) minimale, maximale, moyenne, médiane et écart-type pour chaque type de ligament et chaque région (T : thoracique, TL : thoraco-lombaire (T10-L2), L : lombaire) de prélèvement en traction dynamique lente. Le nombre de spécimens testés (n) est précisé pour chaque catégorie. 83

Tableau 4-3 : Raideur ($N.mm^{-1}$) (minimale, maximale, moyenne, médiane et écart-type pour chaque type de ligament et chaque région de prélèvement en traction dynamique rapide. Le nombre de spécimens testés (n) est précisé pour chaque catégorie.....86

Tableau 4-4 : Présentation des propriétés mécaniques et des profils de rupture pour trois echantillons ALL prélevé sur le sujet 67-17. Les propriétés mécaniques (raideur, force et

déformation à la rupture) maximales et minimales sont identifiés en orange et bleu respectivement.....89

Tableau 4-5 : Comparaison des résultats des essais de traction uni-axiale avec la littérature. Pour chaque type de ligament, la première ligne présente les résultats obtenus lors de ce projet tandis que les lignes suivantes présentent les résultats extraits de la littérature. Les régions rachidiennes étudiées sont précisées (TL, thoracique et lombaire ou C, cervicale). *(Pintar et al., 1992) ; ** (Iwaskiw et al., 2012) (Les déplacements à la rupture extraits de cette étude sont approximatifs. Ils ont été calculés à partir de la longueur initiale du ligament et du niveau de déformation atteint au moment de la rupture, soit 50, 75, 100 ou 300%), ***(Mattucci et al., 2012).....90

Tableau 5-1 : Comparaison des ROM du segment L4-L5 intact en extension, flexion, inflexion latérale et rotation axiale (unités en °).....99

Tableau 5-2 : Propriétés des ligaments lombaires du modèle SM2S calibré 100

Tableau 5-3 : Résultats numériques et expérimentaux des essais de flexion-cisaillement sur un segment L2-L3 102

Table 6-1 : Mechanical properties of bony tissues and of the disc in the model (adapted from [24]) 122

Table 6-2: Ligament properties used for the design of experiments for Anterior and Posterior longitudinal ligament (ALL and PLL), Ligamentum Flavum (LF), Capsular ligaments (CL), Inter-spinous ligament (ISL) and Supra-spinous Ligament (SSL).....123

Table 6-3 : Kinetic and kinematic responses during impact simulations. Mean and standard deviation (n=27) of the model responses for each impact velocity (2.7, 5 and 10 m/s) (* = p<0.01) 124

Table 6-4 : Injury characteristics for the 27 simulations for each of the three tested impact velocities. Mean and standard deviation (n=27) for each impact velocity (2.7, 5 and 10 m/s) (* = p<0.01).....124

Table 7-1 : Material property parameters for ligaments (E1 and E2: Young modulus in principal and transverse direction of the collagen fibers; S1: Strain at the end of the initial low stiffness

toe region (initial low-stiff behavior of the ligaments); FLEX1: coefficient used to obtain the slope in the toe region; Gt : Transverse shear modulus 142

Table 7-2 : Patient's clinical characteristics 142

Table 7-3 : Combinations of loads for each simulation 143

Table 7-4 : Mean (n=4) resultant forces and sagittal moment at the sacral endplate, maximal stress and V75% in the pars for each case 144

Tableau 9-1 : Forces de contact aux facettes du modèle SM2S comparées aux valeurs numériques issues de (Schmidt et al., 2008) (Les valeurs de la littérature sont indiquées dans la deuxième colonne pour chaque chargement et marquées par *). 162

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1 : Plans et axes anatomiques de référence (adapté de Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur) 5

Figure 2-2 : Représentation des différentes regions du rachis et des courbures associées en vue sagittale et frontale (adapté de Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur).....6

Figure 2-3 : Paramètres morphologiques et posturaux de la jonction lombosacrée et de la région pelvienne (extrait de (Roussouly et al., 2006)). Reproduit avec permission. 7

Figure 2-4 : Illustration des quatre types d'alignements sagittaux décrits par Roussouly et al. (2005). (extrait de (Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011)). Reproduit avec permission.....8

Figure 2-5 : Anatomie des vertèbres (extrait de (Wagnac, 2011)). Reproduit avec permission. 9

Figure 2-6 : Illustration des articulations zygapophysaires, les angles θ et β mesure l'orientation et l'inclinaison de facettes respectivement (adapté de Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur) 10

Figure 2-7 : Identification des ligaments principaux du rachis sur une unité fonctionelle (adapté de Wikimédia Commons, images libres de droits d'auteur).....12

Figure 2-8 : Mouvement du rachis (tirée de www.spinesurgeon.com, consulté le 30 janvier 2019) 16

Figure 2-9 : Représentation des trois colonnes de Denis (Denis, 1983) (adapté de Wikimédia Commons, images libres de droits d'auteur) 19

Figure 2-10 : Algorithme de classification des blessures thoracique et lombaire par la AO classification (reproduit à partir de (Aebi, 2010)). Reproduit avec permission. 21

Figure 2-11 : Classification du SDSG (adapté de (Labelle et al., 2011) et (Mac-Thiong, 2008)). Reproduit avec permission. 25

Figure 2-12 : Théorie unifiée de l'étiologie du spondylolisthesis (reproduit à partir de (Mac-Thiong, 2008)). Reproduit avec permission. 26

Figure 2-13 : Illustration des mécanismes en cisaillement (A) et de type casse-noisette (B) en fonction de la pente sacrée (SS) et de l'incidence pelvienne (PI) du sujet (Roussouly et al., 2006). Reproduit avec permission. 27

Figure 2-14 : Mesure de la longueur du pars (adaptée de (Masharawi, 2012)). Reproduit avec permission. 30

Figure 2-15 : Composition des ligaments (extrait de (Reese & Weiss, 2015)). Reproduit avec permission. 31

Figure 2-16 : Comportement élastique non linéaire des ligaments en traction uni-axiale présentant trois zones caractéristiques : la zone neutre (ZN), la zone élastique (ZE) et la zone d'endommagement ou inélastique (ZI) (extrait de (Wagnac, 2011)). Reproduit avec permission. 32

Figure 2-17 : Représentation du comportement anisotrope des ligaments (extrait de (Reese & Weiss, 2015)). Reproduit avec permission. 33

Figure 2-18 : Exemple de courbe de flexibilité d'un segment L4-L5 intact et après dissection des pédicules et du PLL (w/oPLL) en flexion-extension. Pour chaque courbe, l'angle de lordose (LA), la zone neutre (NZ) et l'étendue de mouvement (ROM) sont mésurés. Le ROM est l'angle maximal mésuré pour l'application de chaque moment. La zone neutre est la rotation obtenue pour une force négligeable. Elle est mesurée comme l'intersection entre la courbe et l'axe des ordonnées (Moment = 0 Nm). A chaque étape de réduction, la rotation intervertébrale en position neutre, ou l'angle de lordose, est calculé comme le point moyen entre les intersections des courbes de charge et de décharge (non supperposable en raison de l'hystérésis du segment)(extrait de (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007)). Reproduit avec permission. 44

Figure 3-1 : Organisation du projet et présentation des objectifs spécifiques 65

Figure 4-1 : Étapes de dissection des BLB 69

Figure 4-2 : Renforcement de l'ancrage 70

Figure 4-3 : Schéma et illustration de la procédure d'inclusion des extrémités osseuses 71

Figure 4-4 : Dispositif expérimental utilisé pour les essais de traction uni-axiale 72

Figure 4-5 : Schématisation de la procédure d'essai 75

Figure 4-6 : Déplacements mesurés lors du test de traction à 1 $m.s^{-1}$ (Fs=20 KHz).....77

Figure 4-7 : Courbes déplacement-temps et vitesse-temps permettant d'identifier le début de la traction dynamique à la rupture dans la séquence d'essai 78

Figure 4-8 : Efforts axiaux mesurés lors de l'essai de traction à 1 $m.s^{-1}$ (Fs = 20 KHz).....78

Figure 4-9 : Courbe force-déplacement obtenue lors du préconditionnement.....80

Figure 4-10 : Exemple de courbes Force-Déplacement linéaire, concave et convexe. Les efforts et déplacements à la fin de la zone neutre ont été mesurés sur les courbes convexes. 81

Figure 4-11 : Courbes Force - Déplacement à 5 $mm.s^{-1}$ pour chaque type de ligament.....82

Figure 4-12 : Diagramme en boîte des raideurs mesurées en fonction du sujet.....83

Figure 4-13 : Courbes force-déplacement des ligaments thoraciques et lombaires testés en condition dynamique rapide (v=0.5 m/s ou 1 m/s). Les propriétés mécaniques mesurées sont illustrées dans la figure A. 85

Figure 4-14 : Profil de rupture lors des essais de traction dynamique : A. Désinsertion, B. Délamination + avulsion osseuse, C. Délamination sans avulsion, D. Section 87

Figure 4-15 : Correspondance entre les pics d'efforts et le mécanisme de rupture d'un échantillon de ALL lors de l'essai de traction dynamique (1 $m.s^{-1}$).....88

Figure 5-1 : Simulation d'un essai de traction uni-axiale du ALL en condition quasi-statique à la rupture et courbes force-déplacement associées 98

Figure 5-2 : Comparaison des courbes expérimentales (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007; Jaramillo et al., 2016) et numériques de flexibilité en flexion-extension (-10 Nm à 10 Nm) pour un segment L4-L5 intact du modèle initial (calibration de la loi Kelvin-Voigt sur ligament isolé) (SM2S_KV) et après calibration du modèle par reproduction des essais de flexibilité à chaque étape de réduction (SM2S). 98

Figure 5-3 : Schéma du dispositif expérimental utilisé par Osvalder et al pour étudier les mécanismes de blessures du rachis lombaire soumis à des conditions de chargement représentatives d'un impact frontal (A) et représentation des conditions aux limites imposées sur un segment L2-L3 du modèle SM2S pour reproduire ces essais (B) 101

Figure 6-1 : Finite element simulation of a posterior-anterior impact applied to the virtual center of mass of the upper body 125

Figure 6-2 : Evolution of the axial force during the impact simulation for each impact velocity for the stiffest ligament properties. For each impact velocity, the stress distribution (axial stresses were positive in tension and negative in compression) within L2 is shown at the time of bony failure initiation (time is indicated on corresponding curve by a cross). Solid arrows point the location of the first deleted element (failure initiation) 125

Figure 6-3 : Mean axial force exerted by the ligaments on L3 posterior elements (A), L2-L3 facet contact force (B) and L2-L3 intradiscal pressure at failure initiation (C) 126

Figure 6-4 : Graphic representation of the four injury patterns observed for the simulated posterior-anterior impact conditions: 1) wedge fracture and 2) flexion subluxation and wedge fracture due to posterior-anterior impact at 2.7 or 5 m/s; 3) flexion-subluxation and 4) flexion-subluxation with anterior dislocation due to posterior-anterior impact at 10 m/s. (A) shows the ruptured cancellous bone elements in red and ligaments in grey using the initial model; (B) shows a representation of the resultant deformed model with the failed cancellous bone and ligaments; (C) corresponding failure mechanism of the AO classification (Magerl et al, 1994) 126

Figure 6-5 : Bar plot comparing the mean (±SD) (for three values of failure strain) kinetic response between the stiffest models (gray bars) and the most flexible ones (white bars) for each of the three tested impact velocities: mean maximal moment (A), shear force (B), compressive force (C) and tensile force (D) on vertebral body and volume of ruptured bone at facet joint (E). 127

Figure 7-1 : Patient-specific finite element model (SS=32°) with the pars region in blue, ligaments in red and discs in gray. Global and patient-specific system are represented in black and green respectively 145

Figure 7-2 : Comparison of the stress distribution under compressive load combined with flexion, axial rotation and lateral bending (simulation # 16) and the fracture pattern 145

Figure 7-3 : Mean (±SE) volume of bone with stress higher than 75% of the ultimate bone stress (V75%) for all movements simulated in the reference (Upper Body Weight only) (n=24) and with compressive load of 900N added to the reference (n=24). Inferior view of the L5 vertebra with Von Mises stress contour for combinations of flexion, axial rotation and lateral inflexion without (simulation #8) or with compressive force of 900N (simulation #16) respectively (*p<0.01) 146

Figure 7-4 : Mean (±SE) AP shear force (A), maximal facet force contact (B), maximal stress in the pars (C) and V75% (D) for each configuration. (*p<0.01) for Tukey post-hoc test.....146

Figure 8-1 : Evaluation de l'état de contraintes dans le pars en fonction de la flexibilité du modèle. L'histogramme présente le volume d'os ayant une contrainte supérieure à 75% de la contrainte à la rupture et les valeurs de contraintes maximales observées dans l'os spongieux sont indiquées en rouge. Les champs de contrainte dans la section sagittale du pars droit sont présentés pour les modèles le plus rigide (A) et pour le modèle le plus flexible (B).....148

Figure 8-2 : Contrainte maximale dans l'os cortical du pars en fonction du ROM.....149

Figure 8-3 : Force mesurée sur la section transverse du pars droit. 149

Figure 8-4 : Force de contact aux facettes maximales (N) en fonction du ROM (°) pour chaque modèle 150

Figure 9-1 : Mesure des déformations et contraintes maximales dans chaque ligament en fonction du pourcentage de compression vertébrale antérieure pour une simulation reproduisant une fracture par tassement antérieur (Type A.1.2). A) Représentation des mesures théoriques (Keynan et al., 2006) et sur le modèle des mesures de hauteur vertébrale pour le calcul du AVBC%, B) évolution de la déformation maximale pour chaque ligament et C) évolution de la contrainte maximale en fonction du AVBC%.....154

Figure 9-2 : Évaluation des contraintes dans le pars pour des chargements isolés en flexion, extension, rotation axiale, inflexion latérale et pour un levée de poids d'une valeur nominale

de 10 kg sur un modèle L4-S1 personnalisé à une patiente souffrant d'une spondylolyse unilatérale. 155

Figure 9-3 : Résultats de l'étude de convergence du maillage pour le ALL testé en traction uni-axiale 160

Figure 9-4 : Distributions des contraintes dans l'os spongieux pour une extension de 10 Nm 161

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

La liste des sigles et abréviations présente, dans l'ordre alphabétique, les sigles et abréviations utilisés dans la thèse ainsi que leur signification. En voici quelques exemples :

ALL	Anterior longitdunal ligament
FEM	Finite element model
FSU	Functionnal spinal unit
ICR	Instantaneous center of rotation
IDP	Intra-discal pressure
ISL	Inter-spinous ligament
ITL	Inter-transverse ligament
LF	Ligamentum flavum
MEF	Modèle éléments finis
PLC	Posterior ligamentous complex
PI	Pelvic incidence
PLL	Posterior longitudinal ligament
PT	Pelvic tilt
ROM	Range of motion
SS	Sacral slope
SSL	Supra-spinous ligament
TR	Toe region
VNM	Von Mises
ZN	Zone neutre

LISTE DES ANNEXES

Annexe A - Lois constitutives utilisées pour la modélisation du comportement des tissus ligamentaires 186

Annexe B - Travaux de caractérisation des ligaments 193

Annexe C - Résultats des essais de traction des ligaments rachidiens 198

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Le rachis est une structure ostéo-disco-ligamentaire complexe jouant un rôle majeur dans la stabilité et la mobilité du corps humain. Il supporte la tête et le tronc et transmet les charges aux membres inférieurs tout en permettant les mouvements d'inflexion et de rotation du haut du corps. Le rachis est alors soumis à des efforts et déplacements, qui, dans certaines conditions, peuvent mener à des blessures traumatiques ou de fatigue. Ces blessures peuvent être bégnignes, à l'origine de douleurs, invalidantes ou encore mortelles.

Les blessures rachidiennes traumatiques incluent des fractures osseuses, des lésions ligamentaires et du disque intervertébral ainsi que des atteintes de la moelle épinière et des racines nerveuses. Les causes principales sont les accidents de véhicules, les chutes à faible ou haute énergie et la pratique sportive (Sundgren et al., 2007). Une incidence globale de 10.5 cas de blessures traumatiques du rachis pour 100 000 personnes a été mesurée entre 2000 et 2016. Rapporté à la population mondiale, cela représente chaque année 768 473 nouveaux cas. Pour 48.8% d'entre eux, le recours à la chirurgie sera nécessaire (Kumar et al., 2018). Ces blessures ont un lourd impact tant social qu'économique. Bien que peu de données soient disponibles sur le coût de l'ensemble des blessures traumatiques rachidiennes (Kumar et al., 2018), aux USA, le coût annuel des fractures vertébrales est estimé à $746 millions US (Alexandru & So, 2012). 79% des fractures traumatiques se produisent dans le rachis thoracolombaire (Leucht et al., 2009), en particulier au niveau de la jonction (T10–L2) (Wood et al., 2014).

Les blessures de fatigue, résultant d'une sur-sollicitation des structures vertébrales, sont fréquentes dans le domaine sportif. 10 à 15% des personnes sportives présentent ce type de lésions (Micheli & Curtis, 2006). Bien que pouvant être bénignes, elles sont le plus souvent responsables de douleurs, peuvent nécessiter un arrêt de l'activité sportive, engendrer un handicap et/ou nécessiter un recours à un traitement conservateur ou chirurgical. La spondylolyse est la blessure la plus commune parmi les blessures de fatigue dues au sport, notamment chez les adolescents (Bartolozzi & Barneschi, 2014). C'est la cause identifiable la plus courante de douleurs dans le bas de dos (Schoenfeld et al., 2018). Elle présente des risques de progression en spondylolisthésis. Bien que son étiologie soit multifactorielle, sa forte prévalence dans les populations sportives souligne

l'importance des chargements dans son apparition. Une meilleure identification des chargements à risques présente donc un intérêt majeur à des fins de prévention.

Qu'ils s'agissent de blessures traumatiques ou de fatigue, des facteurs extrinsèques et intrinsèques peuvent expliquer l'étiologie, les mécanismes, les patrons de blessures et les risques de progression. Les facteurs extrinsèques définissent les conditions extérieures (type, direction et vitesse de chargement); leur étude permet donc de définir les conditions à risque, à éviter et/ou limiter. Les facteurs intrinsèques, propres au sujet (morphologie, posture, propriétés mécaniques et biologiques), sont conditionnés par de nombreux facteurs biologiques et environnementaux (l'âge, le sexe, l'ethnie, l'activité sportive); leur étude permet de tenir compte de la variabilité humaine pour vérifier la généralisation des conditions à risque ou, à l'inverse, spécifier les recommandations pour une population donnée, voire un individu.

L'étude de la biomécanique du rachis lésionnel a pour objectif d'identifier et d'expliquer les mécanismes de blessures, de quantifier sa réponse mécanique en condition lésionnelle, de déterminer ses niveaux de tolérances et d'évaluer les dispositifs de sécuité (Yoganandan et al., 2014). Les connaissances se nourrissent d'études expérimentales, cliniques et numériques. L'expérimentation permet de caractériser le comportement du rachis en condition physiologique, en fatigue et en condition traumatique. Ces différentes expérimentations ont permis de définir des seuils de tolérance du rachis dans différentes conditions et de caractériser son comportement lésionnel. De nombreux travaux ont étudié le rachis thoracolombaire en compression dynamique (Stemper et al., 2015), soumis à des mécanismes complexes (Osvalder et al., 1993), ou encore en fatigue (Beadon et al., 2008) identifiant ainsi l'étiologie des blessures rachidiennes. Bien que la compression soit la composante principale dans cette région (Stemper et al., 2015), des mécanismes complexes, combinant une hyperflexion et des efforts en cisaillements, peuvent entrainer des blessures (Beadon et al., 2008; Belwadi & Yang, 2008; Ivancic, 2014). Ces mecanismes peuvent affecter les éléments postérieurs et induire des blessures instables nécessitant un traitement chirurgical.

Afin de pallier les limites des techniques expérimentales (disponibilité des échantillons, variabilité, coûts et temps), des modèles numériques sont développés depuis quelques années et ont montré leur légitimité dans l'étude des blessures rachidiennes (Imai et al., 2006; Y. H. Kim et al., 2018; Qiu et al., 2006). Ces modèles incluent les vertèbres, les disques et les ligaments, nécessitant une

bonne connaissance de la géométrie et du comportement biomécanique de ces structures. De nombreux travaux ont porté sur la modélisation, la calibration des lois constitutives et la personnalisation des tissus osseux (Garo et al., 2011; Knowles et al., 2016; Wilcox, 2007). Grâce à ces développements, la caractérisation et la cartographie des fractures osseuses rencontrées en clinique ont été réalisées et ont permis une meilleure compréhension de leur étiologie (Fradet et al., 2014).

Outre les composants osseux, le rachis est constitué d'un grand nombre de tissus mous. L'appellation « tissus mous » englobe les ligaments, les disques intervertébraux ainsi que les tissus cartilagineux présents aux niveaux des facettes articulaires. Ces structures jouent un rôle important dans la transmission des efforts au sein du rachis (E. C. Teo & Ng, 2001), dans le maintien de sa stabilité mais également comme structure de protection de la moelle épinière lors de chocs à haute énergie. De nombreuses études numériques ont permis, entre autres, une évaluation de l'effet de la vitesse de chargement en compression axiale (El-Rich, Arnoux, et al., 2009), ainsi qu'une meilleure connaissance de l'effet des propriétés de l'os et du disque (Casaroli et al., 2017) sur les mécanismes lésionnels. En revanche, peu d'études se sont intéressées à des mécanismes complexes, sollicitant les élements postérieurs (ligaments et arc neural), laissant ainsi des lacunes tant sur le développement des modèles, l'évaluation des mouvements sécuritaires et l'évaluation de l'étiologie des blessures traumatiques. De plus, les études numériques d'évaluation des mouvements sécuritaires dans le cadre d'entrainement sportif sont généralement réalisées pour des conditions quasi-statiques, sans prise en compte des paramètres morphologiques et posturaux du sujet.

Le modèle SM2S, Spine Model for Safety and Surgery, est un modèle complet du rachis développé pour l'étude des lésions du rachis, conjointement par le laboratoire de Biomécanique Appliquée, Polytechnique Montréal et l'École de technologie supérieure. Contrairement à la plupart des modèles de rachis thoracique et lombaire, celui-ci permet l'étude de mouvements dynamiques sur un modèle détaillé, tant au niveau de la géométrie que des propriétés mécaniques. Ce modèle, utilisé pour étudier le comportement lésionnel du rachis à plusieurs reprises (El-Rich, Villemure, et al., 2009; Fradet et al., 2014; Wagnac et al., 2012), offre l'opportunité de tester différents facteurs dans un objectif de compréhension et de prévention des blessures du rachis.

L'objectif de cette thèse est d'améliorer la compréhension des mécanismes de blessures du rachis lombaire dans des conditions traumatiques et sportives en tenant compte des facteurs intrinsèques (posture, propritétés mécaniques des ligaments) et extrinsèques (conditions de chargement).

La thèse se divise en **10 chapitres**.

Le **deuxième chapitre** présente la revue de littérature réalisée dans le cadre de ce projet.

En s'appuyant sur les résultats de la revue de la littérature, le **chapitre trois** expose la problèmatique et les hypothèses ainsi que les objectifs de recherche.

Les **chapitres 4 à 8** présentent le travail réalisé pour atteindre chacun des objectifs spécifiques de cette thèse. Le chapitre quatre présente le protocole expérimental et les résultats de caractérisation des ligaments thoraciques et lombaires cadavériques lors d'essais de traction uni-axiale dynamique (volet expérimental). Une discussion spécifique à ce chapitre traite, ensuite, de la portée des résultats obtenus et des limites de l'étude. Les chapitres 5 à 8 portent sur l'étude des pathomécanismes du rachis lombaire en conditions traumatiques (chapitres 5 et 6) et sportives (chapitre 7 et 8) à l'aide d'un modèle éléments finis et couvrent le volet numérique. Le chapitre 5 présente, dans un premier temps, la calibration des ligaments lombaires. Le chaptire 6, présenté sous forme d'article scientifique accepté et pré-publié en mars 2019 dans la revue Médical and Biological Engineering and Computing, traite de l'influence des propriétés mécaniques des ligaments et de la vitesse d'impact en condition traumatique sur les mécanismes de blessures du rachis lombaire. Le chapitre 5 présente, sous forme d'article scientifique, accepté et pré-publié en juin 2018 dans la revue European Spine Journal, une étude évaluant les pathomécanismes de la spondylolyse en condition sportive pour trois configurations sacro-pelviennes. Le chapitre 8 présente, en complément des résultats de l'article, une étude sur l'effet des propriétés mécaniques des ligaments sur l'état de contraintes dans le pars inter-articulaire.

Le **chapitre 9** présente une discussion générale portant sur les différents résultats obtenus lors de ce projet et sur l'ensemble des choix méthodologiques.

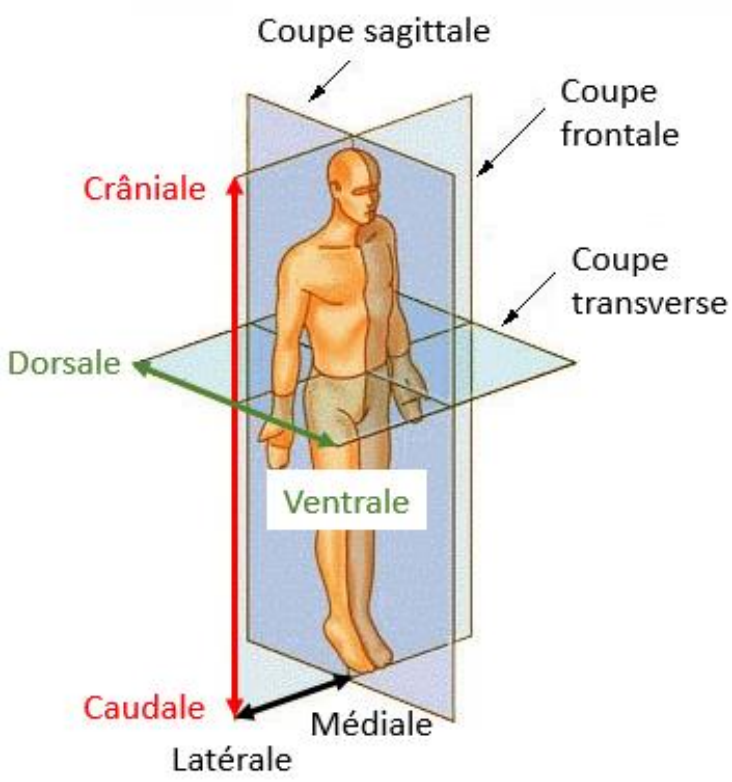
Enfin, la conclusion, présentée dans le chapitre 10, traite de l'originalité et de l'impact de ce projet et présente une synthèse des recommandations scientifiques et cliniques émergeant de ce travail.

CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES

2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis

Le rachis ou colonne vertébrale est un empilement d'os, appelés vertèbres, reliés et articulés entre eux par des muscles, des disques intervertébraux, des ligaments et des régions articulaires. Il supporte la tête et le tronc et transmet les charges aux membres inférieurs par l'articulation de la hanche.

Un référentiel anatomique est utilisé pour décrire l'anatomie et la biomécanique du rachis. Ce référentiel est défini par trois plans orthogonaux :



- Le plan sagittal divise la partie gauche et droite du corps humain
- Le plan frontal ou coronal divise la partie antérieure (ou ventrale) et postérieure du corps humain
- Le plan transverse divise le corps en une partie supérieure (ou craniâle) et une partie inférieure (ou caudale)

Figure 2-1 : Plans et axes anatomiques de référence (adapté de Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur)

Le rachis est composé de 24 vertèbres indépendantes, 5 vertèbres fusionnées formant le sacrum et 3 à 5 vertèbres fusionnées formant le coccyx. Les vertèbres indépendantes sont réparties en trois régions distinctes : la région cervicale (7 vertèbres), la région thoracique (12 vertèbres) et la région lombaire (5 vertèbres). Dans le profil sagittal, le rachis présente 4 courbures principales : les lordoses (convexités antérieures) cervical et lombaire et les cyphoses (convexités postérieures) thoracique et sacrée.

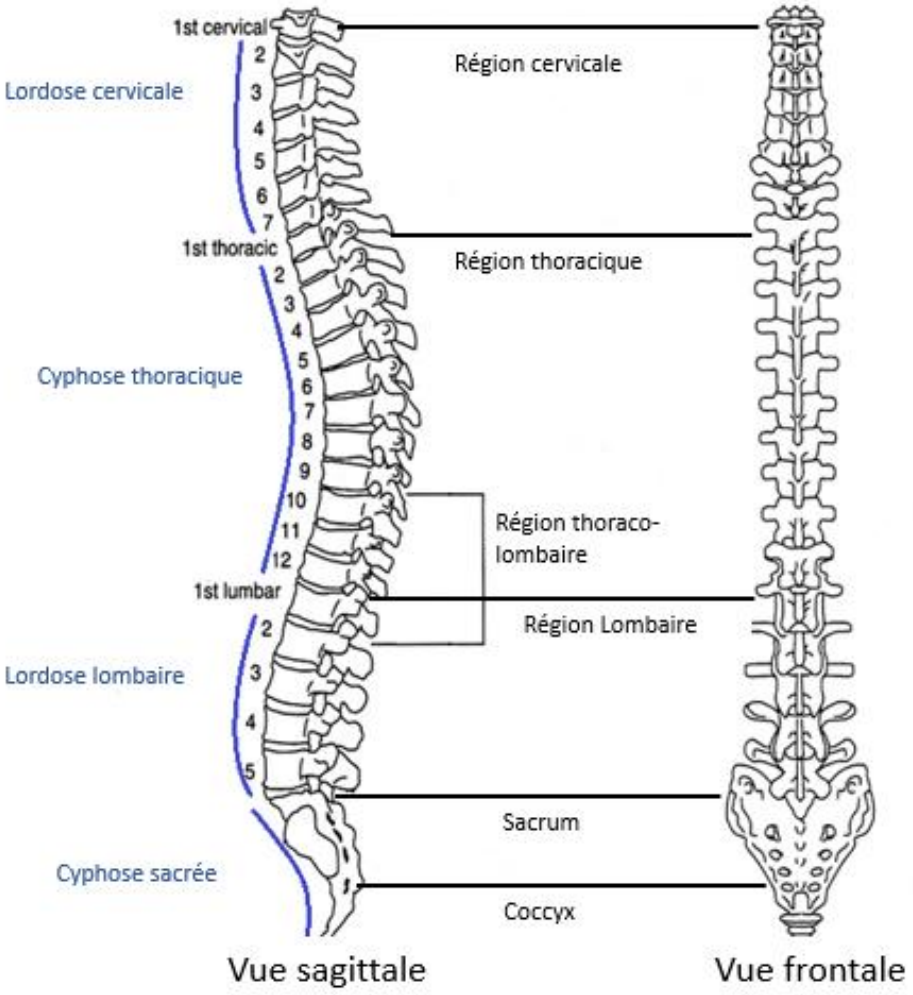


Figure 2-2 : Représentation des différentes regions du rachis et des courbures associées en vue sagittale et frontale (adapté de Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur)

Le pelvis, constitué du sacrum, du coccyx et de deux os iliaques, unit le rachis et les membres inférieurs. Il est caractérisé par trois angles dans le plan sagittal: l'incidence pelvienne (PI), la pente sacrée (SS) et le tilt pelvien (PT). Ces angles sont représentés dans la Figure 2-3. L'incidence pelvienne est l'angle entre la ligne joignant les têtes fémorales et le centre du plateau sacrée et la ligne perpendiculaire au plateau sacré. La pente sacrée mesure l'angle entre la ligne suivant l'orientation du plateau sacrée et la ligne horizontale. Le tilt pelvien représente l'angle entre la ligne verticale passant par les têtes fémorales et la ligne joignant les têtes fémorales au centre du plateau sacré. Ces trois angles sont liés par la relation suivante : PI = PT + SS (Legaye et al., 1998). La pente sacrée et le tilt pelvien sont des paramètres posturaux, qui peuvent varier en fonction de la posture, alors que l'incidence pelvienne est un paramètre morphologique, relativement constant pour un patient donné.

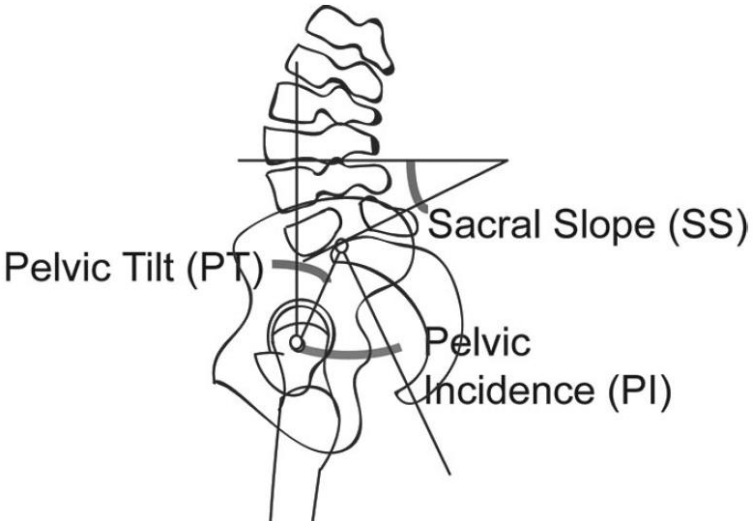


Figure 2-3 : Paramètres morphologiques et posturaux de la jonction lombosacrée et de la région pelvienne (extrait de (Roussouly et al., 2006)). Reproduit avec permission.

L'ensemble de ces courbures et angulations permet de décrire l'alignement sagittal d'un individu. Dans le cas idéal, cet alignement permet au patient de garder le centre de gravité au-dessus des pieds (Diebo et al., 2015). Ces paramètres ont donc un rôle important dans la répartition des charges dans le rachis et l'effet de leur variabilité est de plus en plus considéré dans l'évaluation du risque de blessures et dans la prise en charge clinique des patients (Diebo et al., 2015). Ces paramètres sont très variables dans la population. Cependant, en se basant sur les radiographies de

160 sujets, Roussouly et al. (2005) ont établi 4 types d'alignements sagittaux, proposant ainsi un lien entre l'alignement du rachis et du pelvis. Les types 1 et 2 sont caractérisés par une pente sacrée faible (SS < 35°). Le type 3 est caractérisé par une SS moyenne (45° < SS < 35°) tandis que le type 4 est caractérisé par une SS élevée (SS > 45°) (Roussouly et al., 2005).

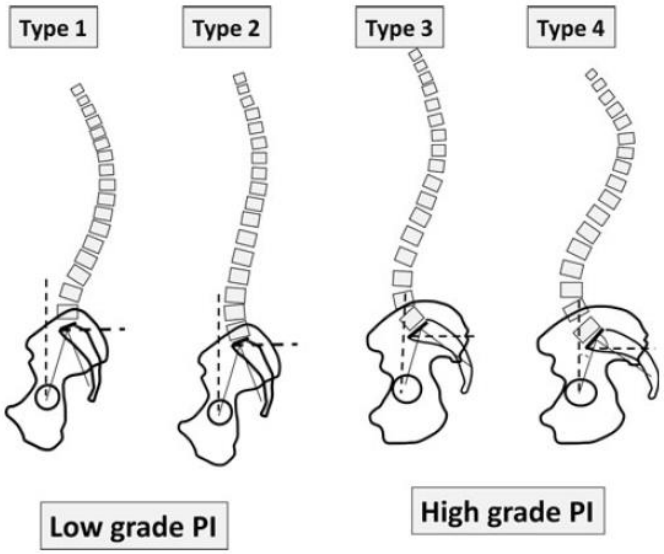


Figure 2-4 : Illustration des quatre types d'alignements sagittaux décrits par Roussouly et al. (2005). (extrait de (Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011)). Reproduit avec permission.

2.1.1 Les vertèbres

Les vertèbres sont constituées du corps vertébral (1) et de l'arc neural (2). Le corps vertébral est cylindrique et s'attache à l'arc neural par les pédicules (4). L'espace entre le corps vertébral et l'arc neural est le canal rachidien (5) dans lequel se situe la moelle épinière. L'arc neural est constitué du pars inter-articulaire ou isthme vertébral (11) qui fait la jonction entre les facettes inférieures et supérieures (9,10) et sépare les lames (6) des pédicules. Cette région, fréquemment lésée chez les jeunes athlètes, sera particulièrement étudiée dans ce travail. L'arc neural se termine par l'apophyse épineuse (2). Les apophyses transverses se fixent de part et d'autre de l'arc neural et sont dirigées latéralement (Figure 2-5). Des différences anatomiques sont présentes en fonction du niveau vertébral. Parmi ces spécificités régionales, les vertèbres thoraciques présentent des facettes articulaires supplémentaires, facettes costo-vertébrales et costo-transverses, permettant la jonction avec les côtes.

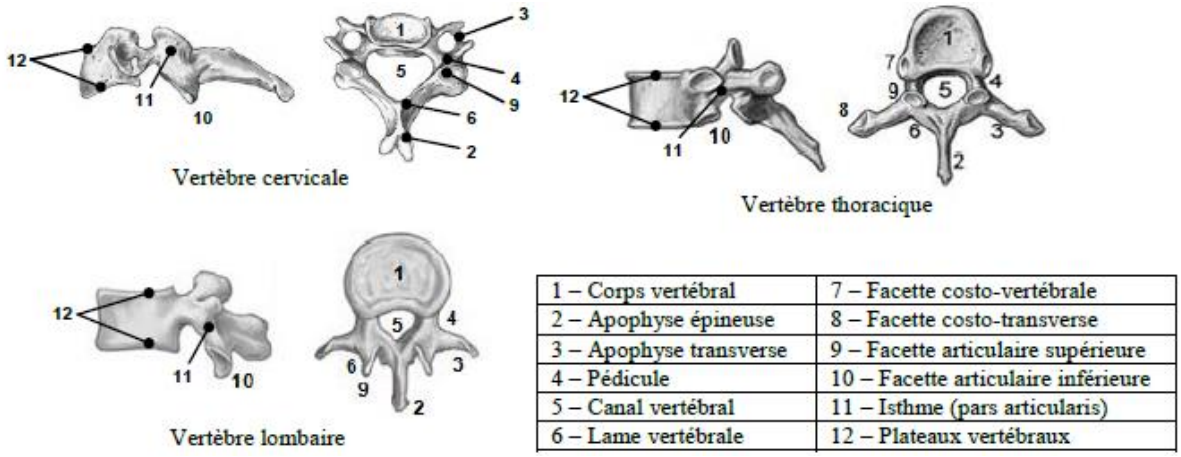


Figure 2-5 : Anatomie des vertèbres (extrait de (Wagnac, 2011)). Reproduit avec permission.

Les vertèbres sont composées d'os cortical dense en périphérie et d'os spongieux à l'intérieur. L'os spongieux (ou trabéculaire) est un os poreux constitué de trabécules ou travées et de cavités remplies par de la moelle. L'organisation des travées dépend des sollicitations principales auxquelles sont soumises les différentes régions en fonction de leur emplacement anatomique. Cette architecture, naturellement optimisée à l'environnement de chargement, fait apparaître des lignes de forces et des régions de plus faible densité osseuse. Ces variations d'architecture à l'échelle microscopique, se traduisent par des variations de propriétés mécaniques (anisotropie et inhomogénéité) à l'échelle macroscopique. L'os cortical est un os plus dense dont l'épaisseur, en moyenne de 0,4 mm, varie également selon sa position sur la vertèbre.

2.1.2 Les disques intervertébraux

A l'exception des première et seconde vertèbres cervicales, les vertèbres adjacentes sont séparées antérieurement par un disque intervertébral. Le disque est composé de trois composants : 1) les plaques cartilagineuses, en contact avec les plateaux vertébraux des vertèbres supérieurs et inférieurs, 2) le nucléus pulposus ou noyau, incompressible mais très fortement hydrophile et 3) l'annulus fibrosus (AF) ou anneau fibreux entourant le noyau et comprenant jusqu'à 20 lamelles fibro-cartilagineuses concentriques (Cassidy et al., 1989). Ces lamelles sont constituées de fibres de collagène entrecroisées et incluses dans une matrice composée majoritairement d'eau et de protéoglycanes. Ces fibres ont une orientation et une raideur variables en fonction de leur position. Les fibres présentes sur les lamelles externes de l'AF sont plus horizontales (28° par rapport au

plan transverse) et plus rigides que les fibres présentes sur les lamelles internes (formant un angle de 43° avec le plan transverse (Cassidy et al., 1989)).

2.1.3 Les articulations zygapophysaires

Les articulations zygapophysaires guident et limitent les mouvements des vertèbres les unes par rapport aux autres ; elles facilitent la transmission des charges appliquées à la colonne. Ces articulations synoviales sont constituées :

- de processus articulaires osseux recouverts de cartilage sur les extrémités
- de la membrane synoviale, tissu connectif assurant la lubrification de l'articulation pour permettre les mouvements sans friction
- de la capsule ligamentaire qui entoure l'ensemble de l'articulation (Jaumard et al., 2011).

Les facettes sont caractérisées par leur forme, courbée ou plane, leur orientation sagittale et leur inclinaison (Figure 2-6). L'orientation sagittale des facettes est définie par l'angle entre la tangente à la surface articulaire dans le plan transverse et la ligne sagittale (Kalichman et al., 2009). L'inclinaison peut être mesurée comme l'angle entre le plan transverse et la tangente à chaque surface articulaire dans le plan sagittal (O'Leary et al., 2018).

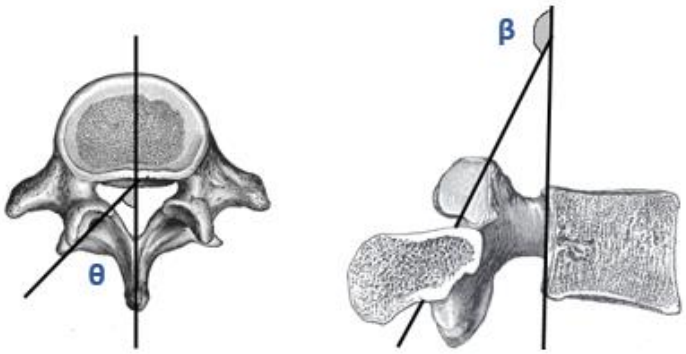


Figure 2-6 : Illustration des articulations zygapophysaires, les angles θ et β mesure l'orientation et l'inclinaison de facettes respectivement (adapté de Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur)

Ces paramètres varient en fonction des niveaux vertébraux pour moduler l'étendue de mouvement possible et maintenir la stabilité du rachis (O'Leary et al., 2018). Les facettes orientées coronalement offrent plus de résistance aux cisaillements alors qu'une orientation sagittale bloque la rotation axiale. Dans la région lombaire, l'angle sagittal, θ, varie entre 20° et 60° (Masharawi et al., 2004). Les facettes des niveaux supérieurs ont une orientation plus sagittale que celles des niveaux inférieurs (Masharawi et al., 2004). Ces différentes orientations permettent une résistance plus élevée du rachis lombaire à la rotation axiale dans les niveaux supérieurs tandis que les niveaux inférieures, L4-S1, permettent plus de rotation axiale mais offre une plus grande résistance aux déplacements antérieurs pendant les mouvements de flexion-extension (Alonso et al., 2017).

2.1.4 Les ligaments

Les ligaments rachidiens sont des tissus conjonctifs fibreux, majoritairement composés d'eau, de fibres de collagène et d'élastine. La colonne comprend sept ligaments principaux de la base du crâne au sacrum (Figure 2-7). Le **ligament longitudinal antérieur** (ALL) longe la partie antérieure de la colonne en passant sur la partie antérieure des disques et des corps vertébraux, auxquels il s'attache (Bogduk, 2005). Il forme une bande épaisse continue qui s'étend sur toute la longueur du rachis. Le **ligament longitudinal postérieur** (PLL) couvre la partie postérieure des corps vertébraux et des disques. Il est plus étroit et plus fin que le ligament longitudinal antérieur (ALL) et présente l'aire de section transverse la plus faible des ligaments lombaires. Ces fibres sont entremêlées avec les fibres du disque et pénètre dans le disque pour s'attacher aux corps vertébraux (Bogduk, 2005). Les lames sont reliées entre elles par le ligament jaune ou **ligamentum flavum** (LF), qui tapisse la partie postérieure du foramen vertébral. Il s'agit d'un ligament très épais, majoritairement composé de fibres élastiques. Sa composition diffère des autres ligaments avec 80% d'élastine et 20% de collagène. Cette composition permet, entre autre, de limiter le flambement du ligament en position neutre ou lorsque le rachis est soumis à une compression. En cas de flambement, le tissu pourrait s'introduire dans le canal médullaire entrainant un risque de compression de la moelle épinière ou des racines nerveuses (Bogduk, 2005). Les articulations zygapophysaires sont entourées des **ligaments capsulaires** (CL). Les apophyses épineuses sont reliées entre elles par le **ligament inter-épineux** prolongé par le **ligament supra-épineux** qui longe la colonne en se fixant sur les extrémités des apophyses. Le ligament inter-épineux est une

fine membrane tandis que le ligament supra-épineux est plus épais (plus épais dans la colonne lombaire que dans les autres régions) et se mélange à la fascia thoraco-lombaire (Bogduk, 2005). Etant donnée leur proximité, ces deux ligaments sont fréquement étudiés comme le complexe ISL-SSL et les propriétés propres à chaque ligament varient selon les études (Bradshaw, 2011). Ce complexe est la structure ayant le plus grand bras de levier par rapport au centre de rotation de la vertèbre. Ce complexe, sollicité en hyperflexion, subit les plus grandes déformations parmi les ligaments rachidiens. Les ligaments inter-épineux, supra-épineux, le ligament jaune et les ligaments capsulaires forment le complexe ligamentaire postérieur (ou posterior ligamentous complex, PLC). Les processus transverses sont liés par les **ligaments inter-transverses**. Leur structure diffère des autres ligaments, présentant une plus faible densité de collagène et une orientation de fibre irrégulière (Bogduk, 2005). Ces ligaments ont un rôle négligeable dans le rachis lombaire (White & Panjabi, 1978).

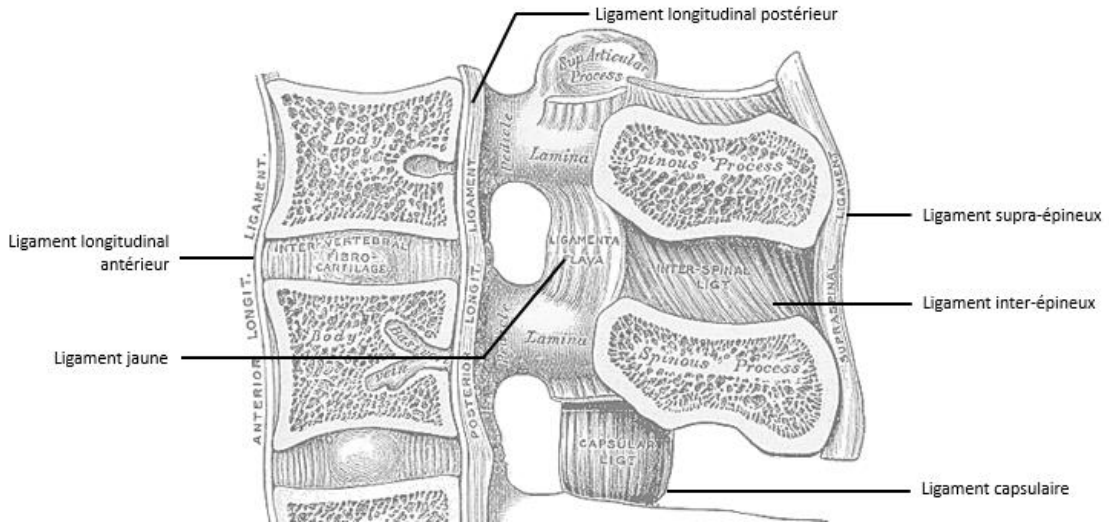


Figure 2-7 : Identification des ligaments principaux du rachis sur une unité fonctionelle (adapté de Wikimédia Commons, images libres de droits d'auteur)

Comme les vertèbres, le système ligamentaire est sujet à des variations selon la région de la colonne considérée. Ces différences morphologiques et mécaniques peuvent s'expliquer par le rôle biomécanique de chacune des régions du rachis et par leur particularité anatomique (orientation). La région cervicale supérieure (Occiput-C2) et la région pelvienne montrent des différences

importantes avec le reste du rachis. La région cervicale supérieure requiert une grande mobilité pour permettre les mouvements de la tête. La mobilité de cette région est contrôlée par les complexes ligamentaires atlanto-occipital et atlanto-axoïdien reliant l'occiput (base du crâne) à l'atlas (C1), l'atlas à l'axis (C2) et l'occiput à l'axis. Dans la région pelvienne, les ligaments stabilisant l'articulation sacro-iliaque sont les ligaments ilio-lombaires, sacro-iliaques, sacro-épineux et sacro-tubéral.

2.1.5 Le système musculaire

Le système musculaire du tronc joue un rôle important dans le contrôle des mouvements, le maintien de la stabilité et dans la protection de la colonne par absorption des chocs.

Ce système comprend des muscles directement attachés à la colonne ainsi que d'autres ayant une action indirecte sur le rachis, comme par exemple les muscles inter-costaux, le mur abdominal, le diaphragme ou encore les ischio-jambiers (Cramer & Darby, 2017). Les muscles du dos peuvent être regroupés en fonction de leur position anatomique, i.e de leur profondeur, des plus superficiels aux plus profonds, ou de leur action principale (mouvement résultant d'une contraction de ce muscle). Dans chaque mouvement, il est possible d'identifier les muscles principaux et les muscles secondaires dits synergiques. La contraction des muscles de la colonne génère des efforts importants, en particulier des forces compressives dues à leur orientation majoritairement longitudinale. Lors des mouvements du rachis, les efforts sont partagés entre le système musculaire et le système ostéo-disco-ligamentaire (Bogduk, 2005). Le partage dépend notament de l'amplitude des mouvements et de leur durée. Le rôle du système musculaire diminue en faveur du système ostéo-disco-ligamentaire lorsque l'on s'approche de l'étendue de mouvement maximale du rachis (Bogduk, 2005). Le rôle des muscles est également moindre lors d'événèments brusques et de courte durée en raison de leur délai d'activation ou temps de latence. Le temps de latence des muscles du dos varient de 55 à 130 ms pour la plupart, ce qui est supérieur à la plupart des évènements traumatiques (Yoganandan et al., 2014).

Dans ce projet, nous avons porté notre attention sur des mouvements sportifs et traumatiques, impliquant ainsi des mouvements de grandes amplitudes et/ou des impacts. Nous avons donc choisi de nous intéresser au rachis ostéo-disco-ligamentaire. Cependant, dans le cas des mouvements sportifs, l'application de charges compressives plus élevées que celle générées uniquement par le

poids du corps, avec ou sans poids supplémentaire, permet de tenir compte de l'action des muscles sur les efforts internes.

2.1.6 Évolution du rachis avec l'âge : notions de croissance, de régénération et de vieillissement

Les structures du rachis ainsi que ses courbures et angulations vairent avec l'âge.

Les vertèbres présentent des centres d'ossification et des plaques de croissance qui fusionnent et s'ossifient peu à peu jusqu'à l'âge adulte. En plus des phénomènes de croissance et d'ossification, les vertèbres sont constamment soumises à un remodelage osseux permettant une régénération de l'architecture osseuse par résorption et apposition locale d'os. Si ce phénomène est déséquilibré, cela mène à l'ostéoporose qui se traduit par une diminution de la densité de travées et de leur épaisseur. Ces modifications, plus fréquentes chez les femmes, réduisent la résistance mécanique des vertèbres et expliquent, en partie, l'augmentation de l'incidence de fractures vertébrales avec l'âge (Cosman et al., 2017). Les structures intervertébrales (disques, ligaments, facettes) sont également modifiées et cela impacte la flexibilité du rachis (Clarke et al., 2007; Dreischarf et al., 2014; Intolo et al., 2009). L'évolution de la mobilité s'explique en partie par les changements d'orientation des facettes, les modifications du disque, notamment la déshydratation progressive du noyeau pulpeux, et les modifications des propriétés des ligaments.

L'ensemble de ces modifications contribuent à la formation d'ostéophytes ou becs ostéophytiques. Les ostéophytes sont des excroissances osseuses qui se forment après la fusion des anneaux épiphyséaux et dont la sévérité et la fréquence augmentent avec l'âge (Van der Merwe et al., 2006). Ils sont souvent décrits comme une adaptation pour rigidifier la colonne, notamment en cas de discopathie, ou une adaptation en réponse à une déformation du rachis (scolioses). La présence de becs ostéophytiques s'accompagne d'une modification des propriétés des ligaments.

Pour décrire la sévérité des ostéophytes, la classification de Nathan (Nathan et al., 1994) décrit 4 grades. Le grade 0 correspond à l'absence d'indication d'ostéophytosis. Le grade 1 est attribué lorsqu'un point isolé d'hyperostose peut être identifié. Le grade II correspond à une protrusion vertébrale partant du corps vertébral et projetée horizontalement. Le grade III est attribué lorsque l'ostéophyte prend la forme caractéristique d'un bec d'oiseau, l'extrémité libre de l'ostéophyte se

courbant vers l'espace intervertébral le plus proche. Le grade IV correspond à la fusion de deux ostéophytes adjacents créant un pont osseux entre les vertèbres.

Les becs ostéophytiques peuvent être isolés ou présents à plusieurs niveaux, continus ou discontinus. La présence de becs osthéophytiques antérieurs sur trois disques intervertébraux continus est signe d'une hyperostose squelettique diffuse idiopathique (Diffuse idiopathic skeletal hyperostosis, DISH), trouble ankylosant de la colonne, en partie associé au veillissement.

Les DISH, qui tendent à augmenter avec le veillissement de la population (Westerveld et al., 2009), représentent un challenge dans la prise en charge clinique des patients car ces patients sont plus sujets à des blessures lors de traumatismes à faible énergie. Dans le même temps, le taux de mortalité de ces patients dans les trois mois suivant la blessure est plus élévé.

Par ailleurs, les paramètres morphologiques et posturaux évoluent en fonction de l'âge. L'incidence pelvienne et le tilt pelvien augmentent graduellement de 4 à 79 ans (de 45° à 55° et de 4° à 18° respectivement) tandis que la pente sacrée diminue (de 40° à 37°) (Mac-Thiong et al., 2004; Yukawa et al., 2018). La cyphose thoracique et la lordose lombaire augmentent légérement de 20 à 69 ans et diminuent drastiquement à partir de 70 ans. (Yukawa et al., 2018).

2.2 Le rachis lombaire en chargement : mobilité, stabilité et partage de charges

L'étude du rachis lombaire en chargement s'effectue selon deux approches complémentaires :

- l'analyse cinématique, qui étudie les mouvements (déplacements, rotations, vitesses),
- l'analyse cinétique, qui s'intéresse aux efforts et moments internes.

Les principaux mouvements de la colonne sont la flexion, l'extension, l'inflexion latérale et la rotation axiale (Figure 2-8).

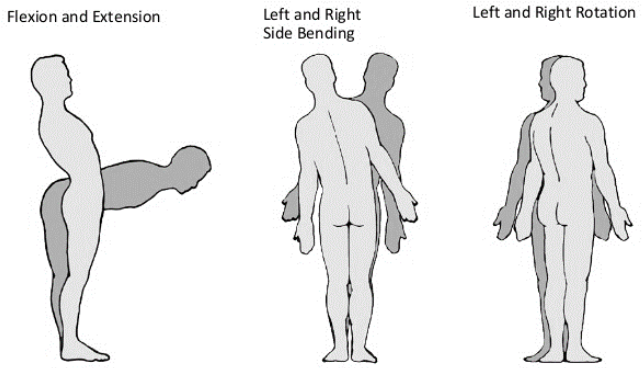


Figure 2-8 : Mouvement du rachis (tirée de www.spinesurgeon.com, consulté le 30 janvier 2019)

A ceux-ci viennent s'ajouter, dans une moindre mesure, des translations antérieures, postérieures, latérales ou axiales, qui sont le plus souvent des mouvements couplés, c'est-à-dire des mouvements secondaires accompagnant le mouvement dans le plan principal. Les mouvements du rachis sont caractérisés par l'étendue de mouvement (range of motion, ROM), la zone neutre et la position ou le chemin parcouru par le centre instantané de rotation pendant le mouvement (instantaneous center of rotation, ICR).

Les structures actives (muscles) et passives (vertèbres, ligaments, disques, facettes) de la colonne ont pour rôle de maintenir la stabilité du rachis, et donc le corps dans un état d'équilibre et de permettre sa mobilité. En position neutre, la colonne est en permanence soumise à des efforts en compression résultant du poids du haut du corps et principalement transmis par le corps vertébral et les disques. L'excentricité de la ligne de gravité par rapport au centre des vertèbres génère un

moment à chaque niveau vertébral. Le poids supporté à chaque hauteur de la colonne et la distance entre le centre de la vertèbre et le centre de gravité sont présentés dans le Tableau 2-1.

Tableau 2-1 : Pourcentage du poids du corps actant à chaque niveau vertébral et distance antérieur entre le point d'application de la force et le centre de masse de chaque vertébre en position neutre (adapté depuis (Clin et al., 2011),(Kiefer et al., 1997))

Niveau vertébral	Pourcentage du poids total (%)	Excentricité (mm)
T1	1,1 + 8 (Head)	8,66
T2	1,1	13,35
T3	1,4 + 4 (Superior limbs)	17,45
T4	1,3 + 4 (Superior limbs)	20,97
T5	1,3 + 4 (Superior limbs)	23,91
T6	1,3	26,26
T7	1,4	28,04
T8	1,5	29,23
T9	1,6	29,84
T10	2,0	29,87
T11	2,1	29,32
T12	2,5	28,18
L1	2,4	26,46
L2	2,4	24,16
L3	2,3	21,27
L4	2,6	17,81
L5	2,6	13,76

La contraction des muscles pour satisfaire les conditions d'équilibre génèrent des forces et des moments supplémentaires dans le rachis (Zander et al., 2015) dont l'amplitude est influencée par l'âge, le sexe, la taille, le poids, le mouvement réalisé, la vitesse du mouvement etc (Ghezelbash et al., 2016; Han et al., 2013).

En plus de la notion de niveau d'effort, la notion de partage des charges ou load sharing est également importante pour évaluer la sécurité d'une activité. Le load sharing, entre les muscles et les structures passives contribue, dans un rachis sain, à préserver la qualité du mouvement et ainsi

limiter le risque de blessures. L'évaluation de la sécurité d'une activité repose donc sur la connaissance des efforts internes globaux et du partage de ces efforts entre les différentes structures. Une revue critique des connaissances actuelles sur la cinétique et cinématique rachidienne est présentée dans la section 2.3.3.

Dans certaines conditions, ces chargements peuvent mener à des blessures. Les blessures du système ostéo-disco-ligamentaire ont un fort impact social et économique. Ces traumatismes (fractures osseuses, lésions ligamentaires, atteintes du disque intervertébral, …), sont principalement causés par des accidents de la route, des chutes à faible ou haute énergie et la pratique sportive (Leucht et al., 2009), et représentent une cause majeure d'invalidité.

2.2.1 Les blessures traumatiques : les classifications

Afin de mieux comprendre les mécanismes de blessure de la colonne vertébrale et de fournir une aide au diagnostic et au choix du traitement adéquat, plusieurs systèmes de classification ont été introduits consécutivement.

La méthodologie employée pour définir ces classifications peut être basée sur les structures anatomiques lésées (approche anatomique), les mécanismes suspectés (approche mécanique), l'aspect final de la blessure ou encore une description exhaustive des blessures dans une région précise du rachis.

1. Classification de Denis (approche anatomique)

En 1983, Denis et al. (1983) établissaient une classification comprenant 4 types de blessures majeures : les fractures de compression, les fractures comminutives, les fractures en flexion-distraction (ou seatbelt injuries) et les fractures-dislocations (Denis, 1983). Chaque type de fracture est ensuite divisé en 3 à 5 sous-types, en fonction des structures et régions anatomiques lésées. Lors de l'établissement de cette classification, ils proposaient également la division de la colonne en trois parties : la colonne antérieure, la colonne moyenne et la colonne postérieure (Figure 2-9). La colonne antérieure comprend les deux tiers antérieurs du corps vertébral et du disque ainsi que le ALL. La colonne moyenne est formée du tiers postérieur du corps vertébral et du disque et du PLL. La colonne postérieure, quant à elle, est formée des pédicules, de l'arc neural et du PLC. Avec cette

division, les blessures touchant la colonne antérieure ou postérieure uniquement sont considérées stables alors qu'une atteinte concomitante de la colonne moyenne indique un risque d'instabilité.

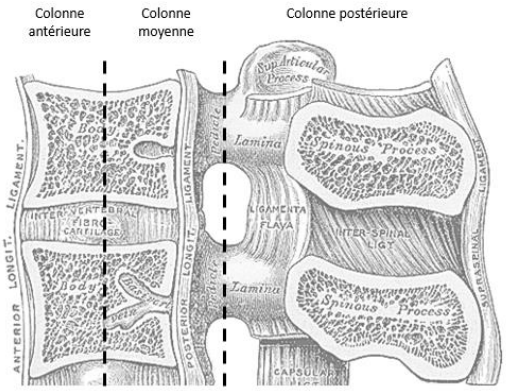


Figure 2-9 : Représentation des trois colonnes de Denis (Denis, 1983) (adapté de Wikimédia Commons, images libres de droits d'auteur)

Ce concept de stabilité du rachis, basée sur les trois colonnes, est encore largement utilisé comme référence pour le diagnostic et le traitement des blessures rachidennes en traumatologie. Cependant, cette classification montre une faible reproductibilité inter et intra-observateur (Wood et al., 2005). De plus, l'importance de la colonne moyenne dans la stabilité du rachis fait encore débat (G. D. Schroeder et al., 2017).

2. Classification de Magerl (approche mécanique)

En 1994, Magerl et al. (1994) ont défini une nouvelle classification (« Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen » ou AO classification) portant sur les blessures thoraco-lombaires et basée sur l'étude de 1445 patients (Magerl et al., 1994).

Les blessures sont d'abord réparties selon trois mécanismes de blessures possibles (Aebi, 2010) :

- compression (type A) : blessure isolée de la colonne antérieure par compression axiale
- distraction (type B) : rupture du PLC par distraction de la colonne postérieure
- rotation (type C) : type B avec rotation

Chaque catégorie est ensuite divisée en groupes (correspondant au type de blessures) et sous-groupes (correspondant à la blessure elle-même) donnant un total de 53 blessures. La classification a été définie de manière à ce que la sévérité de la blessure augmente en passant d'un type à l'autre

(A → B → C) et d'un sous-type au suivant (Tableau 2-2). Cependant, ces catégories se chevauchent et, ainsi, les blessures les plus sévères d'un groupe peuvent être plus graves que les moins sévères du groupe suivant.

Cette classification est particulièrement utile pour sa description exhaustive des blessures et les liens qu'elle propose entre les blessures et les mécanismes traumatiques suspectés. Elle est donc un choix privilégié pour étudier les mécanismes lésionnels du rachis et sera utilisée comme référence pour un des articles de cette thèse.

En revanche, comme la classification de Denis, elle possède une faible reproductibilité inter-observateur (Wood et al., 2005). Cette faible reproductibilité peut notamment être imputée à la complexité de la classification et à une mauvaise compréhension de celle-ci par la communauté scientifique et clinique (Aebi, 2010).

Tableau 2-2 : Types de traumatismes selon la classification AO (Magerl et al., 1994)

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

Afin de clarifier la classification, Aebi (Aebi, 2010) a proposé un algorithme de classification (Figure 2-10) et par la suite, d'autres classifications ont été developpées.

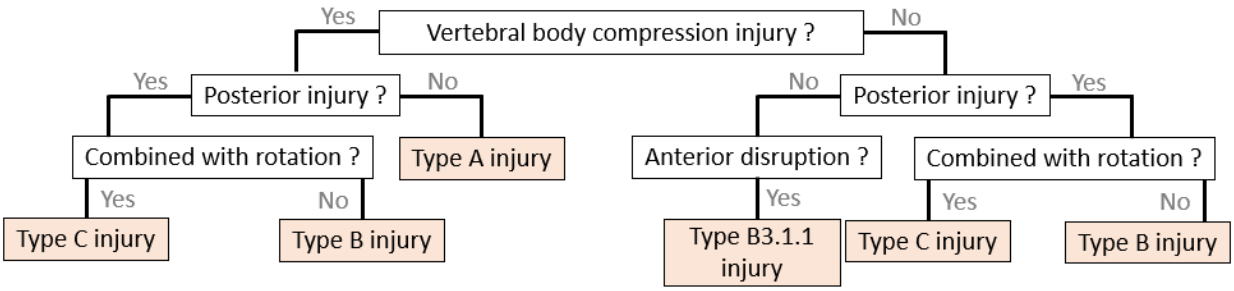


Figure 2-10 : Algorithme de classification des blessures thoracique et lombaire par la AO classification (reproduit à partir de (Aebi, 2010)). Reproduit avec permission.

3. « Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score » (TLICS) (approche basée sur l'aspect final et les résultats cliniques)

Cette classification repose sur l'évaluation de trois composantes :

- l'aspect morphologique de la blessure,
- l'intégrité du complexe ligamentaire postérieur,
- l'état neurologique du patient.

L'aspect morphologique des blessures est regroupé en trois catégories semblables à celles utilisées dans la classification AO : compression, translation-rotation et distraction. Plusieurs préfixes (axial, latéral, extension, flexion …) et suffixes (compression, comminutive, …) sont utilisés pour définir entièrement l'aspect morphologique de la blessure, tout en conservant une classification simple. Le complexe ligamentaire postérieur peut être décrit comme étant intact, dans un état indéterminé ou encore blessé. Enfin, l'état neurologique du patient est décrit grâce à la classification de l'American Spinal Injury Association (ASIA).

L'étude de chaque composante permet d'attribuer un score afin de répartir les patients en fonction de la nécessité de pratiquer une opération chirurgicale ou non. L'apport majeur de cette classification a été de considérer l'état du PLC quel que soit le type de blessure observée. Cela va, entre autre, encourager la communauté scientifique à questionner le rôle de l'intégrité du PLC sur la stabilité du rachis, intégrité pouvant être altérée dans des blessures de type B mais également

dans des blessures en compression (type A) (Machino et al., 2013; G. D. Schroeder et al., 2017; G. D. Schroeder et al., 2015).

4. AOSpine

En 2013, Vaccaro et al. (2013) publiaient une nouvelle classification se basant sur les classifications AO (Magerl et al., 1994) et TLICS (Vaccaro et al., 2005). Dans cette classification, les blessures sont d'abord réparties en trois types majeurs :

- A, compression,
- B, blessures de la bande de tension (ou tension band injuries),
- C, blessures en translation.

Les types A et B sont ensuite divisés en sous-catégories (Tableau 2-3). Un score est attribué en fonction du type de blessures (classification morphologique), de l'état neurologique et de l'état du complexe ligamentaire postérieur dans le cas des fractures en compression (Type A). Comme dans le cas de la classification de Magerl, la sévérité de la blessure augmente avec le type (A→ B → C).

Tableau 2-3 : Description morphologique des blessures thoraco-lombaire selon la classification AOSpine (Adapté de (Vaccaro et al., 2016))

Description		Score
Type A - Fracture en compression		
A0	Blessures minimes dont fracture des processus transverses	1
A1	Wedge fracture	2
A2	De pincer	3
A3	Fracture comminutive incomplète (un plateau vertébral affecté)	4
A4	Fracture comminutive complète (les deux plateaux vertébraux sont affectés)	5
Type B - Blessures de la bande de tension		
B1	Rupture osseuse de la bande postérieure	5
B2	Rupture de la bande postérieure incluant une rupture ligamentaire	6
B3	Rupture de la bande antérieure	7
Type C - Blessure en translation		
C	Toutes les blessures résultantes d'une translation du corps vertébral	8

Cette classification a obtenu une reproductibilité inter et intra-observateur (kappa=0.74 et 0.81 respectivement) meilleure que les classifications précédemment décrites ((Kepler et al., 2016)) pour les types de fractures ; toutefois, la reproductibilité du classement dans les sous-types reste encore modérée (Kappa=0.56; kappa=0.43-0.57) (Kepler et al., 2016).

L'identification de nouvelles variables permettant de « scorer » les blessures comme la présence de dislocation, l'espace inter-épineux (Barcelos et al., 2016) ou encore la prise en compte de l'âge du patient (Azhari et al., 2016) est suggérée comme amélioration des outils d'aide à la prise en charge clinique.

Ces différentes classifications mettent en évidence des limites dans la compréhension du lien entre mécanismes et morphologie de la blessure.

L'utilisation de techniques expérimentales et numériques pour améliorer la compréhension des pathoméchanismses est un enjeu pour l'aide au diagnostic et à la prise en charge. Malgré les limites mises en avant par des classifications plus récentes, la classification de Magerl reste un outil intéressant par son approche mécanique et son exhaustivité. En revanche, les nouveaux développements sont particulièrement intéressants pour leur volonté de questionner l'état du complexe ligamentaire postérieur, même lorsque la blessure prédominante est une blessure de type A, i.e une blessure en compression. Cela met en évidence un fort intérêt à mieux prévoir les risques de blessures du PLC, qu'il soit le mécanisme lésionnel primaire (type B) ou un mécanisme lésionnel secondaire (type A avec rupture de la bande postérieure). Cet enjeu est particulièrement motivé par le rôle suspecté du PLC dans la stabilité du rachis (nécessité d'une chirurgie), les risques d'atteintes neurologiques associés à son endommagement (Martinez-Perez et al., 2014), la difficulté d'obtenir sa réparation par traitement conservateur et la difficulté d'évaluer son intégrité à l'aide des techniques d'imagerie actuelles.

2.2.2 Les blessures de fatigue : la spondylolyse

Contrairement aux lésions traumatiques, les blessures de fatigue surviennent suite à l'application répétée de charge inférieure au seuil de tolérance du rachis et sont considérées séparemment.

La spondylolyse est un défaut osseux du pars inter-articulaire (Crawford III et al., 2015) souvent associé au spondylolisthésis. Le spondylolisthésis est un glissement antérieur d'une vertébre par

rapport à la vertèbre adjacente inférieure, le plus souvent dû à une rupture ou à une élongation du pars.

Nulle avant l'âge d'acquisition de la marche, l'incidence de spondylolyse est maximale chez les enfants et adolescent et diminue à l'âge adulte. Elle est principalement observée au niveau L5-S1 (87%) et bilatérale (80%) (Leone et al., 2011). Jusqu'à 80% des patients souffrant d'une spondylolyse bilatérale vont progresser en spondylolisthesis. Les hommes sont deux fois plus à risque de développer une spondylolyse que les femmes mais les femmes sont quatre fois plus sujettes à une progression du glissement par rapport au genre opposé (Ganju, 2002).

La spondylolyse étant une cause fréquente de spondylolisthésis, bien que n'étant pas la seule, ces deux pathologies sont souvent discutées ensemble dans la littérature et ont des classifications communes.

La classification de Wiltse (Wiltse et al., 1976) différencie 5 types de spondylolysthésis :

- dysplasique (anomalies congénitales),
- isthmique,
- dégénératif,
- traumatique (fracture aigüe des pédicules, des facettes et des lames)
- pathologique (résultant d'une pathologie du tissu osseux).

Le type isthmique comprend tous les spondylolisthésis, glissement antérieur de la vertèbre supérieure, résultant d'une rupture de fatigue ou aigüe, ou d'une élongation du pars (par guérison des micro-fractures). Plus tard, la classification de Marchetti et Bartolozzi (Marchetti & Bartolozzi, 1997) classe les spondylolisthésis en deux catégories : développementale, comprenant un sous-type bas-dysplasique et haut-dysplasique, et acquise. Dans cette classification, la forme acquise secondaire à une fracture de stress (ou de fatigue) du pars se distingue de la forme développementale, par l'absence de défaut osseux dans le pars avant le ou les traumatismes. Cependant cette distinction, notamment dans le cas bas-dysplasique, est difficile voire impossible à constater en l'absence de radiographie antérieure à l'apparition de la blessure (Mac-Thiong, 2008). La classification du Spinal Deformity Study Group (SDSG) ne concerne que ces deux types : le type acquis secondaire à une fracture de fatigue du pars et le type développemental bas-dysplasique. Elle a pour but de fournir une aide à la planification chirurgicale. Elle se base sur les

mesures radiographiques du taux de glissement (mesure de Meyerding) et sur l'alignement spino-pelvien du patient (incidence pelvienne, pente sacrée et tilt pelvien) (Labelle et al., 2011). Selon le taux de glissement, les patients sont classés en bas-grade (<50%) et haut-grade (>50%). Pour les patients de bas-grade, trois types ont été proposés en fonction de l'incidence pelvienne et de la pente sacrée du patient. Les patients souffrant de spondylolisthésis de haut-grade (type 4 à 6) ont toujours une incidence pelvienne élevée (Labelle et al., 2009) et se distinguent par l'équilibre sagittal du pelvis puis du rachis (Figure 2-11).

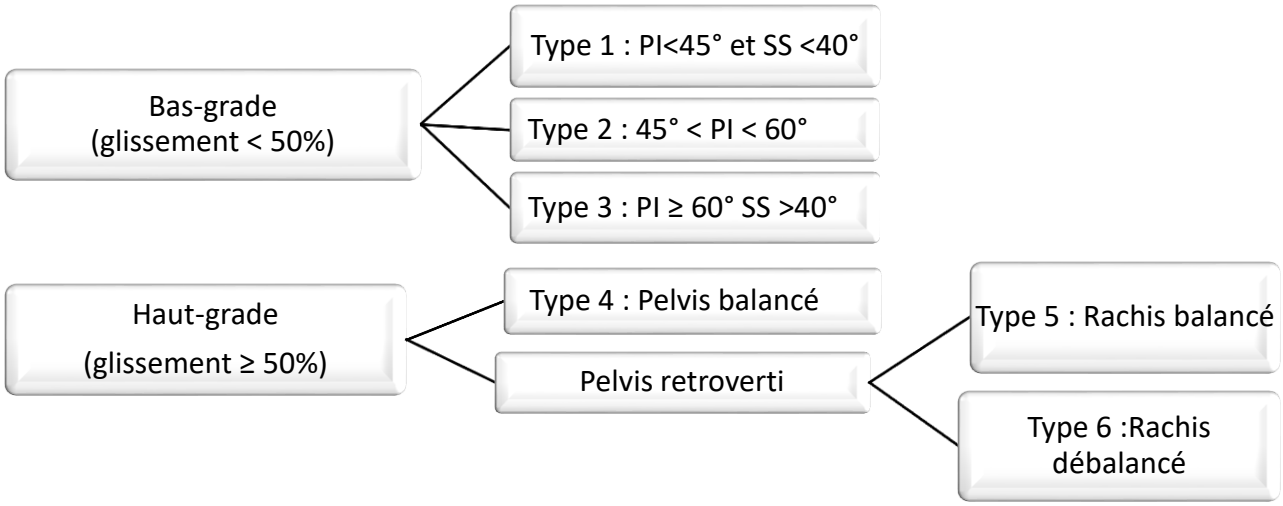


Figure 2-11 : Classification du SDSG (adapté de (Labelle et al., 2011) et (Mac-Thiong, 2008)). Reproduit avec permission.

L'étiologie exacte de la spondylolyse et du spondylolisthésis reste méconnue mais plusieurs facteurs sont identifiés comme jouant un rôle dans leur apparition. Ces facteurs impliquent des phénomènes héréditaires, traumatiques, morphologiques, développementaux et biochimiques. Mac-Thiong (2008) a proposé une théorie unifiée pour expliquer l'étiologie du spondylolisthésis acquis secondaire à une fracture de stress du pars et développemental bas-dysplasique. Dans cette théorie, les facteurs à l'origine du défaut osseux du pars peuvent être environnementaux ou pré-disposants (Figure 2-12).

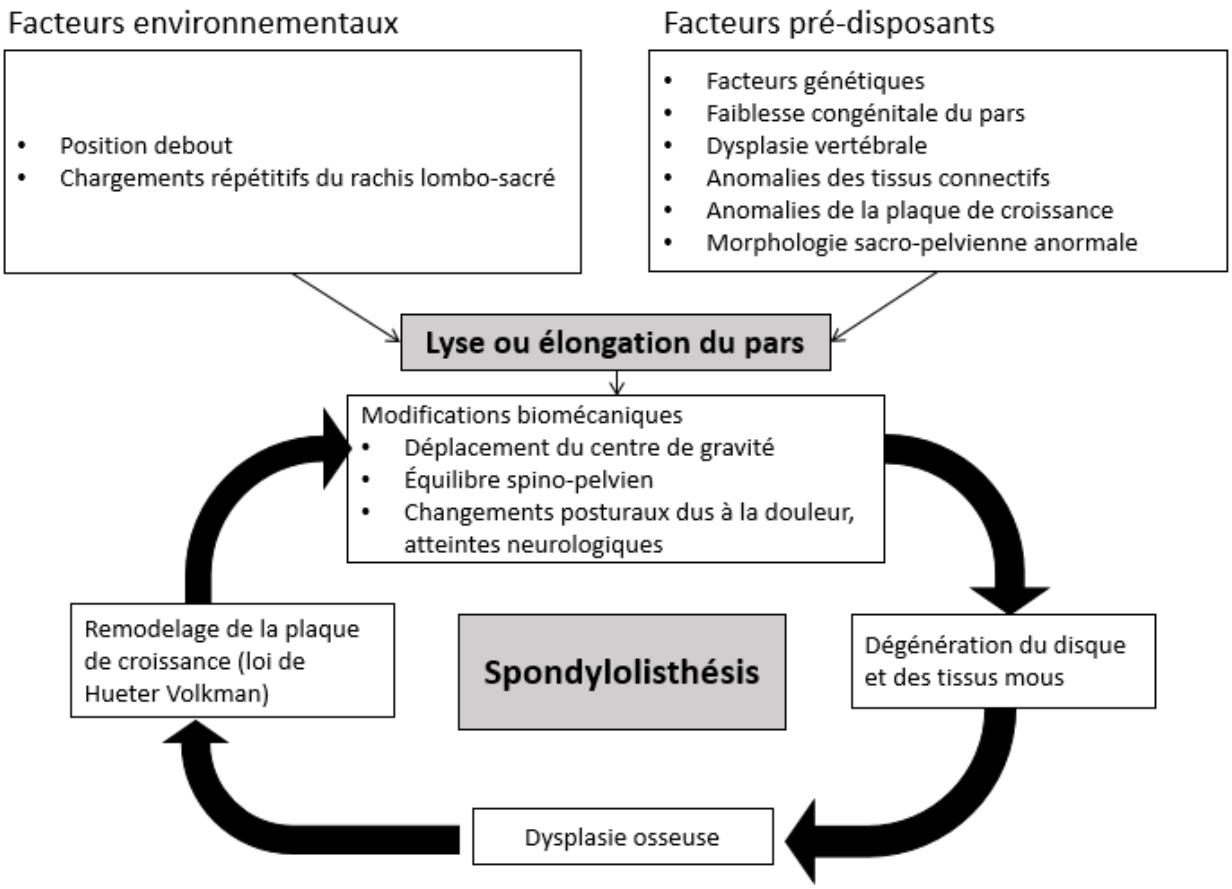


Figure 2-12 : Théorie unifiée de l'étiologie du spondylolisthesis (reproduit à partir de (Mac-Thiong, 2008)). Reproduit avec permission.

L'importance des **facteurs environnementaux** (position debout et chargements répétitifs du rachis) est mise en évidence par l'absence de spondylolyse avant l'âge d'acquisition de la marche et par l'incidence élevée de spondylolyse chez les athlètes (Sakai et al., 2010; Soler & Calderón, 2000). En effet, dans la population générale, l'incidence est de 6-8% (Leone et al., 2011) et peut aller jusqu'à plus de 40% chez les jeunes sportifs impliqués dans certains sports comme le baseball, la gymnastique, le volley… (Külling et al., 2014; Sakai et al., 2010). Dans ce cas, les activités impliquant des mouvements répétés de flexion-extension, rotation et compression peuvent créer des micro-dommages dans l'os, menant ensuite à la lyse du pars. Dans le cas des spondylolysthésis avec élongation, la réparation des micro-fractures créées par les chargements cycliques donne lieu

à un tissu fibro-cartilagineux plus faible que le tissu osseux qui répond aux sollicitations par une élongation du pars permettant le déplacement de L5.

Etant donné la forte prévalence de spondylolyse au niveau L5-S1, l'influence de la **morphologie sacro-pelvienne** a été éxaminée. Deux mécanismes ont été proposés en fonction de l'incidence pelvienne et de la pente sacrée (Roussouly et al., 2006) :

- le mécanisme en cisaillement (ou shear mechanism). Dans ce cas, une incidence pelvienne et une pente sacrée élevées augmentent les efforts en cisaillements à la jonction lombo-sacrée ce qui aurait pour conséquence d'augmenter les contraintes en tension dans le pars. Lors de chargements répétitifs, ces contraintes pourraient engendrer l'apparition de micro-dommages (Figure 2-13 A).
- le mécanisme de « casse-noisette » (ou nutcracker). Ce mécanisme traduit un pincement répétitif du pars entre les éléments postérieurs de L4 et S1. Il pourrait induire des contraintes en compression durant les mouvements d'extension et mener à l'apparition de micro-dommages (Figure 2-13 B).

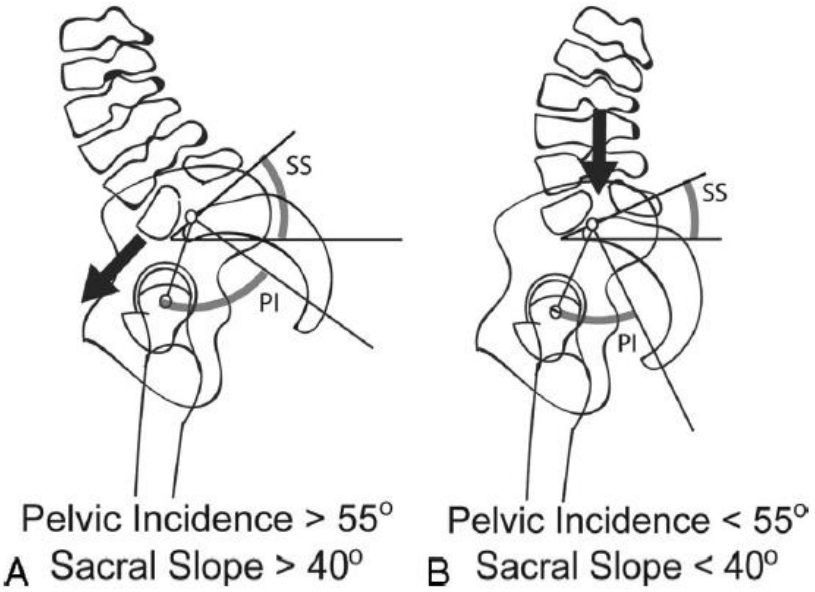


Figure 2-13 : Illustration des mécanismes en cisaillement (A) et de type casse-noisette (B) en fonction de la pente sacrée (SS) et de l'incidence pelvienne (PI) du sujet (Roussouly et al., 2006). Reproduit avec permission.

Le mécanisme en cisaillement serait le plus courant car la prévalence de spondylolyse augmente avec la pente sacrée (Swärd et al., 1989) et l'incidence pelvienne (Labelle et al., 2004) des sujets. Le mécanisme de « casse-noisette », moins fréquent, permettrait alors d'expliquer les cas de spondylolyse pour les patients ayant une incidence pelvienne et une pente sacrée faibles (Roussouly et al., 2006). D'après la classification des profils sagittaux de Roussouly et al. (Roussouly et al., 2005), les sujets ayant un profil sagittal de type 1 sont à risque de développer une spondylolyse due à un mécanisme de nutcracker. Les sujets présentant un profil sagittal de type 4, caractérisé par une lordose lombaire, une pente sacrée et une incidence pelvienne élevées sont plus à risque de développer une spondylolyse par le mécanisme en cisaillement (Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011).

Une **prédisposition héréditaire** est prouvée par l'augmentation de la prévalence de spondylolisthésis chez les membres immédiats de la famille des enfants atteints (Wynne-Davies & Scott, 1979; Yurube et al., 2017). De plus, la disparité de prévalence en fonction du groupe ethnique suggère l'existence de **facteurs génétiques**.

Des **anomalies dysplasiques** des tissus mous et osseux, développementales plutôt que congénitales, peuvent influencer le risque de spondylolyse et de spondylolisthésis. Dans le cas acquis, les anaomalies dysplasiques avant l'apparition de la spondylolyse sont rares (Crawford III et al., 2015). Cependant, la présence d'une spondylolyse peut mener à des modifications dysplasiques secondaires qui vont influencer le risque de progression en spondylolisthésis. Ces modifications augmentant avec le grade de spondylolisthésis, il est préférable de s'intéresser au cas de spondylolisthésis de bas-grade pour étudier l'étiologie de la spondylolyse.

La forte prévalence de spondylolyse chez les jeunes athlètes ainsi que l'influence de la morphologie sacro-pelvienne confortent la suspiscion d'une blessure le plus souvent acquise et, par conséquent, l'importance des **facteurs biomécaniques et anatomiques**. Ces facteurs sont responsables des modifications de la répartition des charges à la jonction lombo-sacrée.

L'étude des effets de la mise en chargement du rachis lors de mouvements sportifs, en tenant compte de la variabilité de la morphologie sacro-pelvienne, pourrait alors permettre d'identifer les mouvements à risque et prévenir l'apparition de la spondylolyse chez les jeunes athlètes.

2.3 Études expérimentales et biomécaniques du rachis

Les études expérimentales ont pour objectif de caractériser la morphométrie du rachis, le comportement biomécanique des différentes structures et le comportement biomécanique du rachis dans son ensemble.

Dans la partie suivante, nous présenterons, de manière succinte, différents travaux expérimentaux portant sur le rachis avec une attention particulière sur les études de caractérisation du pars, des ligaments et du rachis thoracique et lombaire en chargement.

2.3.1 Caractérisation anatomique et morphométrique

La caractérisation anatomique et morphométrique est nécessaire pour décrire le rachis sain et identifier des modifications causant ou résultant d'une pathologie. Elle est également importante pour le développement de modèles mathématiques.

Les caractéristiques morphométriques des vertèbres peuvent être mesurées sur des spécimens cadavériques ou sur des images médicales telles que radiographies, CT ou IRM.

L'équipe de Masharawi et al. a utilisé des squelettes de la collection du musée d'histoire naturelle de Cleveland (Hamann-Todd Human Osteological Collection) pour fournir une morphométrie détaillée des vertèbres lombaires et thoraciques. La population étudiée était composée d'hommes et de femmes, caucasians ou afro-américains nés entre 1825 et 1910 et décédés à un âge compris entre 20 et 80 ans. Ils ont mesuré les caractéristiques géométriques du corps vertébral, des facettes et de l'arc neural pour des populations saines et présentant une spondylolyse bilatérale en L5 (Masharawi, 2012; Masharawi et al., 2007; Masharawi et al., 2004; Masharawi et al., 2005; Masharawi & Salame, 2011; Masharawi et al., 2008).

Les facettes sont orientées frontalement et légèrement dirigées antérieurement dans la région thoracique (angle transverse > 90°). Leur orientation devient sagittale au début de la région lombaire (environ 25°), et l'angle augmente jusqu'en L5 où les facettes sont plus frontalement orientées (50°). Chez les sujets atteints de spondylolyse, l'angle sagittal des facettes inférieures et supérieures de L5 est plus grand, traduisant une orientation plus frontale chez ces patients (Masharawi et al., 2007).

Une grande variabilité de l'orientation des facettes a été identifié pour les vertèbres entre T11 et L1 suggérant une transition de l'orientation des facettes au niveau T11-T12 ou T12-L1 en fonction des individus.

Ces mesures ont également permis de montrer qu'une assymétrie, ou tropisme, était une caractéristique des vertèbres thoraciques non pathologiques ce qui n'est pas le cas pour les vertèbres lombaires. Le tropisme est en revanche retrouvé chez les spécimens présentant une spondylolyse bilatérale (Masharawi et al., 2007; Masharawi et al., 2004).

La longueur et la largeur des facettes (comprises respectivement entre 9 et 18 mm et 8 et 15 mm) diminuent des T1 à T8 ou T9 puis augmentent jusqu'à L3, L4 ou L5, les plus grandes valeurs étant mesurées dans la région lombaire. La longueur du pars interarticulaire diminue de T12 (19.87) à L5 (9.68). Les pars gauche et droit en L5 sont plus longs chez les sujets avec spondylolyse (9.9 vs 14.6 à gauche et 9.8 vs 13.07 à droite) (Masharawi, 2012).

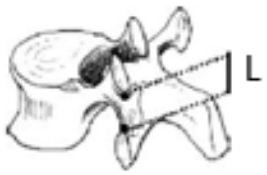


Figure 2-14 : Mesure de la longueur du pars (adaptée de (Masharawi, 2012)). Reproduit avec permission.

2.3.2 Caractérisations biomécanique et expérimentale des ligaments

Les ligaments sont composés à deux tiers d'eau et à un tiers d'élastine et de collagène. Le tropocollagène, unité fondamentale du collagène, est organisé en fibrilles puis en fibres formant des faisceaux parallèles. Ce réseau de fibres et de fibrilles est inclus dans une matrice extracellulaire composée principalement de protéoglycans, glycolipides, fibroblastes et d'eau (Figure 2-15).

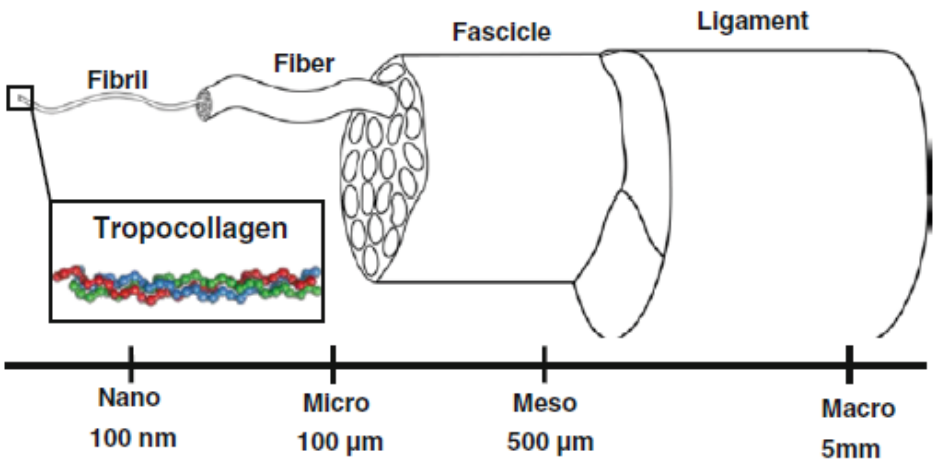


Figure 2-15 : Composition des ligaments (extrait de (Reese & Weiss, 2015)). Reproduit avec permission.

Leur comportement mécanique présente deux composantes :

- l'une, indépendante du temps ; il s'agit d'un comportement élastique non linéaire,
- l'autre, dépendante du temps ; il s'agit d'un comportement viscoélastique incluant le fluage, la relaxation de contrainte, l'hystérésis et la dépendance au taux de déformation ($\dot{\varepsilon}$).

Le comportement élastique non linéaire comporte trois régions caractéristiques : les zones neutre, élastique et d'endommagement (Figure 2-16). La zone neutre (ou toe-region) est généralement caractérisée par la déformation au point d'inflexion de la courbe entre les zones neutre et élastique. La zone élastique, partie linéaire de la courbe, est caractérisée par la pente. Cette pente est définie comme la raideur ($N.mm^{-1}$) sur les courbes forces-déplacements, qui dépend des dimensions de l'échantillon (propriétés structurelles) ou comme le module d'Young (MPa), sur les courbes contraintes-déformations, indépendant des caractéristiques géométriques (propriétés matériaux). La région traumatique est caractérisée par la force (ou contrainte) et le déplacement (ou déformation) à la rupture.

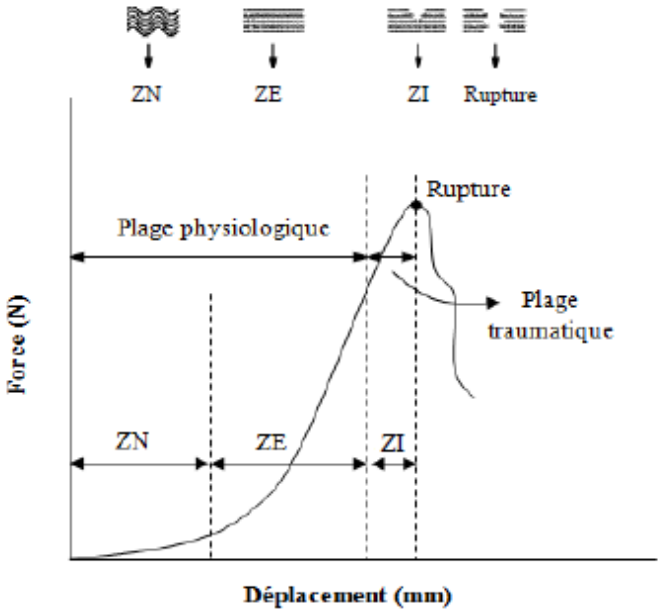


Figure 2-16 : Comportement élastique non linéaire des ligaments en traction uni-axiale présentant trois zones caractéristiques : la zone neutre (ZN), la zone élastique (ZE) et la zone d'endommagement ou inélastique (ZI) (extrait de (Wagnac, 2011)). Reproduit avec permission.

En raison de leur organisation, les ligaments ont un comportement isotrope transverse, la direction principale des fibres représentant l'axe de symétrie. Les fibres de collagène étant plus rigides que la matrice, les ligaments sont plus rigides quand ils sont sollicités dans la direction des fibres. Cette direction correspond également à la direction principale de sollicitation en condition physiologique (Reese & Weiss, 2015). Leur comportement est également assymétrique en tension-compression. La Figure 2-17 schématise le comportement du tissu ligamentaire pour différentes directions de sollicitation.

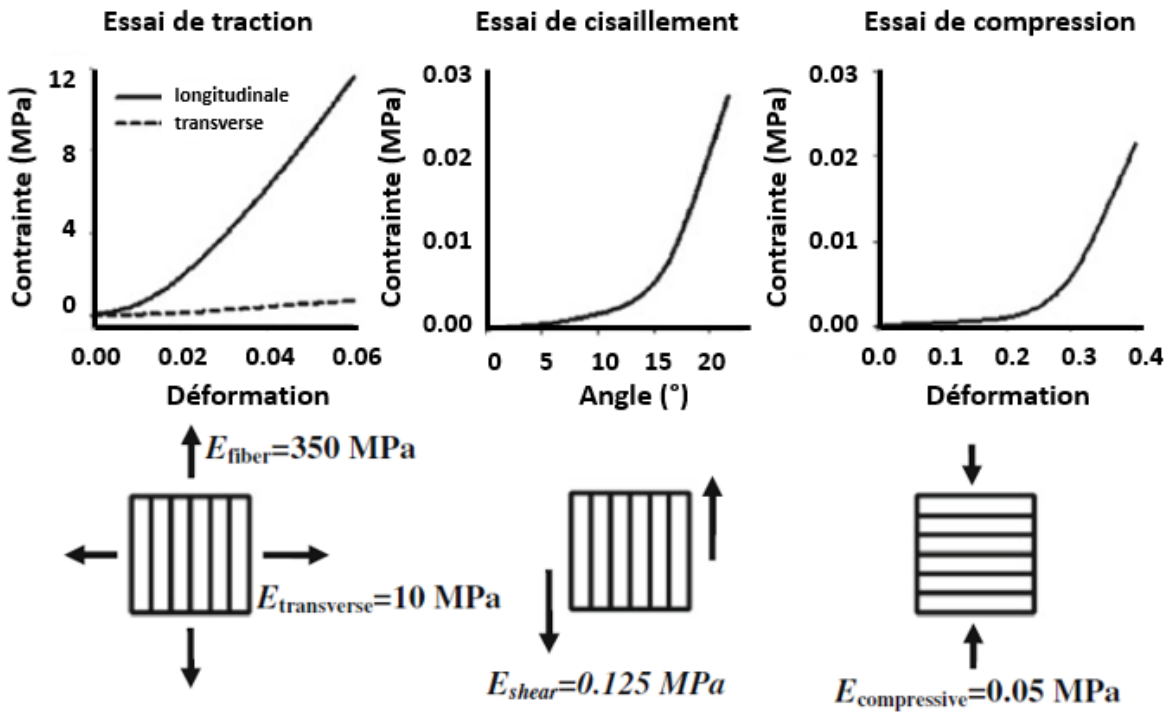


Figure 2-17 : Représentation du comportement anisotrope des ligaments (extrait de (Reese & Weiss, 2015)). Reproduit avec permission.

Bien qu'ils soient souvent considérés comme des matériaux homogènes, les ligaments présentent des variations de propriétés au sein même du tissu (Robertson, Willardson, et al., 2013). De plus, les ligaments du rachis peuvent présenter des précontraintes dans la position neutre illustrant leur état initial (comprimé ou tendu selon les ligaments (Robertson, Von Forell, et al., 2013)).

Le paragraphe suivant vise à décrire les principaux protocoles expérimentaux et résultats de caractérisation des ligaments du rachis.

Ce travail de thèse se concentre sur le rachis thoracolombaire. Cependant, étant donné les similarités des ligaments aux niveaux cervical, thoracique et lombaire et la recherche récente sur la caractérisation des ligaments cervicaux, cette section s'intéresse aux études portant sur les trois régions.

2.3.2.1 Caractérisation expérimentale

Les spécimens utilisés pour la caractérisation du comportement mécanique des ligaments peuvent provenir de corps donnés à la science, de modèles animaux (rat, porc) ou encore de résections réalisées lors d'opérations chirurgicales sur des patients pathologiques. Les echantillons peuvent être prelévés sur des sujets embaumés ou frais avec ou sans congélation. Selon le protocole expérimental, les échantillons prélevés peuvent être une portion du ligament étudié, un échantillon de type os-ligament-os (BLB), comprenant les insertions osseuses et le ligament étudié ou encore un segment vertébral complet, sur lequel toutes les structures seront disséquées sauf le ligament étudié.

La géométrie des ligaments du rachis est obtenue par des mesures sur spécimens cadavériques frais ou embaumés entrainant une destruction ou un endommagement des échantillons. De plus, les techniques d'imagerie, notamment CT-scan et IRM, ne permettent pas de visualiser distinctinctement les tissus mous (Weiss et al., 2005). Ceci limite considérablement la quantité de données de caractérisations géométrique et anatomique des ligaments. Les caractéristiques géométriques des ligaments thoraciques et lombaires mesurées sur des spécimens cadavériques sont résumées dans le Tableau 2-4.

Tableau 2-4 : Caractéristiques géométriques des ligaments thoraciques et lombaires (adapté de (Pintar et al., 1992))

		Aire de la section transverse (CSA) (mm²)			Longueur (mm)		
Ligament	N	Étendue	Moyenne	SD	Étendue	Moyenne	SD
ALL	25	10.6-52.5	32.4	10.9	30.0-48.5	37.1	5
PLL	21	1.6-8.0	5.2	2.4	27.8-36.7	33.3	2.3
JC	24	19.0-93.6	43.8	28.3	12.8-21.5	16.4	2.9
LF	22	57.2-114.0	84.2	17.9	13.0-18.0	15.2	1.3
ISL	18	13.8-60.0	35.1	15	6.7-20.0	16	3.2
SSL	22	6.0-59.8	25.2	14	17.0-33.5	25.2	5.6

Plusieurs protocoles permettent de caractériser le comportement biomécanique des ligaments.

Lors des essais de traction uni-axiale, l'axe principal du ligament testé est aligné avec l'axe de charge. Des capteurs permettent d'obtenir les courbes force-déplacement. Des essais en traction uni-axiale à la rupture ont été réalisés en condition quasi-statique (Chazal et al., 1985; Cyron & Hutton, 1981; Iida et al., 2002; Neumann et al., 1992; Pintar et al., 1992; Trajkovski et al., 2014; Waters & Morris, 1973; Yoganandan et al., 2000) et dynamique (>10 s^{-1} ou encore 25 mm/s) (Bass, Lucas, et al., 2007; Ivancic et al., 2007; Mattucci et al., 2012, 2013; Shim et al., 2006; Yoganandan et al., 1989). Lors de chargement cyclique ou en relaxation, les ligaments montrent un comportement viscoélastique. Ce comportement peut être modélisé par une fonction de relaxation définie par des coefficients et des temps de relaxation associés. La réponse viscoélastique des ALL, PLL et LF cervicaux est principalement contrôlée par le coefficient de relaxation à 1 ms suivi de celui à 1 seconde pour des taux de chargement dynamique (Lucas et al., 2008). Cela indique la présence d'une composante en relaxation rapide (1 ms) et tardive (1 seconde) dans le comportement des ligaments.

Les essais multi-axiaux, généralement des essais bi-axiaux ou des « small punch test » (essais d'emboutissage sur petits échantillons) (Bradshaw, 2011; Sun et al., 2005), permettent de caractériser les propriétés anisotropes des ligaments, en appliquant des efforts dans plusieurs directions. Des « small punch test » ont été réalisés sur des ligaments longitudinaux antérieurs, inter-épineux et supra-épineux en condition quasi-statique (Bradshaw, 2011; Hortin et al., 2015; Robertson, Willardson, et al., 2013). Ils sont réalisés sur des portions de ligament. Cela ne permet donc pas de considérer l'enthèse dans la caractérisation du comportement. De plus, les essais bi-axiaux sont très dépendants des conditions aux limites (fixation) appliquées (Sun et al., 2005).

Les essais sur unité rachidienne fonctionnelle (FSU) permettent de préserver l'intégrité des structures du rachis et de tenir compte de leur interaction, ce qui apporte des données complémentaires. Pour mémoire, une unité rachidienne fonctionnelle (FSU) est composée de deux vertèbres adjacentes, du disque intervertébral, des ligaments et des facettes articulaires associés. Les essais de flexibilité (mesure de l'étendue de mouvement pour un moment imposé) ou de mobilité (mesure du moment pour un déplacement imposé) permettent d'obtenir les caractéristiques des articulations intervertébrales du rachis (Cook et al., 2015; Dvořák et al., 1995; Panjabi et al., 1994). Pour isoler l'effet de chaque ligament, l'étendue de mouvement (ou le moment

résultant) est mesurée après chaque étape de réduction de la FSU, c'est-à-dire après la dissection de chaque structure (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007; Jaramillo et al., 2016). Ces essais fournissent des données pour la calibration et vérification des modèles numériques (Schmidt et al., 2007). De plus, cela renseigne sur le rôle relatif de chaque ligament dans la biomécanique du rachis et permet une meilleure caractérisation de la zone neutre du segment que les essais en traction uni-axiale (Lasswell et al., 2017).

La plupart des travaux révèlent un comportement élastique non linéaire bien que certaines études ne mettent pas en évidence de zone neutre (Pintar et al., 1992). Les modules d'Young, les forces et les déformations à la rupture mesurés s'étendent respectivement de 3 MPa à environ 200 MPa, de 30 à plus de 1000 N et de 0.1 à 1.2 en fonction de différents facteurs qui sont décrits dans la section suivante.

Les différents patrons de blessures identifiés sont les suivants: une rupture du ligament (section), une rupture de l'os au niveau de l'enthèse (avulsion), une section accompagnée d'une avulsion, une rupture transverse à l'interface os-ligament (délamination) ou une déformation plastique, i.e irréversible (Bass, Lucas, et al., 2007; Iwaskiw et al., 2012). Les bris de résine sont également fréquents lors des essais en traction uni-axiale (8% à 25% des échantillons testés (Bass, Lucas, et al., 2007; Iwaskiw et al., 2012)). Iwaskiw et al. (2012) trouvent une majorité de ruptures par délamination lors de leurs essais en condition dynamique sur ALL, PLL et LF lombaires tandis que Bass et al. (2007) trouvent une majorité de sections sur les mêmes ligaments au niveau cervical. La description du type de rupture n'est pas toujours présentée (Ivancic et al., 2007; Mattucci et al., 2012; Pintar et al., 1992), ce qui limite la compréhension des phénomènes de rupture des ligaments du rachis.

2.3.2.2 Variabilité

Les principaux facteurs de variabilité des propriétés des ligaments identifiés expérimentalement sont le type de ligament, la région, le taux de chargement, l'âge, la présence de pathologie, le sexe et les conditions expérimentales.

- Type de ligaments

Les ligaments longitudinaux ont généralement un module d'Young plus élevé que les ligaments du PLC (de 2 à 10 fois) (Mattucci et al., 2012; Pintar et al., 1992; Shim et al., 2006). La position et le rôle des ligaments du PLC expliquent en partie cette différence de comportement mécanique. En effet, étant plus éloignés du plan médian de la vertèbre et devant autoriser l'amplitude de flexion physiologique, ces derniers doivent être plus souples. Cependant, deux études trouvent un module d'Young plus élevé pour les ligaments du complexe ISL/SSL par rapport au ALL (Chazal et al., 1985; Hortin et al., 2015).

La composition a également un rôle. Le ligament jaune présente un ratio élastine/collagène de 2 :1 ce qui contribue à sa grande souplesse. À l'inverse, ALL et PLL ont un ratio de 1 :11 et une plus grande raideur (Bogduk, 2005; Lucas et al., 2008). Les ligaments capsulaires ont un module d'Young inférieur à 13 MPa, quelle que soit la région ou le taux de chargement (Jaumard et al., 2011; Mattucci et al., 2012; Pintar et al., 1992; Shim et al., 2006; Yoganandan et al., 2000). Il n'existe pas de consensus sur la nature réelle du ligament supra-épineux (Bogduk, 2005) et sur les propriétés relatives du ligament inter-épineux et supra-épineux souvent testés comme le complexe ISL-SSL. De manière générale, ce complexe présente une force à la rupture plus faible que les autres ligaments (Chazal et al., 1985) et une déformation plus grande (Pintar et al., 1992). ALL semble présenter une zone neutre plus grande que les ligaments capsulaires et inter et supra-épineux en traction (Chazal et al., 1985; Hortin et al., 2015; Mattucci et al., 2012). Cependant, en calibrant un modèle éléments finis (MEF) en flexibilité, Schmidt et al. (2007) trouvent des zones neutres plus longues pour les ligaments du PLC que pour les ligaments longitudinaux (Schmidt et al., 2007). Cette différence de résultats peut s'expliquer par la présence de déformations (positives, pré-tensions, ou négatives) dans les ligaments du rachis en position neutre qui ne sont pas prises en compte lors d'essais sur ligament isolé.

- La région rachidienne

Peu d'études ont testé les régions cervical, thoracique et lombaire en répliquant les mêmes conditions, limitant les possibilités de comparaison des propriétés sur l'ensemble du rachis. Chazal et al. (1985) proposent que les ligaments thoraciques bas et thoraco-lombaires soient plus résistants que les mêmes ligaments prélevés à d'autres niveaux (Chazal et al., 1985). Cependant, d'autres résultats seraient nécessaires pour confirmer cette tendance. Mattucci et al. (2012) trouvent des différences significatives des propriétés des ligaments entre les différents niveaux du rachis cervical (Mattucci et al., 2012).

- Taux de chargement

Le taux de chargement a une grande influence sur le comportement des ligaments et leurs propriétés mécaniques.

À des taux de chargement élevés, les ligaments exhibent des contraintes et des forces à la rupture plus élevées mais une élongation plus faible que pour des taux de chargement quasi-statique (Ivancic et al., 2007; Iwaskiw et al., 2012; Mattucci et al., 2012). Les forces à la rupture et la raideur des ligaments sont 1.1 à 1.8 % et de 1.2 à 2.7 fois plus élevées en traction dynamique (150-250 s^{-1}) qu'en traction quasi-statique (0.5 s^{-1}) dans la région cervicale (Mattucci et al., 2012). Les variations observées en fonction du taux de chargement sont plus faibles que les variations observées inter-études (Mattucci et al., 2012). A notre connaissance, une seule étude a été conduite sur les ligaments lombaires en condition dynamique rapide. Les forces à la rupture moyennes obtenues pour ALL, PLL et LF sont respectivement 1.9 ; 1.4 et 2.1 plus élevées qu'à faible vitesse pour les mêmes ligaments (Chazal et al., 1985; Iwaskiw et al., 2012). Les résultats expérimentaux obtenus sur les ligaments cervicaux confirment le comportement viscoélastique des ligaments du rachis et justifient l'obtention de résultats en condition dynamique pour les ligaments thoraciques et lombaires.

- Âge

L'âge est un facteur de variabilité majeur en biomécanique ; cependant son influence est souvent difficile à évaluer.

Durant l'enfance et l'adolescence, la grande mobilité du rachis est attribuée, entre autre, à la géométrie du rachis et à la laxité des ligaments immatures (Clarke et al., 2007; Jebaseelan et al., 2010). Toutefois, pour des raisons éthiques, très peu de données expérimentales sont disponibles pour les ligaments juvéniles et adolescents.

A partir de 40 ans, la mobilité de la colonne diminue avec l'âge (Intolo et al., 2009). Au niveau tissulaire, une corrélation négative significative a été trouvée entre le module d'Young et la contrainte à la rupture des ligaments inter-épineux / supra-épineux et l'âge de l'individu (Iida et al., 2002). De même, les propriétés à la rupture (force et élongation) et la rigidité des ligaments longitudinaux antérieur, postérieur et du ligament jaune diminuent avec l'âge (Trajkovski et al., 2014). Dans la région cervicale, Mattucci et al. (2012) obtiennent des valeurs de raideur 1.2 à 9 fois plus élevées que d'autres études également réalisées sur des ligaments cervicaux et dans des conditions similaires : traction uni-axiale en dynamique lent (Yoganandan et al., 2000) ou rapide (Ivancic et al., 2007) (Mattucci et al., 2012). Cette différence pourrait, en partie, être expliquée par la différence de moyenne d'âge des populations testées (44 ans VS 63 ans et 81 ans respectivement). Cependant, les plus gros écarts de propriétés mécaniques ne sont pas trouvés pour les plus gros écarts d'âge moyen. Cela peut être attribué à l'effet d'autres facteurs et/ou à une relation non linéaire entre l'âge et les propriétés mécaniques des ligaments. Plus de résultats seraient nécessaires pour mieux caractériser l'influence de l'âge sur les propriétés mécaniques des ligaments.

- Pathologie et phénomènes dégénératifs liés au veillissement

Certaines conditions pathologiques entrainent une modification des propriétés des tissus et peuvent avoir une influence sur la vulnérabilité du rachis en condition traumatique. Les ostéophytes sont associés à une modification des propriétés des ligaments (Neumann et al., 1994) (Cyron & Hutton, 1981). Lorsque les ligaments capsulaires des unités fonctionnelles présentant un ostéophyte sont testés en traction, la courbe contrainte-déformation présente un seul pic (rupture) contre deux pour les unités fonctionnelles saines. La présence de l'ostéophyte annule les effets mécaniques induits

par la présence des fibres ayant des taux d'ondulation différentes (toe-region). De plus, les forces et les déplacements à la rupture dans le cas ostéophytique sont plus élevés que dans le cas sain pour un sujet d'âge équivalent (Cyron & Hutton, 1981). En présence d'ostéophytes, la rupture des ligaments tend à se déplacer du milieu du ligament vers son enthèse (Neumann et al., 1994). Des études in vitro sur des FSU cadavériques ont montré que l'excision des ostéophytes diminuait de 35 à 49% la résistance des FSU soumise à des moments de 10 à 25 Nm en flexion, extension et inflexion latérale (Al-Rawahi et al., 2011). Dans les cas d'hyperostose squelettique diffuse idiopathique (DISH), la mobilité du rachis est également diminuée (Katzman et al., 2017). Le rôle du ligament antérieur dans cette rigidification est encore débattu (Kuperus et al., 2018). Le ligament antérieur pourrait être ossifié, et donc à l'origine de la nouvelle formation osseuse, ou déplacé par l'excroissance, ce qui aurait pour conséquence de le rendre obsolète dans le comportement biomécanique du rachis étant donné sa faible raideur comparée à l'os nouvellement formé.

Les ligaments postérieurs, notament PLL et LF, peuvent également subir des modifications dégénératives : l'ossification ou la calcification. L'ossification des ligaments, qui se définit comme une formation osseuse secondaire, peut résulter d'un traumatisme, de facteurs congénitaux ou encore de facteurs adaptatifs et modifie grandement les propriétés des ligaments affectés. La présence de cette pathologie a alors deux conséquences : d'une part, elle modifie la mobilité et la vulnérabilité du rachis et d'autre part, elle peut avoir des conséquences médullaires importantes selon les ligaments affectés car ceux-ci deviennent plus épais et entraînent une réduction du canal médullaire (K. Kim et al., 2008; Yoshii et al., 2014). La calcification, qui se caractérise par un dépôt de calcium dans la matrice extra-fibrillaire, va également rigidifier les ligaments et avoir une influence dans la mobilité du rachis.

- Sexe

Certains résultats montrent une différence de propriété selon le genre de l'individu. Parmi ces différences, la force et la contrainte à la rupture ont tendance à être plus élevées chez l'homme que chez la femme (Mattucci et al., 2012).

- Conditions expérimentales

Les conditions expérimentales sont également une source de variabilité.

La température et le taux d'humidité des tissus influencent les résultats lorsqu'ils sont soumis à des essais en traction (Bass, Planchak, et al., 2007). Des tests sur des ligaments porcins ont montré que le pic de force pour un allongement donné augmente quand la température diminue. Pour une température de 21.1°C (température ambiante), le pic de force est 50% plus élevé qu'à une température de 37.8°C (Bass, Planchak, et al., 2007).

Une pré-tension est généralement appliquée pour s'assurer que le ligament est sollicité dès le début de l'essai. La valeur choisie est généralement comprise entre 4 et 10 N ((Bass, Planchak, et al., 2007); (Mattucci et al., 2012)). Cette pré-tension peut, en revanche, empiéter sur la toe-region qui est alors souvent absente ou sous-estimée lors d'essais en traction uni-axiale (Lasswell et al., 2017).

Selon le protocole, le chargement peut être précédé d'un pré-conditionnement qui correspond à un chargement oscillatoire permettant d'obtenir des mesures répétables (important pour effectuer plusieurs chargements sur le même spécimen). Le pré-conditionnement permet aux fibres de collagène de retrouver leur structure physiologique après avoir été congelées et fixées dans une position donnée. Des études ont montré que les caractéristiques à la rupture et la raideur sont plus faibles après pré-conditionnement (Sopakayang, 2013).

Des différences de tendance entre les propriétés des ligaments peuvent être identifiées en comparant les résultats obtenus par essais uni-axiaux et essais d'emboutissage. Les rigidités des ligaments inter et supra-épineux identifiés par essais d'emboutissage (20.08 et 19.24 MPa respectivement) (Bradshaw, 2011; Robertson, Willardson, et al., 2013) sont supérieures à celles identifiées en essai uni-axial ([3 - 6 MPa] (Iida et al., 2002; Pintar et al., 1992)). À l'inverse, celle du ligament longitudinal est plus faible (14 MPa Vs [25-38] (Iida et al., 2002; Pintar et al., 1992)). Dans ces conditions, le ligament longitudinal antérieur a une toe-region plus longue que les ligaments inter et supra-épineux (15%, 9% et 6% respectivement). Peu d'essais en traction uni-axiale fournissent cette information, notamment en raison de sa forte dépendance aux conditions aux limites.

Enfin, les conditions de conservation et de stockage (choix de la solution d'embaumement, congélation) peuvent modifier les propriétés des tissus biologiques. Des solutions

d'embaumement, tels que la solution de Winckler, ont été proposées afin de conserver les sujets d'antomie tout en gardant une souplesse proche de celle de l'être vivant (Delille 2002).

Cette revue met en évidence un manque de consensus concernant les propriétés des ligaments. Les principales raisons sont l'absence de normes d'essais et la large variabilité de ces tissus. Des résultats complémentaires de caractérisation du comportement biomécanique et lésionnel des ligaments du rachis thoracique et lombaire en condition dynamique sont nécessaires pour l'étude des pathomécanismes du rachis. Le choix d'essais en traction uni-axiale est adapté pour tester le ligament et l'enthèse, importante dans les mécanismes de ruptures, en tenant compte des phénomènes dégénératifs (présence de becs ostéophytiques).

2.3.3 Caractérisation biomécanique du rachis en chargement

Dans le cas des études in vitro, les données acquises permettent de caractériser la réponse biomécanique du rachis et de ses structures dans des conditions contrôlées. Les études in vivo, pertinentes dans le cadre de ce projet, visent à caractériser la cinétique (forces et moments) et cinématique (déplacements, vitesses et accélérations) du rachis lors de mouvements spécificiques (sport, activités quotidiennes, ergonomie au travail, …). Les deux approches sont complémentaires pour mieux définir les efforts en jeu lors des mouvements humains et la réponse du rachis à ces sollicitations.

2.3.3.1 Caractérisation in vitro

Les essais expérimentaux remplissent trois missions principales :

- l'obtention de données de vérification et validation des modèles mathématiques,
- la compréhension des mécanismes physiologiques et traumatiques,
- l'évaluation de l'effet d'une pathologie et/ou d'un traitement.

Les études peuvent être réalisées sur des segments complets allant d'une FSU à des essais sur corps complet. Les essais sont réalisés sur des spécimens frais, frais congelés, embaumés avec des

solutions à base de formol ou sur des mannequins mécaniques anthropométriques (anthropomorphic test device, ATDs). Quel que soit l'objectif, ces essais visent le plus souvent à reproduire les chargements et conditions de contraintes se produisant in vivo. Cependant, la complexité de la biomécanique du rachis en chargement peut encourager à utiliser des conditions de chargements simplifiées afin de limiter l'incertitude sur les conditions aux limites, de limiter la variabilité inter-spécimens et de limiter la complexité des dispositifs expérimentaux (Galbusera et al., 2018).

La première sous-section vise à renseigner sur les méthodes et les principaux résultats dans le domaine sub-lésionnel.

La deuxième sous-section s'intéresse aux travaux expérimentaux portant sur la caractérisation du comportement lésionnel du rachis lors d'impact et en fatigue.

- Caractérisation sub-lésionnelle

Afin de reproduire des chargements proches des conditions in vivo, i.e. combinaison de forces et moments, plusieurs protocoles ont été developpés. Le premier consiste à appliquer une force compressive excentrée ou centrée avec une inclinaison du spécimen. Le second consiste à appliquer un moment pur avec ou sans superposition d'une précharge. Dans ce cas, les valeurs de moments typiquement utilisées sont 7.5 Nm pour les segments lombaires et les valeurs d'effort de 500 N. Cependant, pour des segments plus longs, la force axiale peut générer un flambement du segment. Pour pallier cela, Patwardhan et al (1999) ont développé le concept de follower load qui permet d'appliquer des efforts similaires aux efforts générés in vivo sans entrainer un flambement du spécimen (Patwardhan et al., 1999). Ce protocole consiste à appliquer une force compressive à l'aide de câbles positionnés de part et d'autre du segment à tester tout en respectant les courbures du rachis. La force est appliquée en tendant le câble. Cela a permis d'appliquer des efforts élevés (jusqu'à 1200 N), sans provoquer de flambement de la colonne. (Galbusera et al., 2018).

Les principaux résultats obtenus dans le domaine sub-lésionnel sont la zone neutre, l'étendue de mouvement, la raideur, la position du centre instantané de rotation (ICR) et la répartition des charges entre les structures vertébrales. La Figure 2-18 illustre les courbes obtenues lors d'essais

de flexibilité réalisés sur chaque FSU du rachis lombaire. Ces courbes permettent de déterminer la zone neutre, la raideur et le ROM.

Les segments sont majoritairement testés en conditions quasi-statiques et avec des dispositifs contraints, c'est-à-dire empêchant la mesure de mouvements couplés (Brandolini et al., 2013). Cependant, de nouveaux dispositifs permettent de tester les segments en conditon dynamique (jusqu'à 400°/s (Wilke et al., 2016)) ainsi que dans des configurations non contraintes (Holsgrove et al., 2017) (Kingma et al., 2018) mais peu de résultats sont pour l'instant disponibles avec ces dispositifs.

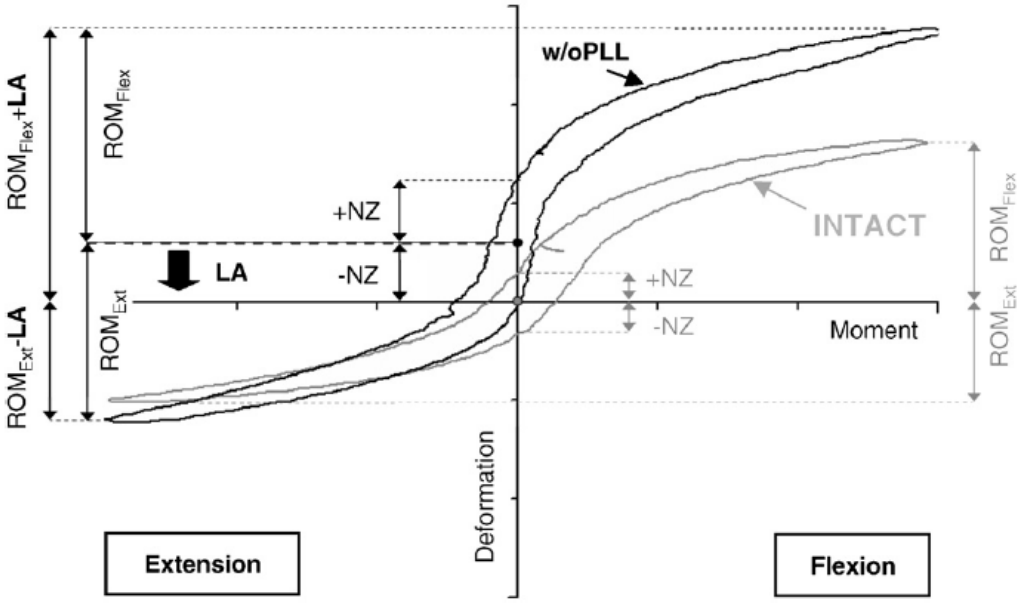


Figure 2-18 : Exemple de courbe de flexibilité d'un segment L4-L5 intact et après dissection des pédicules et du PLL (w/oPLL) en flexion-extension. Pour chaque courbe, l'angle de lordose (LA), la zone neutre (NZ) et l'étendue de mouvement (ROM) sont mésurés. Le ROM est l'angle maximal mésuré pour l'application de chaque moment. La zone neutre est la rotation obtenue pour une force négligeable. Elle est mesurée comme l'intersection entre la courbe et l'axe des ordonnées (Moment = 0 Nm). A chaque étape de réduction, la rotation intervertébrale en position neutre, ou l'angle de lordose, est calculé comme le point moyen entre les intersections des courbes de charge et de décharge (non supperposable en raison de l'hystérésis du segment)(extrait de (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007)). Reproduit avec permission.

Lors des différents mouvements du rachis, les efforts sont répartis entre les différentes structures inter-vertébrales qui, conjointement, contrôlent la mobilité.

Les disques intervertébraux supportent la majorité des efforts en compression. La pression intradiscale mesurée dans la colonne lombaire s'étend de 0.1 (position allongée) à 2.3 MPa (flexion et port de charge). Différentes régions du disque sont sollicitées en fonction du mouvement réalisé. La différence de hauteur discale entre l'aspect antérieur et l'aspect postérieur, l'orientation des fibres et l'inhomogénéité des propriétés mécaniques des fibres et de l'annulus permettent de contrôler spécifiquement la mobilité du rachis dans les différentes directions (Schmidt et al., 2006). Le retrait du nucléus augmente de 30 à 40% l'étendue de mouvement d'une FSU soumise à 10 Nm en flexion, extension, inflexion latérale et rotation. Le disque a également un rôle dans la résistance aux efforts en cisaillement (Skrzypiec et al., 2013).

Les ligaments sont inactifs en compression. ALL est la structure offrant le plus de résistance en extension. Son retrait augmente l'étendue du mouvement de 75% et la zone neutre d'un facteur 15, ce qui traduit l'existence de précontraintes dans ce ligament. L'action du ALL est nulle en flexion et négligeable en inflexion latérale et en rotation (diminution du ROM <10%) (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007). Le complexe ligamentaire postérieur (SSL, ISL, LF et JC) résiste majoritairement au moment de flexion. Son retrait augmente l'étendue de mouvement de 37% et la zone neutre de 174%.

La présence de l'arc neural influence les mouvements de flexion, extension et rotation. Son retrait augmente respectivement le ROM de 26, 36 et 63% en flexion, extension et rotation (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007). Les facettes ont un rôle dans les rotations axiales qui sont principalement arrêtées par un accolement de celles-ci après une rotation d'un degré. Elles ont un rôle important dans la résistance aux cisaillements antérieurs et postérieurs. Le retrait des facettes en L2-L3 et L4-L5 diminue la résistance en cisaillements antérieur et postérieur respectivement de 66% et 44% (Skrzypiec et al., 2013). Elles ont un rôle modéré sur l'étendue de mouvement en flexion, en extension pure et inflexion latérale jusqu'à 10 Nm (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007).

Les étendues de mouvement et efforts internes physiologiques ainsi que les structures du système ostéo-disco-ligamentaire sollicitées pour chaque mouvement sont présentés dans le Tableau 2-5.

Tableau 2-5 : Limites physiologiques et structures sollicitées pour les principaux mouvements du rachis (adapted from *(Borkowski et al., 2016), **(Bogduk, 2005), *** (Wilke & Volkheimer, 2018))

Mouvement	Structures sollicitées	Étendue physiologique
Position neutre	Disques intervertébraux et corps vertébraux	Force axiale ≈ 51% du poids du corps / 550 N (Pearsall et al., 1996) Force cisaillement ≈ 200 N (Dreischarf et al., 2016) IDP = 0.3-1 MPa (Dreischarf et al., 2016)
Port de charges	Disques intervertébraux et corps vertébraux	IDP : 1 à 2.3 MPa Force axiale : 1000 – 5500 N pour 20 et 40 kg de charge soulevée selon différentes configurations *** (Dreischarf et al., 2016; Siegmund et al., 2015) Force en cisaillement : 2000N (Dreischarf et al., 2016)
Flexion	Disques intervertébraux, Complexe ligamentaire postérieur, Glissement des facettes	Force axiale : > 100N*** IDP : 1.1 MPa***
Extension	Disques intervertébraux, ligament longitudinal antérieur et facettes	ROM Thoracique : 28°* ROM Lombaire : 68°**
Inflexion latérale	Disque intervertébraux et ligament inter-transverse	ROM Thoracique : 36°* ROM Lombaire : 43°**
Rotation axiale	Fibres de collagènes du disque, facettes et ligaments capsulaires	ROM Thoracique : 45°* ROM Lombaire : 11°**

- Caractérisation lésionnelle

  - Impact

Les conditions traumatiques à haute énergie peuvent conduire à des blessures du rachis thoraco-lombaire. Les blessures dans cette région sont le plus souvent la conséquence de mouvements et accélérations du haut du corps. Les scénari les plus courants sont une inflexion dynamique du torse qui entraine un moment de flexion dans la colonne ou encore une accélération verticale du pelvis entrainant des forces compressives. Les principaux mécanismes étudiés dans le rachis lombaire sont la compression, l'inflexion et les cisaillements.

Les blessures en compression sont les plus courantes et également les plus étudiées. Ces mécanismes impliquent une composante principale en force axiale qui peut être couplée avec des efforts en cisaillement ou un moment de flexion. Lorsque la force passe par le centre instantané de rotation du segment, la force ultime est plus élevée et la blessure résultante est une fracture communitive (Stemper et al., 2015). Ces blessures entrainent une perte de hauteur vertébrale antérieure et postérieure, une fracture des plateaux vertébraux avec pénétration du nucléus dans le corps vertébral et des rétropulsions de fragment osseux dans le canal médullaire. La présence de blessures des éléments postérieurs n'est pas systématique mais est discutée dans la littérature. Il existe un manque de consensus sur la stabilité de ces blessures (Radcliff et al., 2012). La tolérance augmente avec le taux de chargement (i.e., la vertèbre est capable de supporter plus d'efforts avant l'apparition de fractures lorsque la charge est appliquée à un taux plus élevé). La tolérance et le type de blessure inffligée aux vertèbres lombaires en compression dépend également de l'âge, avec plus de fractures communitives pour les spécimens < 40 ans VS un effondrement total du corps vertébral pour les spécimens > 70 ans (Willen et al., 1984). En revanche, les ostéophytes, plus fréquents chez les sujets âgés, augmentent la résistance des segments vertébraux en compression (Wagnac et al., 2017). L'orientation du rachis au moment de l'impact influence également la tolérance du rachis. La pré-flexion diminue la tolérance de 6.0 à 13.2 kN à 5.3 à 6.6 kN pour une position pré-fléchie (8°) (Stemper et al., 2015). La tolérance du rachis lombaire est plus faible en cisaillement pur ([2.90-3.29 kN]) (Skrzypiec et al., 2012) qu'en compression.

Dans les mécanismes impliquant des moments de flexion et des efforts en cisaillements antérieurs, les moments à la rupture varient entre 140 et 201 Nm et les efforts en cisaillement entre 0.43 et

1.99 kN alors que les efforts en compression sont moindres (2.15-5.4 kN). Ces mécanismes résultent en des fractures en compression antérieures (ou wedge fracture), accompagnées ou non d'une atteinte des éléments postérieurs due à une distraction secondaire (Belwadi & Yang, 2008; Duma et al., 2006; Osvalder et al., 1993). En l'absence d'atteintes des éléments postérieurs, les fractures sont considérées stables. En revanche, dans les cas les plus sévères, les patients peuvent présenter une rupture du complexe ligamentaire postérieur ainsi qu'une dislocation des facettes. Ces blessures sont alors considérées instables et nécessitent un recours à la chirurgie (Joaquim et al., 2018). Les limites à la rupture pour les principaux mécanismes lésionnels du rachis lombaire sont résumées dans le Tableau 2-6

Tableau 2-6 : Limites à la rupture du rachis lombaire humain pour les principaux modes de sollicitations en condition traumatique

	Vitesse	**Segment**	**Effort max**	**Références**
Compression pure	0.01 à 2.5 m/s	Segments courts	2.8-12.4 kN	(Stemper et al., 2015)
Compression + flexion	1m/s	T12-L5	5.4 kN ±0.5 et 201±51 Nm	(Duma et al., 2006)
Cisaillement pure	0.5 mm/s	L2-L3	2.90-3.29 kN	(Skrzypiec et al., 2012)
Cisaillement + flexion	Impact à 1.6 m/s	L2-L3	140±11 Nm / 0.43±0.036 kN	(Osvalder et al., 1993)
	Impact à 2.1 m/s		185±15 Nm / 0.6±0.045 kN	
	3.5°/s et 4mm/s	T12-L2 et L4-S1	174±58 Nm / 1,99±0.64 kN (cisaillement) 2.15±0.17 kN (force compressive)	(Belwadi & Yang, 2008)

La tolérance du rachis et les types de blessures sont donc influencés par des facteurs extrinsèques (vitesse de chargement, mécanismes lésionnels) et par des facteurs intrinsèques (propriétés matériaux). Ces différents facteurs doivent être pris en compte pour l'établissement de métriques lésionnelles robustes. En outre, malgrè une bonne connaissance des pathomécanismes et des seuils de tolérance du rachis lombaire en compression, les mécanismes complexes (combinant flexion et cisaillement) sont peu étudiés. Cette lacune limite l'établissement de valeurs sécuritaires pour le développement de dispositif de protection.

- Fatigue

Des charges sub-lésionnelles répétitives peuvent entrainer une accumulation de micro-dommages menant à une rupture de fatigue (Manet, 2016). Le comportement en fatigue de l'os est souvent caractérisé en appliquant des charges cycliques d'amplitude constante jusqu'à la rupture (Brandolini et al., 2013). De tels protocoles ont été déployés pour tester le comportement en fatigue de la vertèbre soumise à des forces compressives (Huber et al., 2016), en cisaillement (Beadon et al., 2008) et en flexion-extension (Parkinson & Callaghan, 2009). Le comportement du rachis en fatigue est caractérisé par le nombre de cycles à la rupture, la relation entre le nombre de cycles à la rupture et le pourcentage de la charge ultime appliquée ou les efforts cumulés et la localisation de la rupture.

En compression et en cisaillement, l'amplitude de force tolérée est inversement proportionnelle au nombre de répétitions (Gallagher & Marras, 2012; Huber et al., 2016). En utilisant une méthode mathématique de modélisation (méthode de Weibull), à partir des données de la littérature (fatigue et fracture aigüe en cisaillement), Gallagher et al. (2016) ont montré que la limite d'efforts en cisaillement était de 30 à 40% de la force maximale pour 10400 cycles et 60-70% de la force maximale pour 88 cycles, soit respectivement un effort d'environ 700 N et 1000 N par cycle.

La relation entre la force en cisaillement cumulée à la rupture et le pourcentage d'effort appliqué est non linéaire (Howarth & Callaghan, 2013). Tous les segments soumis à 60 et 80% de la force ultime présentaient une fracture du pars uni ou bilatérale tandis que les segments soumis à 20% et 40% restaient majoritairement intacts après l'application de 21600 cycles. Cette étude montre que le risque d'accumulation de micro-dommages augmente entre 20 et 40% et devient critique lors de

l'application répétée de charges dépassant 60% de la force ultime (environ 1325 N dans cette étude).

Dans leur protocole expérimental de test de segments porcins soumis à des chargements en cisiallements cycliques (amplitude comprise entre 300 et 600 N), Beadon et al. (2008) ont montré l'importance de la présence de pics dynamiques de forte amplitude (1500 N appliqués à 2100 N/s) pour reproduire une spondylolyse uni ou bilatérale (Beadon et al., 2008). Cette étude suggère l'importance des mouvements dynamiques de fortes amplitudes, qui peuvent être occasionnés par la pratique sportive, dans le pathomécanisme de cette pathologie.

Ces résultats mettent en évidence l'intérêt d'étudier les mouvements isolés entrainant le plus de contraintes dans le pars car ceux-ci sont associés à un plus gros risque de rupture du pars suite à plusieurs répétitions. Ces études mettent également en évidence le rôle majeur des efforts en cisaillement dans les risques de blessures.

2.3.3.2 Caractérisation in vivo

Les études in vivo de caractérisation de la cinématique et de la cinétique du rachis ont principalement deux objectifs.

Le premier est d'établir un profil du mouvement non pathologique afin d'avoir une référence pour le diagnostic clinique (Intolo et al., 2009).

Le second est de quantifier les déplacements, les amplitudes articulaires et les efforts maximaux lors de mouvements précis afin d'évaluer la sécurité de ceux-ci. Les principaux champs d'application de ces études sont l'ergonomie (Ngo et al., 2017) et le domaine sportif (Crewe et al., 2013; Eltoukhy et al., 2016; Ferdinands et al., 2013; Funken et al., 2016; Singh et al., 2018; Zhang et al., 2016). Les efforts internes in vivo sont difficiles à mesurer d'un point de vue éthique et technique. Des capteurs de pression ont été implantés, in vivo, chez des sujets sains afin de mesurer la pression intradiscale lors de différents mouvements (Tableau 2-5). Bien que ces études permettent une évaluation comparative des forces compressives en jeu pour différents mouvements, la pression intra-discale ne permet pas une évaluation compléte et précise des efforts internes, et ces études sont limitées en nombre.

Plus récemment, l'utilisation d'implants équipés de systèmes de télémesures a permis d'obtenir les valeurs d'efforts internes in vivo pour des mouvements spécifiques ((Rohlmann et al., 2008) (mesures librement accessibles : www.orthoload.com). Cependant, ces mesures ne sont pas représentatives d'une condition physiologique ; les activités testées sont limitées à des activités quotidiennes et la mesure n'est pas exhaustive, étant donné que les charges sont réparties entre l'implant et le reste des composants vertébraux (Oxland, 2016).

Pour estimer les efforts internes pour un patient sain et pour n'importe quelle activité, la méthode la plus courante consiste à coupler des mesures expérimentales cinématiques et/ou EMG (activité musculaire) et l'utilisation d'un modèle numérique multi-corps. Les mesures cinématiques (déplacements, vitesses et accélérations) et/ou EMG sont ensuite implémentées dans le modèle numérique afin de calculer les efforts internes (forces et moments de réaction articulaire) par une analyse dynamique directe (données EMG) ou inverse (données cinématiques) (Bassani & Galbusera, 2018).

Les techniques expérimentales présentent cependant quelques limites : les coûts et le temps nécessaires à la mise en œuvre, la disponibilité des échantillons, la variabilité des résultats, l'impossibilité de répliquer les essais sur le même échantillon lors de tests à la rupture et l'inaccessibilité de certaines mesures comme les contraintes et déformations internes. Les modèles numériques permettent alors de compléter l'étude biomécanique du rachis. Les données expérimentales sont utilisées en premier lieu pour la compréhension des mécanismes et la validation des modèles. Ces modèles sont ensuite utilisés afin de tester des conditions spécifiques.

2.4 Les modèles numériques du rachis

Les modèles numériques du rachis peuvent être des modèles multi-corps, éléments finis ou hybrides. Dans le cas de l'étude des mécanismes lésionnels, les modèles éléments finis sont particulièrement intéressants car ils permettent d'obtenir les contraintes et déformations locales.

La première étape consiste à choisir le type de modèle (type de résolution, échelle et détails) en fonction de la question posée, de l'application, du type de sollicitation (quasi-statique ou dynamique). Ces informations déterminent le niveau de détails géométriques et mécaniques (propriétés des matériaux), le type de maillage et la méthode de résolution appropriée. Les étapes

suivantes sont la modélisation géométrique, le maillage, la définition des propriétés physiques et matérielles du modèle, la définition des conditions aux limites et de chargement, la vérification et validation et l'exploitation des résultats. La partie suivante s'organise selon les principales étapes de développement d'un modèle éléments finis et fait référence, dans chaque sous-section, à des travaux pertinents.

2.4.1 Modélisation géométrique et maillage

La géométrie peut être obtenue par des études morphométriques sur des spécimens cadavériques ou par imagerie médicale. Le modèle 3D peut ensuite être obtenu par l'utilisation de primitives géométriques, des techniques de segmentation, conversion de voxel ou encore déformation d'un modèle générique. L'avantage de l'utilisation de primitives géométriques est la possibilité de paramétrer le modèle. Cela permet d'étudier la sensibilité du modèle à différentes caractéristiques géométriques (Niemeyer et al., 2012) mais le résultat obtenu est une géométrie simplifiée.

Les modèles obtenus par segmentation d'image médicale permettent d'obtenir la géométrie réelle du rachis. Etant donné la complexité du rachis et la grande variabilité inter-individu, il n'existe pas encore de méthode complètement automatisée de segmentation. Ces techniques, permettant d'obtenir des reconstructions d'une bonne précision, sont toutefois limitées car elles impliquent une exposition des patients aux rayons X (CT-scan) et sont chronophages (segmentation et maillage). C'est pourquoi il existe des techniques de déformation qui permettent, de manière automatique, de développer un modèle spécifique à un patient à partir d'un modèle de référence. La méthode du krigeage dual géométrique 3D permet de limiter l'exposition aux rayons X (utilisation de radiographies). Elle consiste à interpoler la position d'un point en fonction des valeurs connues des points de son voisinage. Un algorithme de krigeage du modèle EF thoraco-lombaire à partir des images stéréoradiographiques d'un patient (système EOS), a été développé au sein du I-Lab Spine (Henao, 2015; Lalonde et al., 2013). Le nombre et le choix des marqueurs peuvent être ajustés en fonction de la finesse de la personnalisation recherchée et de la région d'intérêt.

2.4.2 Propriétés physiques et matériaux

Une fois le modèle obtenu, les propriétés physiques des éléments, c'est-à-dire leur formulation, sont choisies. Le choix des éléments dépend des comportements à modéliser. Les vertèbres sont généralement constituées d'éléments volumiques (héxaèdres ou tétraèdres) représentant l'os spongieux recouvert d'une couche d'éléments coques (Wagnac et al., 2012) ou volumiques (Bianco et al., 2017) représentant l'os cortical. Les disques sont séparés en 3 parties, le nucleus pulposus et l'annulus fibrosus, représentés par des héxaèdres, et les fibres de collagène, représentées par des éléments 1D (Kurutz & Oroszváry, 2012). Les ligaments vertébraux sont généralement représentés par des éléments 1D ou 2D. Les éléments coques (2D), pour lesquels une épaisseur spécifique est assignée, en fonction du ligament, permet une bonne répresentation du comportement mécanique (Hortin, 2015).

L'implémentation des lois matériaux repose sur le choix de la relation constitutive appropriée au type de matériaux et aux phénomènes modélisés, l'établissement des hypothèses structurelles (symétrie du matériau) et la détermination des paramètres.

L'os est généralement modélisé par une loi élastique linéaire ou élasto-plastique, isotrope, isotrope transverse ou orthotrope (Kurutz & Oroszváry, 2012). Pour modéliser la rupture lors d'événèments dynamiques, les modèles élasto-plastiques seront préférés (Garo et al., 2011; Imai et al., 2006; Silva et al., 1998).

Le comportement du nucleus pulposus peut être modélisé comme un fluide incompressible ou quasi-incompressible, un matériau hyperélastique modélisé par un modèle Néo-hookéen, de Mooney-Rivlin ou d'Ogden (Freutel et al., 2014) ou un comportement dépendant du temps monophasique (modèles viscoélastiques comme le modèle de Kelvin-Voigt par exemple), biphasique (modèles poroélastiques ou « mixture-based models ») ou encore par un modèle osmo-viscoélastique (Y. Schroeder et al., 2006). L'annulus fibrosus est généralement modélisé comme un matériau hyperélastique ou élastique isotrope renforcé par des fibres de collagène, elles-mêmes modélisées par un comportement élastique non linéaire (Kurutz & Oroszváry, 2012).

Les ligaments sont représentés par des modèles élastiques (linéaires, bilinéaires ou non linéaires), hyperélastiques ou viscoélastiques, isotropes ou isotropes transverses. Les modèles élastiques linéaires, quoique souvent utilisés car simples (Kurutz & Oroszváry, 2012), ne permettent pas de

représenter la zone neutre et diminuent la capacité des modèles numérique à reproduire les étendues de mouvements physiologiques. Les modèles élastiques non linéaires et hyperélastiques permettent de représenter le comportement non linéaire en contrainte-déformation des tissus mous pour des grandes déformations mais n'intègrent pas de composantes dépendantes au temps (taux de déformation et historique de chargement). Ces modèles sont souvent utilisés, notamment pour représenter la toe-region ; ils sont intéressants pour des modèlisations de mouvements dynamiques uniques (pas d'étude de l'historique de chargement) se produisant pour des plages de taux de déformations connues au préalable. Les lois viscoélastiques permettent d'intégrer la variation de la réponse des ligaments à une perturbation en fonction du temps et de l'historique de chargement. Ces modèles sont intéressants pour modéliser les comportements en fluage et en relaxation. De plus, ils permettent d'intégrer l'effet du taux de chargement. Cependant, de nombreuses données expérimentales sont nécessaires pour la calibration et un couplage avec un modèle élastique non linéaire est nécessaire pour intégrer la non linéarité en contrainte-déformation des ligaments (Freutel et al., 2014). Pour les ligaments, les modèles de rupture basés sur la déformation principale maximale sont souvent utilisés car ceux-ci sont bien adaptés (sollicitation principale uni-axiale selon l'axe des fibres de collagène) et faciles à mesurer expérimentalement.

2.4.3 Conditions aux limites et de chargement

Des conditions de contact entre les différents composants du rachis doivent être déterminées. Les facettes articulaires sont généralement considérées comme des interfaces sans friction ou avec friction unilatérale avec un gap initial de 0,5-1mm (Kurutz & Oroszváry, 2012). Des études récentes proposent néanmoins de modéliser le cartilage par des éléments volumiques (Du et al., 2016), plus adaptés pour l'étude de la dégénérescence des facettes. Les disques et les vertèbres peuvent être modélisés par un maillage continu entre les deux composants ou par une interface cinématique. L'insertion des ligaments dans les os (ou enthèse) est généralement régie par une condition cinématique qui permet de fixer rigidement les nœuds des ligaments à la surface de la vertèbre. L'aire du ligament fixé à la surface de la vertèbre a une influence sur les résultats de simulation et doit être décidée de manière à se rapprocher le plus possible des conditions physiologiques d'insertion. Peu de données sont disponibles pour la caractérisation de l'enthèse

des ligaments rachidiens. Cependant, des modélisations plus fines seraient nécessaires, notamment pour mieux prédire les risques de rupture à l'enthèse (Weiss et al., 2005).

Les conditions aux limites et de chargement du modèle sont ensuite définies en adressant les points suivants en fonction de l'objectif de l'étude (Rohlmann et al., 2009a):

- type de charge (moment, force, isolé ou combiné)
- amplitude de charge
- point d'application de la charge (excentré ou centré)
- direction initiale de la charge
- changement du point d'application et de la direction de la charge (non-linéarités géométriques)
- choix des conditions aux limites
- nombre de forces/moments appliqués
- chronologie de l'application des forces
- application statique ou dynamique.

Certains mouvements ou conditions, notamment des conditions traumatiques, peuvent aussi être représentés par l'application de vitesses/accélérations ou par la simulation d'un impact afin de mieux représenter l'évènement traumatique.

Plusieurs conditions de chargement ont été comparées pour simuler des mouvements physiologiques. Les différentes conditions possibles sont :

- l'application d'une force compressive avant l'application d'un moment
- l'application d'une force compressive simultannément à l'application d'un moment
- la combinaison d'une follower load (efforts en compression repartis sur chaque niveau du segment et dont la direction suit les courbures du rachis) et d'un moment
- l'application de forces musculaires au point d'insertion des muscles dans la colonne.

En comparant les valeurs de pression intra-discale et de rotations inter-segmentaires, Rohlmann et al. ont montré que l'application d'une follower load de 500 N permettait de simuler la position debout (Rohlmann et al., 2009a), un moment pur de 7,5 plus une follower load de 500 N permettait également d'obtenir des résultats réalistes en extension et flexion au regard de la rotation

intersegmentaire (Rohlmann et al., 2009b). Les conditions de chargement réaliste pour l'inflexion latérale et la rotation axiale ont été obtenues en couplant une follower load respectivement de 700 et 720 N et un moment pur de 7.8 et 5.5 Nm (Dreischarf et al., 2010).

Peu de données sont disponibles pour établir des recommandations pour des chargements dynamiques (Zhu et al., 2015). Des études numériques ont permis de mettre en évidence des efforts et moments élevés dus aux larges forces musculaires présentes lors des mouvements sportifs et aux effets d'inertie (Bazrgari et al., 2009). Des efforts et moments supérieurs à ceux utilisés en condition statique seront alors préférés pour l'étude des risques de blessures dans des conditions sportives. De plus, les efforts en cisaillement ne doivent pas être négligés en limitant les conditions de chargement à une follower load. Les résultats d'études multi-corps, bien que ne permettant pas d'établir des recommandations précises pour la simulation de mouvement sportif sur des modèles éléments finis, peuvent être utilisés à des fins de comparaison des efforts résultants afin de vérifier l'adéquation entre les simulations et le domaine d'application.

2.4.4 Vérification, validation et étude de sensibilité

La crédibilité des modèles numériques doit être vérifiée par le biais d'activités de vérification et validation. L'ASME propose un standard (V&V 40) afin de guider l'évaluation de la crédibilité des modèles numériques développés et exploités dans le domaine des dispositifs médicaux (ASME, 2018). Ce standard est également applicable à l'étude des pathoméchanismes dans les domaines cliniques et traumatologiques. Les principales étapes sont la définition du contexte d'utilisation (COU) du modèle numérique, l'évaluation des risques associés aux modèles (poids dans la prise de décision clinique et gravité des conséquences), la définition et mise en œuvre des activités de crédibilité et la documentation de l'étude. Les activités de crédibilité comprennent la vérification, la validation et l'analyse de sensibilité du modèle. La vérification consiste à s'assurer que le modèle donne la réponse exacte aux problèmes posés. Pour cela, la validité des équations utilisées et du code doit être vérifiée. Dans le cas de logiciels commerciaux, cette partie est considérée comme intrinsèquement faite. La seconde partie de la vérification consiste à vérifier qu'une modification de la taille du maillage a un impact négligeable sur les réponses étudiées (K. H. Yang & Chou, 2015).

La validation consiste ensuite à s'assurer que le modèle représente correctement le problème physique étudié (Henninger et al., 2010). Dans le cas d'une validation directe, des conditions expérimentales sont reproduites à l'identique pour prédire les résultats pour un spécimen donné en personnalisant le modèle EF (géométrie et propriétés matériaux). Les modèles représentant des segments multi-vertébraux (d'une FSU à la colonne entière) sont généralement validés par validation indirecte, c'est-à-dire, par comparaison des résultats obtenus par la simulation à des données de la littérature (A. C. Jones & Wilcox, 2008). Le processus de validation indirecte comprend la reproduction des conditions expérimentales telles que décrites dans la littérature et une comparaison critique des résultats de simulation aux résultats expérimentaux qui sont, en général, décrits par leur distribution (moyenne, médiane, étendue, écart-type). Les variables de réponse souvent utilisées dans les processus de validation des modèles éléments finis du rachis (FSU ou plus) sont les rotations inter-segmentales, la pression intra-discale, la hauteur discale dans le domaine physiologique et les forces et moments à la rupture, les accélérations et les profils de rupture dans le domaine traumatique.

Certaines variables sont difficiles à fixer (difficultés liés à la mesure expérimentale, à la variabilité biologique). Dans ce cas, il est intéressant de faire une analyse de sensibilité du modèle pour connaitre l'effet de ces variables sur la réponse d'un modèle déterministe. Les conclusions peuvent être utiles au choix de modélisation ou bien en lien avec la variabilité clinique. Les méthodes utilisées pour évaluer la sensibilité d'un modèle sont des méthodes statistiques : plan d'expérience (Malandrino et al., 2009) ou l'utilisation de méthodes propabilistes (latin hypercube sampling) (Niemeyer et al., 2012; Zander et al., 2017).

Des études se sont spécifiquement intéressées à l'effet de la variation des propriétés mécaniques des ligaments. Dans un premier temps, Teo et al. (2001) ont étudié l'effet de la présence ou de l'absence des ligaments, du disque et des facettes sur la transmission des forces et les angles de rotation au sein d'une unité fonctionnelle (E. C. Teo & Ng, 2001). Zander et al. (2004) et Han et al. (2012) ont ensuite affiné l'analyse en créant 3 et 5 jeux de propriétés pour les ligaments à partir des données de la littérature. Ces études montrent que la différence de raideur peut modifier largement la transmission des forces dans le rachis et leur amplitude (Zander et al., 2004). De plus, les propriétés influencent les rotations inter-segmentales en flexion-extension, la position du centre instantané de rotation (Naserkhaki et al., 2018) et les contraintes dans les tissus mous et dans l'os

(Kumaresan et al., 1999) pour des chargements quasi-statiques. Cependant, peu de travaux ont étudié l'effet de cette variabilité sur le risque de blessures du rachis (tolérance du rachis et pattern de rupture) en condition dynamique.

2.4.5 Exploitation des modèles éléments finis à l'étude lésionnelle du rachis lombaire

2.4.5.1 Applications à l'étude de la spondylolyse

Les différents travaux portant sur l'étude biomécanique de la spondylolyse et du spondylolisthésis peuvent être répartis en 4 catégories :

- l'étude des mécanismes d'initiation de la spondylolyse,
- l'étude de la progression de la spondylolyse en spondylolisthésis,
- l'étude de la progression du spondylolisthésis,
- l'étude des traitements chirurgicaux ou conservateurs du spondylolisthésis.

Pour répondre à la première problématique, des études ont évalué la distribution des contraintes dans le pars inter-articulaire ainsi que l'influence de différents chargements sur cette distribution. Ces études montrent que les contraintes sont concentrées dans le pars, suggérant une faiblesse de cette structure de l'arc neural. Les conditions de chargement générant le plus de contraintes dans le pars étaient des cas d'extension ou de rotation, combinés avec une compression axiale. A contrario, la compression appliquée seule ou en combinaison avec un moment de flexion ou d'inflexion latérale générait des contraintes faibles (Chosa et al., 2004; Terai et al., 2010). Ces études présentent néanmoins quelques limites. La géométrie des modèles est une géométrie simplifiée, obtenue à partir d'images d'un sujet adulte. De plus, les chargements appliqués sont des chargements quasi-statiques et l'effet des efforts en cisaillement, résultant d'une combinaison de mouvements ou encore de la posture du patient n'a pas été étudié. L'étude de l'effet de mouvements dynamiques combinés dans le pars permettrait ainsi une évaluation plus complète des mouvements à risque dans des conditions sportives.

L'apparition d'une spondylolyse unilatérale modifie la biomécanique du rachis. Dans un premier temps, les contraintes augmentent dans le pars et le pédicule contro-latéraux (Inceoglu &

Mageswaran, 2014) entrainant une sclérose des parois corticales du pédicule (Inceoğlu et al., 2014) et une perte locale en os spongieux. Ces changements sclérotiques pourraient rendre le pédicule controlatéral sujet aux micro-dommagex et expliquer ainsi les fractures controlatérales observées en clinique. La stabilité du segment n'est affectée que dans le cas d'une spondylolyse bilatérale (J.-P. Wang et al., 2006). Suite à la fracture, les mouvements pourraient entrainer une augmentation des contraintes au niveau de la plaque de croissance qui seraient responsables d'une rupture de celle-ci menant au glissement (Sairyo et al., 2015). Les facteurs de risques de progression du spondylolisthésis ou de développement de pathologie associé ont également été étudiés. L'incidence pelvienne et la pente sacrée sont positivement corrélées à l'augmentation des contraintes dans le disque et au pourcentage de glissement de L5 par rapport à S1 (Sevrain et al., 2012). L'incidence pelvienne et la pente sacrée seraient alors de bons indicateurs du risque de progression mais cette étude ne conclut pas sur le lien entre ces paramètres et le risque d'apparition de la spondylolyse.

Pour les patients souffrants de spondylolisthésis de haut grade (grade III–V), la chirurgie est recommandée (Labelle et al., 2011). Les chirurgies de fusion pratiquées ont pour objectif de stopper la progression du glissement, corriger le profil sagittal et décomprimer ou protéger les racines nerveuses. Pour cela, la fusion peut s'accompagner d'une technique de réduction. La pratique d'une réduction améliore l'alignement du rachis, quelque soit l'alignement du pelvis du patient : pelvis équilibré (type 4 selon la classification du SDSG (Labelle et al., 2011)) ou rétroverti (type 5 et 6 la classification du SDSG (Labelle et al., 2011)). Cependant, l'analyse par éléments finis des mouvements post-chirurgie démontre que, dans le cas d'un pelvis rétroverti, la pratique d'une réduction augmente les contraintes et de la pression intra-discale dans le disque adjacent (W. Wang et al., 2016).

2.4.5.2 Applications en traumatologie

Les modèles utilisés en traumatologie peuvent aller d'un corps vertébral isolé à un modèle de corps entier.

Dans le premier cas, ce sont les mécanismes de rupture de l'os qui sont soumis à une fine évaluation, par exemple, afin de prédire précisément l'effet de la densité osseuse sur la tolérance de la vertèbre en compression (Jackman et al., 2016).

Les modèles comprenant plusieurs niveaux vertébraux permettent une meilleure analyse des mécanismes de blessures globaux du rachis. Ces modèles peuvent aller d'une unité fonctionnelle à un modèle de rachis entier (C1-sacrum).

Généralement, plus la taille du modèle augmente, plus le niveau de détails et la finesse du maillage diminuent. Cela a pour effet de limiter l'étude des distributions de contraintes et des phénomènes de rupture locaux. En revanche, l'approche globale permet une meilleure intégration des phénomènes de distribution des charges et de la prise en compte des courbures globales du rachis. Les modèles représentant 3 vertèbres adjacentes ainsi que les 2 systèmes discoligamentaires associés sont intéressants car ils permettent, contrairement au FSU (2 vertèbres), de laisser la vertèbre du milieu, les disques et les ligaments sans condition aux limites imposées, celles-ci étant imposées sur les parties supérieures et inférieures (plateau ou tiers des corps vertébraux) des vertèbres aux extrémités du segment (K. H. Yang, 2018). Ils permettent donc un bon compromis entre temps de calcul, niveau de détails et degrés de liberté des structures étudiées.

La plupart des modèles thoraciques et lombaires utilisés dans le domaine de la traumatologie sont des parties de modèle de corps entiers, du thorax ou de l'abdomen (K.-H. Yang, 2017). Les premiers modèles éléments finis du corps entier ont été présentés pour la première fois à la fin des années 1990. Les principaux modèles existants sont utilisés pour étudier les risques de blessures pour les occupants de véhicules motorisés ou pour les piètons dans le cas d'accidents de la route. La plupart de ces modèles représentent un homme de taille moyenne (Tableau 2-7) bien que des mises à l'échelle soient étudiées pour mieux représenter l'ensemble de la population (enfant, femme, sujets obèses …). Ces modèles permettent d'observer la cinématique d'un traumatisme et de prédire les niveaux d'efforts et les énergies en jeu lors d'un impact dans des conditions accidentelles précises.

Ils permettent, entre autres, de tester l'influence de certains paramètres comme la posture, le type de véhicule (D. A. Jones et al., 2016) ou encore l'anthropométrie et l'âge sur le risque de blessures. Cependant, étant donné les simplifications géométriques et matérielles nécessaires pour ces modèles, une approche basée sur l'étude de segments isolés est complémentaire et indispensable pour la prédiction lésionnelle dans le domaine des transports.

Tableau 2-7 : Modèles EF de corps entiers représentant un occupant masculin de taille moyenne développé dans le domaine de la sécurité routière (adapté de (Brolin, 2016))

Model	HUMOS	THUMS v 1.4	THUMS v 4	GHBMC
Reference	(Robin, 2001)	(Iwamoto et al., 2002)	(Watanabe et al., 2011)	(Vavalle et al., 2013)
Codes	LS-DYNA, PAM-CRASH, RADIOSS	LS-DYNA	LS-DYN A	LS-DYNA
Weight [kg]	80	77	77	76.9
Standing height[m]	1.73	1.75	1.75	
No. elements	100000	80000	1710000	2180000

Des modèles plus précis ont été développés pour l'étude localisée des mécanismes lésionels du rachis. Zheng et al. (2018) ont extrait et raffiné le modèle de rachis lombaire du modèle GHBMC (Zheng et al., 2018). Ils ont trouvé que la vitesse d'impact, en compression axiale, influençait le risque de blessure. Le modèle SM2S (Spine model for safety and surgery) a également été développé pour l'application en traumatologie. SM2S est un modèle complet du rachis comprenant la région cervicale, thoracique et lombaire (El-Rich, Arnoux, et al., 2009; Wagnac et al., 2012). Une validation multi-directionnelle pour des conditions dynamiques a été réalisée pour la région lombaire (T12-L5) (Wagnac et al., 2012) par comparaison des résultats obtenus avec le modèle aux corridors expérimentaux (Demetropoulos et al., 1999)(4m/s) (Demetropoulos et al., 1998)(100 mm/s) (Duma et al., 2006) . Une bonne correspondance entre les efforts et moments expérimentaux et numériques a été trouvée pour des cas de compression, extension et en cisaillements antérieur et postérieur dynamiques rapides (1m/s). Un comportement trop rigide a en revanche été identifié en flexion dynamique lente avec notamment une absence de zone neutre (Wagnac et al., 2012). L'utilisation de ce modèle a permis de mettre en évidence différents sites d'initiation de blessures en fonction des conditions de chargement, suggérant que la dépendance des propriétés matériaux aux taux de chargement aurait un rôle sur la tolérance du rachis et les sites d'initiation de blessures. Ce modèle a également été utilisé pour reproduire les différentes blessures de la classification de Magerl (Fradet et al., 2014). Dans cette étude, l'étiologie mécanique (combinaison de chargement) menant à chaque type et sous-type de blessures a été identifiée. La variabilité inhérente aux sujets (morphologie, posture, propritétés matériaux) n'a cependant pas été étudiée.

CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUES, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS

La revue de la littérature a permis de mettre en évidence plusieurs points :

- Il existe une grande variabilité des propriétés ligamentaires et peu d'études ont caractérisé le comportement des ligaments lombaires en condition dynamique. De plus, les effets des dégénérescences du rachis sur le comportement lésionnel de celui-ci sont peu décrits.
- Les modifications de la mobilité du rachis influencent sa vulnérabilité.
- Les conditions traumatiques générant une flexion du rachis lombaire sollicitent les éléments postérieurs du rachis et peuvent, en cas de rupture du PLC et dislocation, avoir des conséquences cliniques critiques. Le manque de critères lésionnels du rachis lombaire soumis à des chargements complexes limite le développement et l'évaluation de dispositifs de sécurité et la compréhension des mécanismes lésionnels. Les facteurs intrinsèques (propriétés matériaux) et extrinsèques (vitesse de chargement) doivent être pris en compte pour l'établissement des critères lésionnels. L'effet des propriétés mécaniques des ligaments sur la réponse cinétique et lésionnelle du rachis lombaire en conditions traumatiques couplant flexion et cisaillement n'a pas été étudié.
- La spondylolyse est une blessure de fatigue dont l'étiologie est souvent associée à la pratique sportive. La pratique sportive génère des mouvements combinés dynamiques et de forte amplitude. Les études cliniques et anatomiques mettent en évidence un rôle de la morphologie et de la posture du patient dans les mécanismes de la spondylolyse. L'identification des mouvements à risque est incomplète car les études réalisées ne prennent pas en compte la morphologie et la posture des patients et étudient des mouvements isolés de faible amplitude. De plus, l'impact de la mobilité sur l'état de contraintes dans le pars est peu renseigné.

3.1 Questions de recherche et hypothèses

Cette thèse vise à répondre à la question de recherche suivante : quelle est l'influence des propriétés mécaniques des ligaments rachidiens sur la mobilité du rachis et sur sa vulnérabilité en conditions traumatiques et sportives ?

Cette question se traduit par les hypothèses de recherche suivantes :

H1 : Le **taux de chargement** et la **présence de dégénérescence rachidienne** influencent le **comportement mécanique (raideur)** et les **mécanismes à la base des lésions des ligaments (déplacement et force à la rupture, profil de rupture)** du rachis lombaire et thoracique.

H2 : La variabilité (inter et intra-individu) des **propriétés mécaniques des ligaments** influence **la mobilité (ROM)** et **la vulnérabilité (contraintes internes)** du rachis en conditions traumatique. Plus précisèment, les propritétés mécaniques des ligaments modifient la réponse cinétique (efforts et moments à la rupture) et la réponse lésionnelle (profil et morphologie de la blessure) du rachis lombaire soumis à des conditions de chargement traumatiques couplant flexion et cisaillement.

H3 : Les facteurs liés à la **mise en charge du rachis (direction, amplitude)** et **la posture** du patient influencent **le risque de spondylolyse (distribution de contraintes dans le pars)** chez les adolescents sportifs.

H4 : Les propritétés mécaniques des ligaments modifient l'étendue de mouvements lors de la pratique sportive. Dans ces conditions, l'augmentation de l'étendue de mouvement influence l'état de contraintes dans le pars.

Dans le cas lésionnel (H2), les seuils de contraintes internes sont définis par les valeurs à la rupture des matériaux. L'influence des ligaments sera testée en évaluant l'effet des modifications de leurs propriétés sur les sites d'initiation et les patrons de fractures. Dans le cas sublésionnel (H3 et H4), une valeur seuil de 75% de la contrainte à la rupture a été utilisée pour indiquer un risque d'endommagement de l'os. Les combinaisons de chargement induisant ces niveaux de contrainte dans l'os sont considérées à risque, d'autant plus que le volume d'os présentant ce niveau de contraintes est élévé.

3.2 Objectifs

3.2.1 Objectif général

L'objectif général de cette thèse est d'améliorer la compréhension des mécanismes de blessures du rachis lombaire dans des conditions traumatiques et sportives en tenant compte des facteurs intrinsèques (posture, propritétés mécaniques des ligaments) et extrinsèques (conditions de chargement).

Pour atteindre cet objectif, le travail de recherche réalisé dans cette thèse s'est divisé en un volet expérimental, visant à quantifier la viariabilité des propriétés des ligaments thoraciques et lombaires, et en un volet numérique, visant à évaluer l'influence de cette variabilité pour des conditions de chargement dynamiques représentatives de conditions traumatiques (impact) et de conditions sportive (chargements dynamiques combinés).

3.2.2 Objectifs spécifiques et organisation du travail

Les objectifs spécifiques pour ce projet de thèse sont :

- O1 : caractériser expérimentalement le comportement mécanique d'échantillons os-ligaments-os (incluant le ligament et ses insertions dans l'os) thoraciques et lombaires du rachis humain en traction uni-axiale dynamique.
- O2 : mesurer l'influence de la variabilité des propriétés mécaniques des ligaments sur le risque de blessures (patrons de fracture, efforts et déplacement à la rupture, contraintes maximales, le volume d'os contraint dans la vertèbre) du rachis lombaire à des conditions de chargement traumatique.
- O3 : Identifier les combinaisons de chargements dynamiques (compression, flexion, extension, inflexion latérale et rotation axiale) générant un risque de spondylolyse en tenant compte de la configuration sacro-pelvienne du patient (pente sacrée et incidence pelvienne) et quantifier l'effet de la mobilité sur l'état de contrainte dans le pars à l'aide du modèle par éléments finis personnalisé à des cas pathologiques.

Les chapitres 4 à 8 de cette thèse présentent les études réalisées pour répondre aux objectifs présentés ci-avant.

Pour atteindre le **premier objectif**, la littérature a été revue et les travaux de caractérisation des ligaments ont été recensés. Cette revue a permis, d'une part, de définir le protocole expérimental et, d'autre part, d'inventorier les propriétés mécaniques mesurées afin de faire état de la variabilité du comportement des ligaments. Les différents travaux sont listés en Annexe A. Le volet expérimental a ensuite été déployé afin d'obtenir les propriétés mécaniques des ligaments thoraciques et lombaires en traction uni-axiale dynamique à la rupture. La méthodologie et les résultats du volet expérimental sont présentés dans le chapitre 4.

Le **deuxième objectif** est traité dans les chapitres 5 et 6. Pour cela, une étude numérique a été réalisée pour évaluer l'influence des propriétés ligamentaires sur le comportement lésionnel du rachis lombaire en condition traumatique.

Les chapitres 7 et 8, qui s'inscrit dans le volet numérique, présente l'étude biomécanique des risques de spondylolyse chez le jeune athlète afin de répondre au **troisième objectif**.

Le dernier chapitre de cette thèse présente une discussion générale des méthodologies déployés et des résultats obtenus dans le cadre de ce projet.

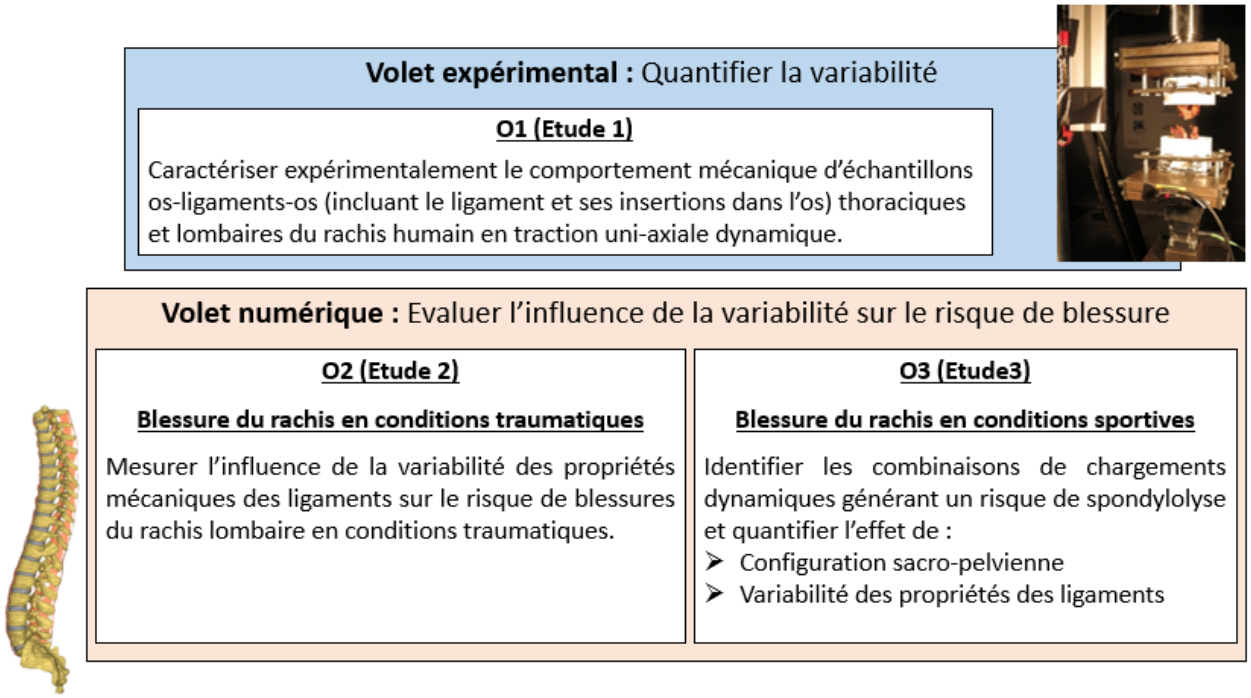


Figure 3-1 : Organisation du projet et présentation des objectifs spécifiques

Le travail effectué pour répondre à ces objectifs spécifiques vise à améliorer les connaissances relatives aux pathomécanismes du rachis lombaires en apportant des éléments à la littérature existante :

- Caractérisation du comportement mécanique des structures os-ligaments-os du rachis lombaires et thoraciques en condition dynamique ;
- Caractérisation de la réponse lésionnelle du rachis lombaire lors d'impact non axiaux en intégrant l'effet de la vitesse d'impact et des propriétés mécaniques des ligaments ;
- Evaluation de l'effet de chargements dynamiques combinés sur l'état de contrainte dans le pars et prise en compte de la posture et de la variabilité des propriétés mécaniques des ligaments pour l'évaluation des risques de spondylolyse

CHAPITRE 4 CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE DES LIGAMENTS THORACOLOMBAIRES

Comme il a été mentionné dans la revue de littérature, il y a peu de données de caractérisation des ligaments lombaires en condition dynamique. Cela limite les possiblités de développement des modèle éléments finis du rachis lombaire pour l'étude de condition traumatique. De plus, le lien entre la présence de dégénérescences rachidiennes (ostéophytes) et le comportement des ligaments du rachis en traction n'a pas été entièrement étudié. La caractérisation de l'influence des ostéophytes sur le comportement des ligaments est particulièrement intéressante pour le développement de modèles spécifiques à une population âgée, afin d'étudier le risque de blessures de cette population.

Dans ce contexte, nous avons pour objectif de :

- définir le comportement jusqu'à la rupture des ligaments lombaires et thoraciques en condition dynamique,
- rendre compte de la variabilité selon :
    - le type de ligament
    - la région rachidienne
    - le taux de déformation
    - la présence ou non de becs ostéophytiques.

4.1 Matériel et méthodes

Le protocole expérimental a été approuvé par le comité éthique de Polytechnique Montréal et répond aux éxigences d'hygiène et sécurité fixées par la faculté de médecine d'Aix-Marseille. Six sujets (4 hommes et 2 femmes, [76-96] ans) ont été reçus au Laboratoire de Biomécanique Appliquée par le biais de l'Association des Dons de Corps des Bouches du Rhône et des départements limitrophes. Les sujets mis à disposition pour l'étude avaient été traités avec une solution de Winckler, conformément à la réglementation sanitaire fixée par l'université de Médecine d'Aix-Marseille. Les rachis ont été conservés au congélateur entre le prélèvement et les essais.

4.1.1 Étapes préliminaires

Isolation des ligaments

Les prélèvements ont été faits au Laboratoire de biomécanique appliquée avec l'aide d'Anthony Melot, neurochirurgien à l'APHM. Afin d'isoler les ligaments, la première étape consistait à séparer le rachis en segment de deux vertèbres (Figure 4-1 1). Pour cela, un disque intervertébral sur 2 était disséqué à l'aide d'une scie oscillante puis d'un burin à vertèbre et/ou d'un burin en T. Chaque segment était directement entouré d'une compresse imbibée de solution saline et placée dans des sacs individuels portant le numéro du sujet et le niveau vertébral. Pour la deuxième étape, les échantillons os-ligament-os (BLB) à isoler étaient : le ligament longitudinal antérieur (ALL), le ligament longitudinal postérieur (PLL), les ligaments inter et supra-épineux (ISL et SSL) et le ligament jaune (LF). Des échantillons de type os-ligament-os ont été choisis afin de préserver l'intégrité des ligaments et de l'enthèse. Les corps adjacents étaient sectionnés à travers le plan coronal passant par le milieu du corps vertébral pour isoler ALL (Figure 4-1 2). Ensuite, les deux pédicules étaient sectionnés permettant d'isoler PLL d'une part et le complexe postérieur d'autre part. Sur ces échantillons, les parties latérales incluant les facettes et les apophyses transverses ont été disséquées (Figure 4-1). Comme dit précédemment, les ligaments transverses ont une importance biomécanique négligeable dans le rachis lombaire et n'ont donc pas été étudiés ici. Les ligaments capsulaires n'ont pas pu être prélevés à cause de la difficulté d'accès à ces structures. De plus, trop peu d'os était disponible pour l'inclusion subséquente et ne permettait donc pas de tester les échantillons. Enfin, LF, ISL et SSL étant proches et ne partageant que l'apophyse épineuse comme structure osseuse, nous avons décidé de conserver les épineuses intactes et de disséquer LF ou le complexe ISL-SSL pour isoler ces ligaments. Après le prélèvement, les échantillons os-ligament-os étaient immédiatement entourés d'une compresse imbibée d'eau saline et conservés au réfrigérateur dans un sac portant le numéro d'identification du sujet, le niveau vertébral et le nom du ligament.

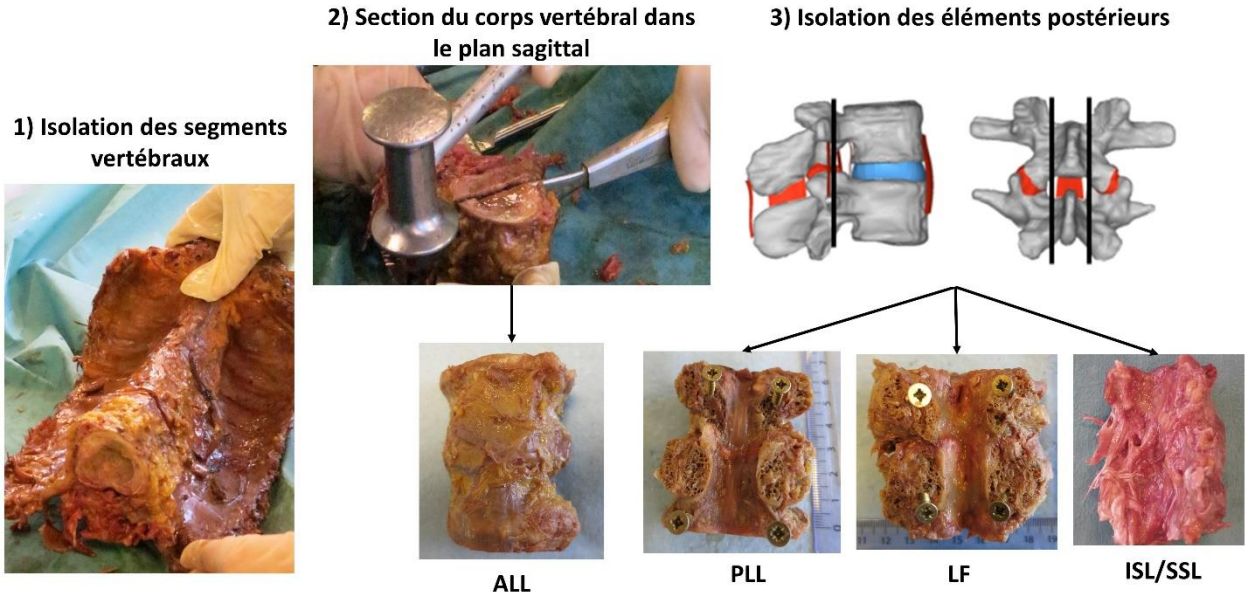


Figure 4-1 : Étapes de dissection des BLB

Chaque échantillon était ensuite nettoyé. Les tissus environnants (graisse, aponévrose, muscle) ont été retirés en prenant soin de ne pas endommager les ligaments à tester. Pour les ALL et PLL, le disque présent entre les deux corps vertébraux a été retiré. Pour cela, un scalpel a été utilisé pour décoller les disques du plateau vertébral au niveau du cartilage puis une curette, utilisée en chirurgie pour les résections de disques, a été utilisée.

Scanner

Les échantillons ont été scannés à l'Hôpital Nord (APHM) avec un scanner Somatom Sensation Cardiac 64 de la société Siemens. Les images scanners ont été utilisées pour évaluer la présence d'ostéophytes, pour mesurer la longueur initiale des ligaments (distance entre deux enthèses) et pour vérifier l'absence d'endommagement des échantillons lors du prélèvement. Pour les trois premiers sujets, dont les données ne sont exploitées qu'en dynamique lente, les images scanners n'ont pas pu être réalisées. Pour ces sujets, les longueurs initiales ont été mesurées lors des dissections à l'aide d'un pied à coulisse. L'endommagement et la présence de becs ostéophytiques ont été analysés visuellement et documentés par des photographies. Les résultats sont présentés en efforts et déplacements plutôt qu'en contraintes et déformations. La mesure de l'aire de la section

transverse des ligaments requiert de dissequer l'échantillon, qui ne pourra donc plus être testé. Pour cette raison, les résultats sont couramment présentés en forces et déplacements. Les valeurs de contraintes à la rupture présentées dans l'annexe C ont été calculées à partir de valeurs moyennes d'aire de section transverse disponibles dans la littérature (Pintar et al., 1992) et sont présentées à titre indicatif.

Insertion dans la résine et conservation

Lors de cette étape, les extrémités osseuses ont été incluses dans des blocs de résine pour permettre leur fixation sur le vérin lors des essais. Dans un premier temps, des vis ainsi que des pièces métalliques (fil de fer, rondelles) ont été ajoutées pour renfonrcer l'ancrage de l'os dans la résine pour limiter le risque de désinsertion.

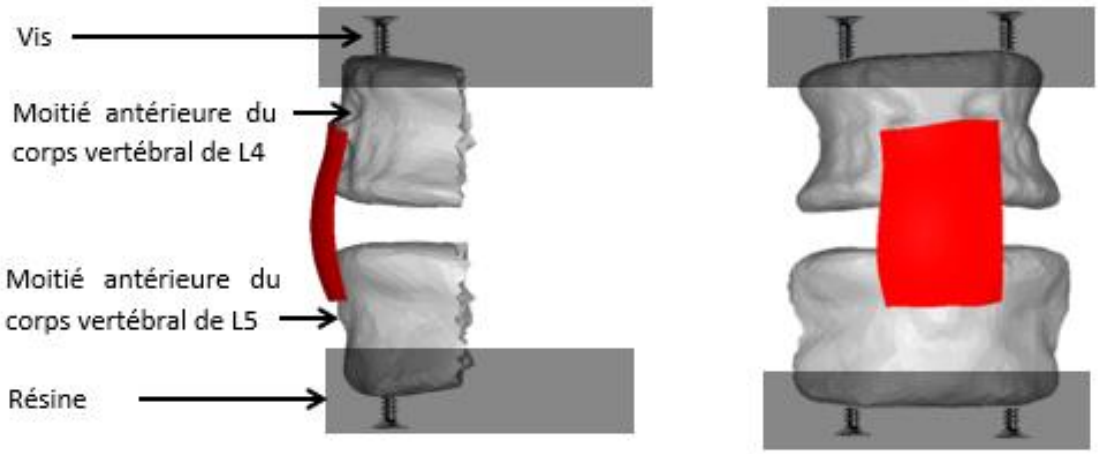


Figure 4-2 : Renforcement de l'ancrage

Les extrémités osseusses ont ensuite été incluses dans une résine polyuréthane de coulée à charge rapide (AXSON F180, SF composite, France). Un temps de séchage minimum de 12h a été laissé entre l'inclusion et l'essai. Pendant la prise de la résine et le séchage, les échantillons étaient entourés dans une compresse imbibée de solution saline.

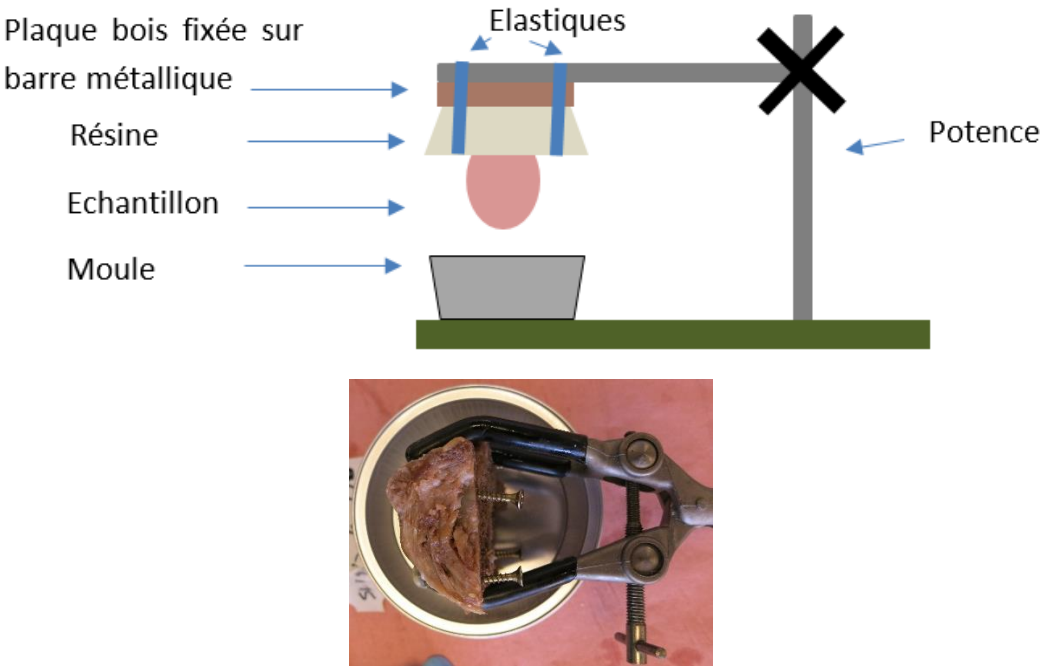


Figure 4-3 : Schéma et illustration de la procédure d'inclusion des extrémités osseuses

4.1.2 Essais

<u>Dispositif et instrumentation</u>

Les essais expérimentaux ont été réalisés à l'aide d'un vérin hydraulique axial MTS (MTS Systems corporation, MN, USA). L'objectif de l'essai était de tester des échantillons os-ligament-os en traction uni-axiale. Les échantillons ont été fixés sur le vérin de manière à ce que le ligament soit dans l'axe de traction du vérin. Le dispositif complet contenait du matériel de fixation, des pièces d'interface, des capteurs, du matériel vidéo, un capteur de déplacement laser, un dispositif permettant de fixer une lame de contact à 10 cm du plateau supérieur, une diode pour synchroniser les données vidéos et les courbes forces déplacement. Le montage est représenté ci-après (Figure 4-4).

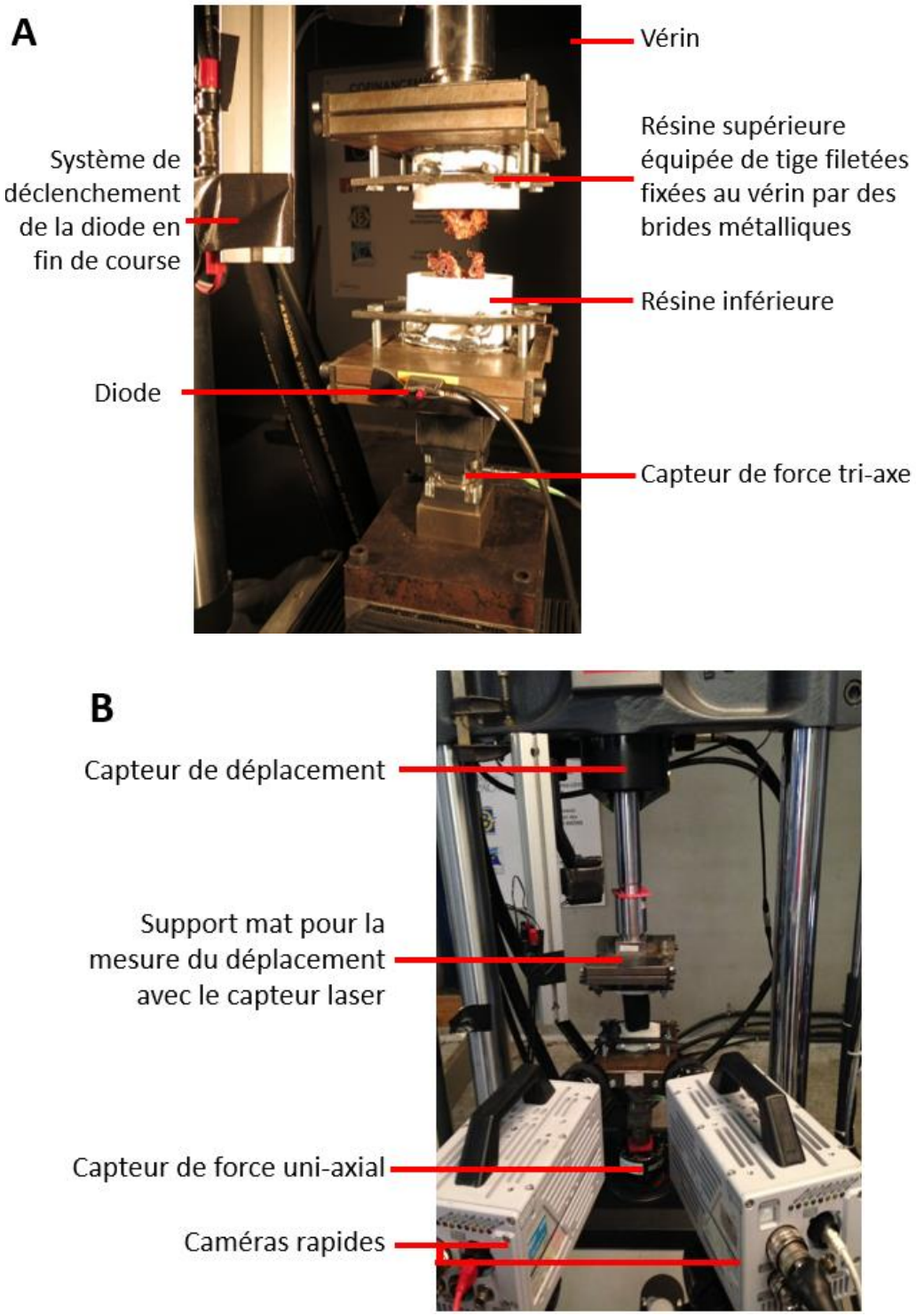


Figure 4-4 : Dispositif expérimental utilisé pour les essais de traction uni-axiale

Les mesures effectuées lors du test en traction étaient le déplacement du vérin et la force mesurée sur l'extrémité inférieure. Les mesures de forces et de déplacements étaient doublées.

- Mesure de force

L'effort axial a été mesuré à l'aide d'une cellule d'effort MTS 661.19F-03 située sous le spécimen testé. La capacité était de ± 15 kN. La précision était de 0.001 kN. La fréquence d'acquisition était de 1024 Hz. L'effort a été également mesuré à l'aide d'un capteur de force tri-axe placé sous l'échantillon. La capacité était de 5 kN, l'écart de linéarité était de 0.5% de l'étendue de mesure et la fréquence d'acquisition choisie était de 20 kHz.

- Mesure de déplacement

Le déplacement a été mesuré à l'aide d'un capteur linéaire LVDT (390751-03). Son étendue de mesure était de ± 100 mm. Il avait une précision de 0.001 mm sur une gamme de ± 80 mm (gamme d'utilisation). La fréquence d'acquisition était de 1024 Hz. Le déplacement a été également mesuré par un capteur laser. L'étendue de la mesure était de ± 150 mm, l'écart de linéarité était de 0.2% de l'étendue de mesure et la fréquence d'acquisition était de 20 kHz.

- Analyse cinématographique

Les essais ont été filmés avec deux caméras numériques rapides. La fréquence d'acquisition était de 2000 images / seconde. Les caméras ont été déclenchées à la fin de l'essai grâce à une diode. La diode s'allumait grâce au signal de la lame de contact à la fin de la course du vérin. Cela a permis d'enregistrer 130 ms avant le déclenchement, ce qui était suffisant pour filmer entièrement la traction dynamique à 2000 images/seconde.

Procédure d'essais

Lors des tests, le vérin était piloté en déplacement (vitesse et déplacement à la fin de la traction). Quatre chargements ont été effectués :

1. Après la fixation de l'échantillon, une pré-tension de 5-10 N a été appliquée. Un temps de repos a été observé pour laisser la force diminuer (recoiling).
2. Pré-conditionnement
   - 2 Hz
   - 5%
   - 20 cycles
3. Pause 1 : 1 seconde
4. QS1 : rampe croissante suivie immédiatement d'une rampe décroissante de même pente
   - 5 $mm.s^{-1}$
   - 15%
5. Pause 2 : 30 secondes
6. QS2 : rampe croissante suivie immédiatement d'une rampe décroissante de même pente
   - 5 $mm.s^{-1}$
   - 15%
7. Pause 3 : 30 secondes
8. Dynamique : chargement monotone
   - 1 $m.s^{-1}$ – 500 $mm.s^{-1}$
   - 100 mm

Le préconditionnement permet de reduire les effets dus à la congélation des tissus et de réduire les effets viscoélastiques. Deux tractions consécutives ont été réalisées à 5 mm/s pour mesurer la raideur des ligaments en dynamique lente. La répétition de la traction à cette vitesse avait deux objectifs : vérifier l'absence d'effets viscoélastiques résiduels et d'endomagement. Pour cela les deux courbes obtenues ont été superposées et le pourcentage d'erreur sur la raideur entre les deux essais a été calculé. La dernière phase de la procédure consistait à réaliser une traction dynamique rapide (500 mm/s ou 1 m/s) jusqu'à la rupture de l'échantillon pour caractériser le comportement de l'échantillon pour des vitesses inhérentes aux situations traumatiques. La vitesse a été réduite au cours du projet de 1 m/s à 0.5 m/s pour réduire la variabilité de la vitesse à la rupture. Lors

d'essais en traction à haute vitesse, la rupture peut se produire avant que le vérin n'atteigne la vitesse commandée. Pour une commande élevée (i.e 1 m/s), la vitesse à la ruputre était très dépendante de la taille de l'échantillon.

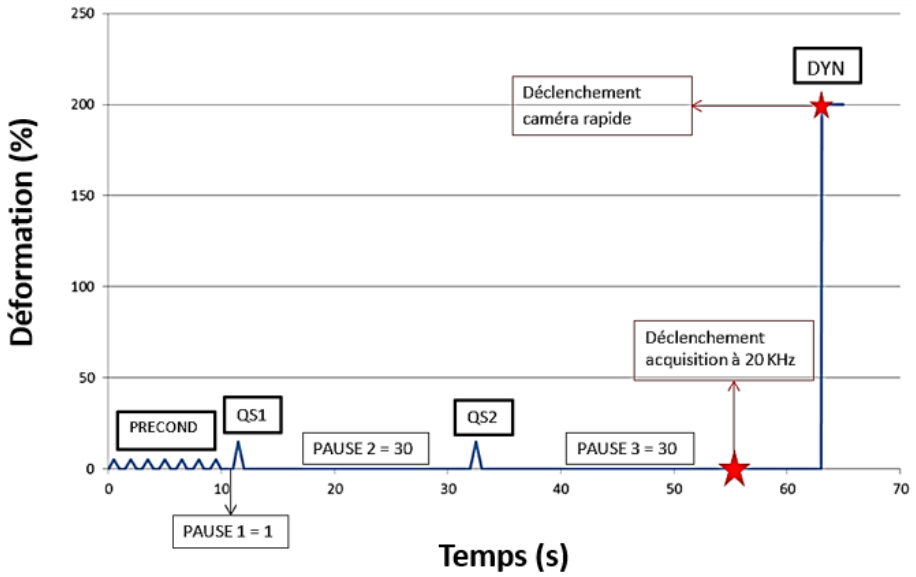


Figure 4-5 : Schématisation de la procédure d'essai

Le tableau suivant (matrice d'essai) présente les caractéristiques des sujets et le nombre d'échantillons prelévés et testés pour une seule condition d'essai (dynamique lent) ou pour les deux conditions (dynamique lent et rapide).

Tableau 4-1 : Matrice d'essais

Sujet	âge	sexe	Nb échantillons	Nb échantillons testés en dynamique lent	Nb échantillons testés en dynamique lent et rapide
1	82	F	12	12	0
17-15	76	H	6	6	0
36-15	88	H	8	8	0
121-15	95	H	8	8	7
67-17	82	H	8	8	8
111-16	96	F	3	3	2
Total	[76 – 96]	2 F – 4 H	45	45	17

4.1.3 Traitement des données

Résultats du préconditionnement

Pour chaque échantillon, les courbes force-déplacement ont été obtenues à 1024 ou 20000 Hz respectivement pour les essais dynamiques lents (0.005 m/s) et dynamiques rapides (1 et 0.5 m/s).

Les courbes force-déplacement du pré-conditionnement ont permis d'évaluer la superposition des cycles de pré-conditionnement afin de s'assurer que le nombre de cycles réalisés était suffisant pour supprimer les effets viscoélastiques dus aux conditions de stockage.

Résultats des tractions dynamiques lentes

Les mesures d'efforts sont filtrées avec un filtre passe-bas (butterworth, ordre 2, Fc =50 Hz).

Trois types de courbes ont été identifiés, courbe linéaire (L), courbe concave ou courbe convexe, i.e. présentant une zone neutre.

Lorsque que la courbe présentait un changement de pente, les coordonnées en force et en déplacement de ce point ont été identifiées.

Les raideurs K_1 et K_2 ont été mesurées en traçant la régression linéaire entre deux points choisis au début et à la fin de la portion linéaire. Les régressions linéaires ainsi que les coefficients de régression ont été obtenus avec Matlab R2016a (MathWorks, Natick, MA, USA). La différence de raideur entre les deux essais a été calculée :

$$\%\text{erreur} = (\mathrm{K}_2 - \mathrm{K}_1)/\mathrm{K}_1 * 100$$

Ce pourcentage d'erreur permet d'identifier un endommagement du ligament lors du premier essai (%erreur < -30%) ou la présence d'effet viscoélastique résiduel après le pré-conditionnement (%erreur > 30%).

Résultats dynamiques rapides

Les mesures de force et de déplacement échantillonnées à 20 KHz ont été utilisées pour tracer les courbes force-déplacement. Sur ces courbes, les caractéristiques suivantes ont été mesurées :

- déplacement (mm) et force (N) au point de changement de pente ;

- déplacement (mm) et force (N) à la rupture. La rupture est définie lorsqu'une augmentation de déformation s'accompagne d'une diminution d'effort. Pour chaque pic de force sur la courbe force-temps, l'image correspondante a été analysée pour vérifier l'apparition ou la propagation de la rupture ;
- raideur obtenue en réalisant la régression linéaire ;
- vitesse à la rupture.

Les mesures de déplacements et d'efforts ont été filtrées. Plusieurs filtres ont été testés.

➢ Choix du filtre pour la mesure de déplacement avec le capteur laser

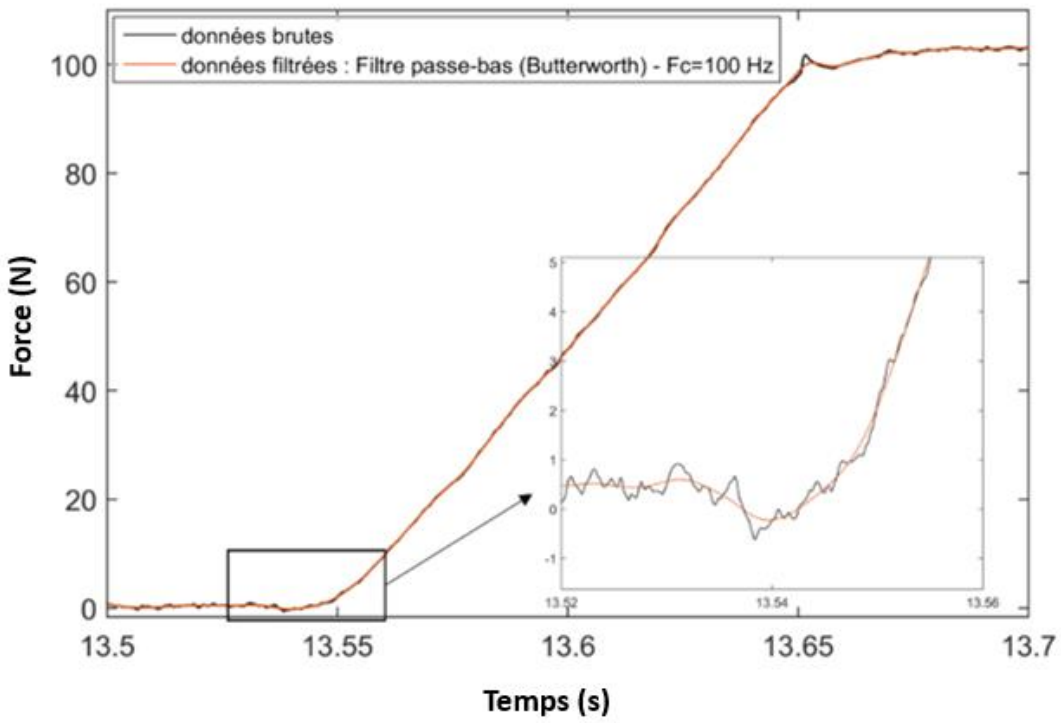


Figure 4-6 : Déplacements mesurés lors du test de traction à 1 m.s^{-1} (Fs=20 KHz)

Le filtre choisi est un filtre passe-bas (Butterworth d'ordre 2) avec une fréquence de coupure de 100 Hz. Le temps au début de la traction a été identifié sur la courbe déplacement-temps filtrée et vitesse-temps. Les valeurs d'effort et déplacement à cet instant ont été relevées et soustraites pour recaler les courbes à zéro. Ce recalage est nécessaire car les effets résiduels d'hystérésis peuvent faire varier l'effort pour une même position au cours de l'essai.

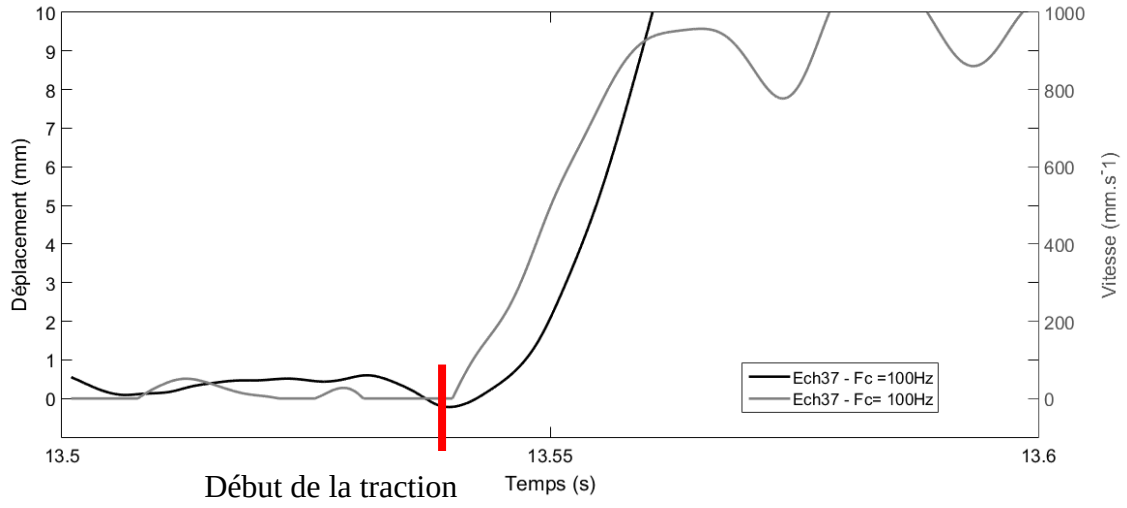


Figure 4-7 : Courbes déplacement-temps et vitesse-temps permettant d'identifier le début de la traction dynamique à la rupture dans la séquence d'essai

- Choix du filtre pour la mesure d'effort avec le capteur d'effort

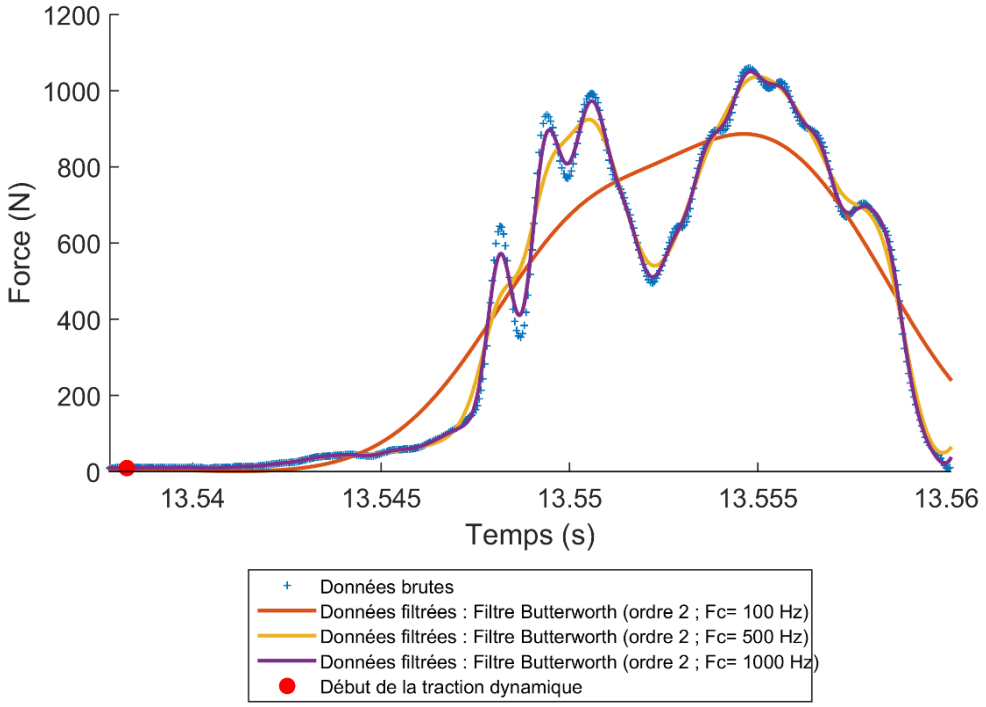


Figure 4-8 : Efforts axiaux mesurés lors de l'essai de traction à 1 m.s^{-1} (Fs = 20 KHz)

Pour les valeurs de force, le filtre passe-bas de type Butterworth du deuxième ordre ayant une fréquence de coupure de 500 Hz donne les meilleurs résultats. C'est donc ce filtre qui est sélectionné.

Analyses statistiques

L'effet du **type de ligament** et de **la région** de prélèvement sur la raideur en dynamique lente, la raideur et les propriétés à la rupture (force et déplacement) en dynamique rapide a été testé à l'aide d'un test statistique Anova emboitée (Nested Anova) à 2 niveaux. Le premier niveau d'emboitement était l'appartenance au sujet (facteur d'emboitement = **sujet**), le second niveau d'emboitement est le **type de ligament** testé. Les trois hypothèses nulles testées sont :

- les propriétés mesurées sont les mêmes pour tous les sujets ;
- pour chaque sujet, les propriétés sont les mêmes pour tous les types de ligaments testés (ALL, PLL, LF, ISL/SSL) ;
- pour chaque sujet et pour chaque type de ligament, les propriétés sont les mêmes pour toute les régions de prélèvement (T, TL, L), i.e. un ligament antérieur longitudinal de la région thoracique a les mêmes propriétés qu'un ligament longitudinal antérieur de la région lombaire.

Le seuil de signification est fixé à 0.05. La présence de différence entre les groupes a été testée par un test posthoc de Tukey (Alpha =0.05).

Présence de becs ostéophytiques (BO)

La présence de BO (défini par son grade selon la classification de Nathan (Nathan et al., 1994)) a été renseignée pour chaque échantillon testé jusqu'à la rupture à l'aide des images scanners. Les résultats obtenus pour les trois ALL prélevés sur un même ont été comparés car ils présentaient trois grades d'ostéophytes différents. Aucun pont ossifiant n'a été identifié sur les échantillons PLL.

Description de la rupture :

Les vidéos ont été utilisées pour décrire l'apparition et la propagation de la rupture lors de l'essai de traction dynamique. Pour chaque échantillon, le(s) temps de chaque pic d'efforts présent sur la

courbe Force-temps ont été notés et associés aux images correspondantes. Les photographies prises à la fin de l'essai ont été utilisées en complément pour renseigner les types de rupture (section ligamentaire / désinsertion / avulsion / délamnination)

4.2 Résultats

Pré-conditionnement

La Figure 4-9 présente une courbe force-déplacement typique obtenue lors du pré-conditionnement. Pour chaque specimen, les 5 derniers cycles étaient superposés, comme illustré dans la Figure 4-9, suggérant un nombre suffisant de cycles pour supprimer les effets viscoélastiques dus aux conditions de stockage.

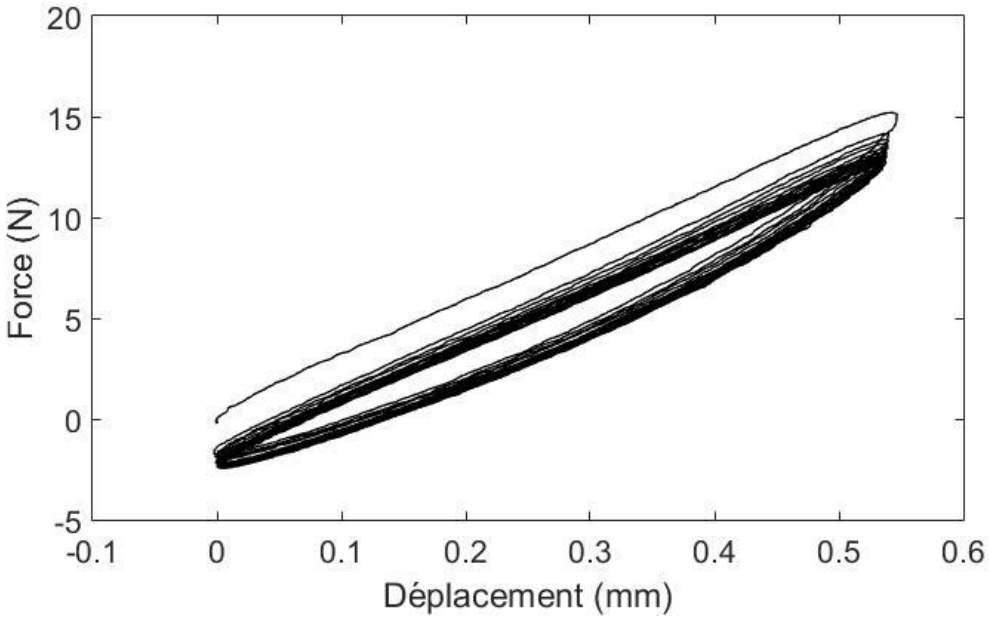


Figure 4-9 : Courbe force-déplacement obtenue lors du préconditionnement

Résultats des essais en traction dynamique lente

Les résultats pour chaque échantillon sont présentés en Annexe . La Figure 4-10 illustre les trois types de courbes identifiés.

Les courbes obtenues pour la première et la deuxième traction à 5 mm.s^{-1} étaient du même type. Pour cette vitesse imposée, le taux de déformation moyen était de 0.8 ± 0.3 s^{-1}. La différence médiane de raideur mesurée pour le premier et le second cycle était de 4.1%. Sur les 45 échantillons testés, 8 courbes concaves, 29 courbes linéaires et 8 courbes convexes ont été identifiés. Les échantillons présentant une courbe convexe étaient des PLL (5) ou LF uniquement (3). Le déplacement et l'effort moyen au point d'inflexion de la courbe, assimilable à la fin de la zone neutre, étaient 0.205±0.172 mm et 21±16 N.

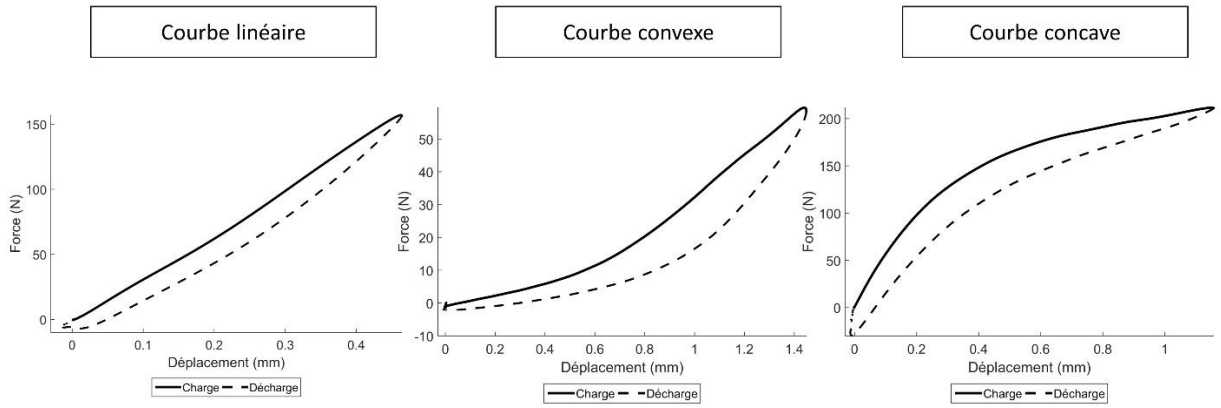


Figure 4-10 : Exemple de courbes Force-Déplacement linéaire, concave et convexe. Les efforts et déplacements à la fin de la zone neutre ont été mesurés sur les courbes convexes.

Les courbes pour chaque type de ligaments pour le premier essai de traction sont présentées dans la Figure 4-11.

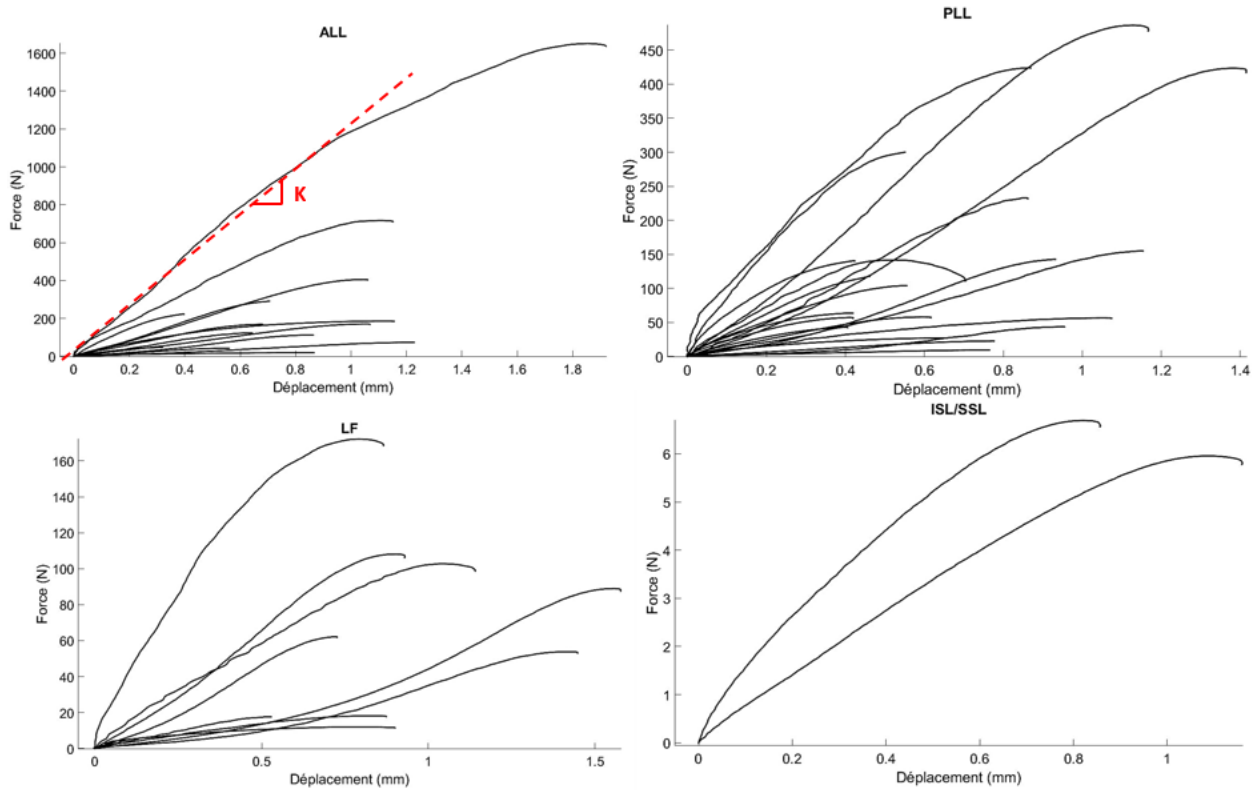


Figure 4-11 : Courbes Force - Déplacement à 5 mm.s^{-1} pour chaque type de ligament

Les résultats (moyenne +/- SD) en fonction du **type de ligament** et de **la région** de prélèvement sur la raideur moyenne sur les deux essais de traction à 5 mm.s^{-1} sont présentés dans le Tableau 4-2. L'ANOVA imbriqué montre que le facteur d'emboitement « sujet » à un effet significatif sur la valeur de raideur ($p<0.001$). Les échantillons prélevés sur le sujet 3 ont une raideur significativement plus élevée (test post-hoc de Tukey, $p<0.05$) que les raideurs mesurées sur les échantillons prélevés sur les autres corps (Figure 4-12). Pour chaque sujet, les raideurs moyennes pour chaque type de ligaments étaient différentes ($p<0.05$). Pour chaque sujet, la région de prélèvement avait un effet significatif sur la valeur moyenne de raideur pour chaque type de ligament testé ($p<0.05$).

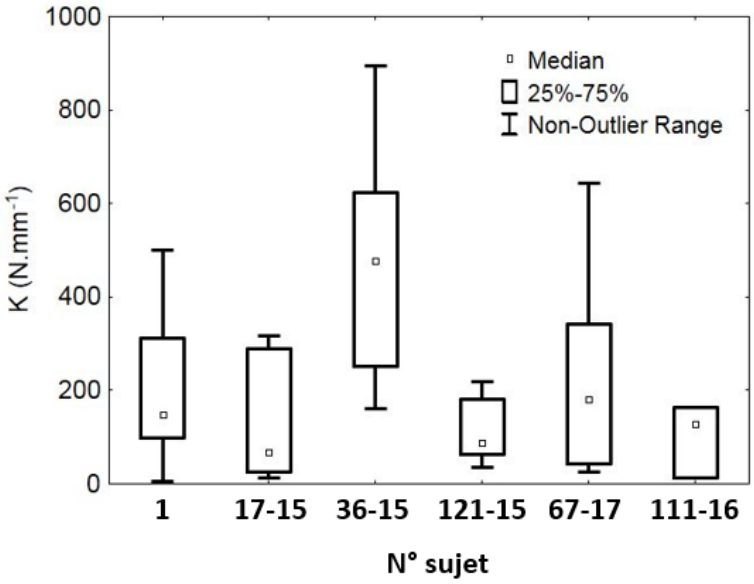


Figure 4-12 : Diagramme en boîte des raideurs mesurées en fonction du sujet

Tableau 4-2 : Raideur ($N.mm^{-1}$) minimale, maximale, moyenne, médiane et écart-type pour chaque type de ligament et chaque région (T : thoracique, TL : thoraco-lombaire (T10-L2), L : lombaire) de prélèvement en traction dynamique lente. Le nombre de spécimens testés (n) est précisé pour chaque catégorie.

	Région	n	Minimum	Maximum	Moyenne	Médiane	Ecart-type
ALL	all	14	24.4	895.7	325.3	234.0	261.2
	T	5	87.5	643.4	279.9	219.1	216.2
	TL	3	24.4	669.1	382.2	453.0	328.1
	L	6	68.1	895.7	334.7	214.2	304.7
PLL	all	20	13.5	578.8	230.5	191.5	167.8
	T	12	69.5	578.8	242.5	203.2	141.2
	TL	4	66.3	499.2	306.0	329.2	224.9
	L	4	13.5	376.3	118.8	42.7	172.4
LF	all	9	12.7	227.8	87.4	88.6	66.9
	T	5	35.3	139.0	86.6	90.5	40.8
	TL	3	25.0	227.8	113.8	88.6	103.7
	L	1	12.7	12.7	12.7	12.7	
ISL/SSL	all	2	5.8	8.0	6.9	6.9	1.5
	L	2	5.8	8.0	6.9	6.9	1.5

Les ALL ont une raideur 1.4, 2.6 et 12.6 fois plus élevée que les PLL, LF et ISL/SSL. Pour les ALL, PLL et LF, les valeurs de raideurs mesurées dans la région thoracolombaire étaient supérieures aux raideurs mesurées dans la région thoracique et dans la région lombaire (respectivement 1.1, 2.6, 12.6 et 1.4, 1.3 et 1.3).

Résultats des essais en traction dynamique rapide

Les résultats pour chaque échantillon sont présentés en Annexe . Les courbes pour chaque type de ligaments pour les essais de traction à la rupture à 1000 $mm.s^{-1}$ et 500 $mm.s^{-1}$ sont présentées dans la Figure 4-13. Sur les 19 échantillons testés, 2 ont été exclus de l'analyse car l'effort initial, avant la traction dynamique, était supérieur à 10% de l'effort à la rupture. Les résultats obtenus pour les échantillons testés à $1m.s^{-1}$ et 500 $mm.s^{-1}$ sont présentés ensemble étant donné l'absence de différence significative de raideur, de déplacement et de force à la rupture (t-test bilatéral, $p>0.05$) pour ces deux groupes. La vitesse imposée a été modifiée pour diminuer la variabilité de la vitesse à la rupture (dépendante de la taille de l'échantillon). La vitesse à la rupture moyenne et le taux de déformation moyen pour les 17 echantillons étaient de 414.5 ± 212.5 $mm.s^{-1}$ et 56.0 ± 32.1 s^{-1} respectivement.

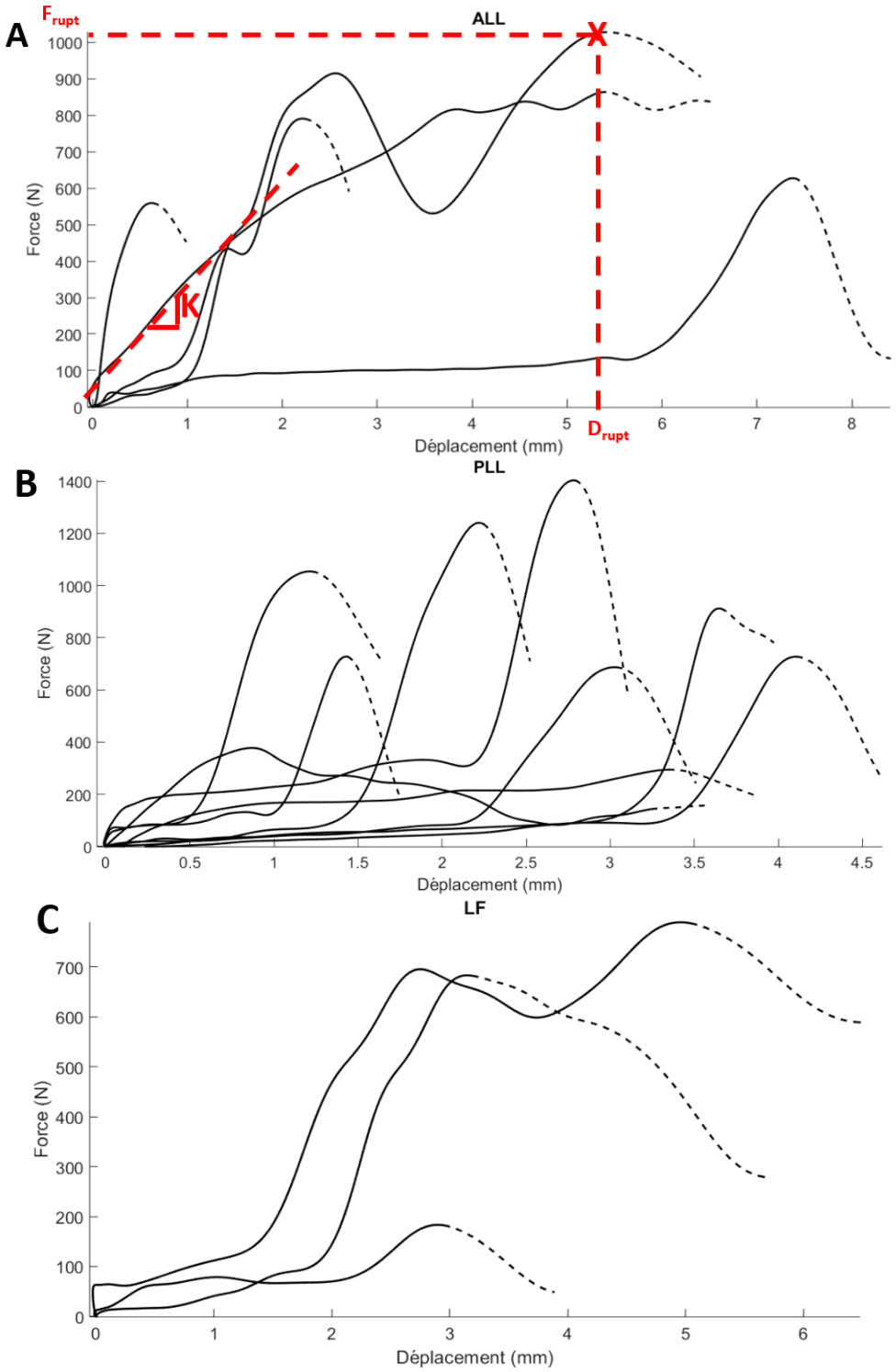


Figure 4-13 : Courbes force-déplacement des ligaments thoraciques et lombaires testés en condition dynamique rapide (v=0.5 m/s ou 1 m/s). Les propriétés mécaniques mesurées sont illustrées dans la figure A.

Les résultats (moyenne et étendue) en fonction du type de ligament et de la région de prélèvement sur la raideur et sur les propriétés à la rupture sont présentés dans le Tableau 4-3. Pour les 17 échantillons testés, le facteur d'emboitement « sujet » n'avait pas d'effet significatif sur la valeur de raideur, de déplacement et de force à la ruputre ($p>0.05$). Pour chaque sujet, la région et le type de ligaments avaient un effet significatif sur le déplacement à la rupture uniquement ($p<0.05$).

Tableau 4-3 : Raideur ($N.mm^{-1}$) (minimale, maximale, moyenne, médiane et écart-type pour chaque type de ligament et chaque région de prélèvement en traction dynamique rapide. Le nombre de spécimens testés (n) est précisé pour chaque catégorie.

			Raideur ($N.mm^{-1}$)		$F_{rupture}$ (N)		$D_{rupture}$ (mm)	
	Région	n	Moyenne	Etendue	Moyenne	Etendue	Moyenne	Etendue
ALL	all	5	612	204-1294	761	561 - 928	3.6	0.6 - 7.4
	T	3	831	486-1294	762	561 - 928	1.8	0.6 - 2.5
	TL	1	363		632		7.4	
	L	1	204		884		5.4	
PLL	all	9	1304	103-2608	826	294 - 1419	2.5	0.8 - 4.1
	T	6	1447	103-2608	849	294 - 1419	2.0	0.8 - 3.4
	L	3	1017	833-1215	782	691 - 923	3.6	3.0 - 4.1
LF	all	3	380	147-534	562	186 - 806	3.7	3.0 - 4.85
	T	3	380	147-534	562	186 - 806	3.7	3.0 - 4.85

Les LF ont une raideur 1.6 et 3.4 fois moins élevée que les ALL et PLL. Les LF ont une force à la rupture 1.4 et 1.5 fois moins élevée que les ALL et PLL.

Initiation et propagation de la rupture

Pour les ALL, deux désinsertions, une section partielle du ligament accompagnée d'une avulsion et deux délaminations accompagnées d'une avulsion osseuse ont été observées. Pour les PLL, sept échantillons ont rompu par délamination sans avulsion et deux par section du ligament. Pour les LF, deux échantillons ont rompu par section du ligament et un par désinsertion. Les différents profils de rupture sont présentés dans la Figure 4-14

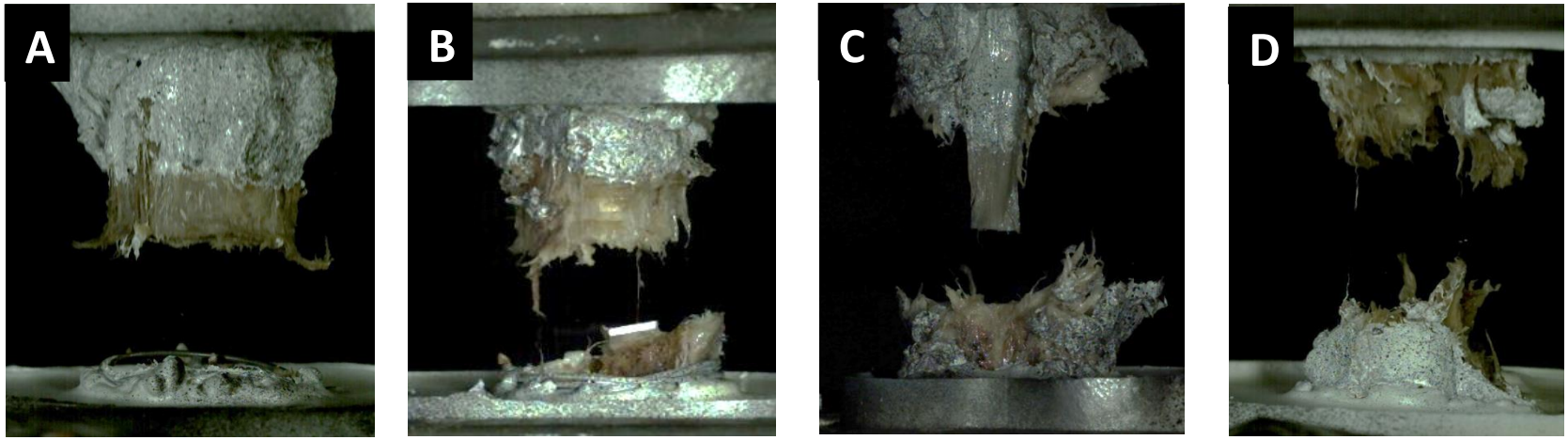


Figure 4-14 : Profil de rupture lors des essais de traction dynamique : A. Désinsertion, B. Délamination + avulsion osseuse, C. Délamination sans avulsion, D. Section

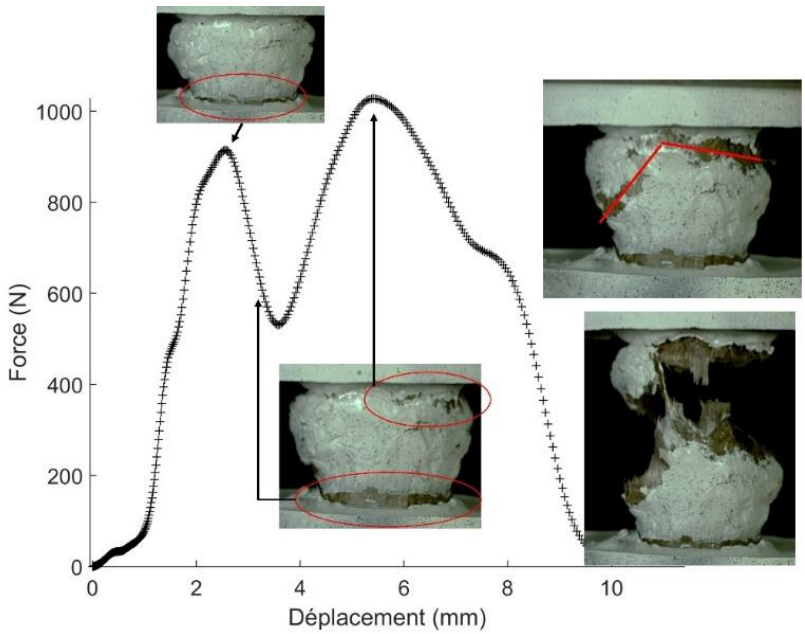


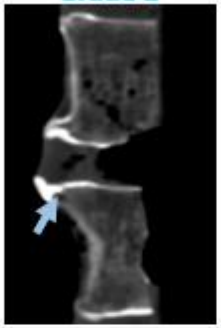
Figure 4-15 : Correspondance entre les pics d'efforts et le mécanisme de rupture d'un échantillon de ALL lors de l'essai de traction dynamique (1 m.s^{-1})

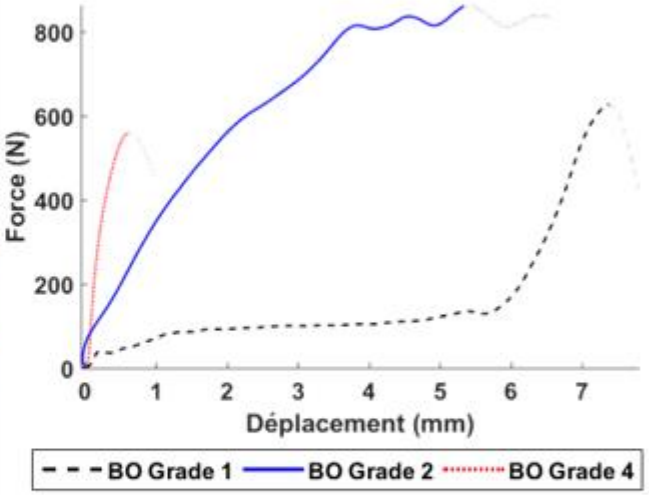
Dans la Figure 4-15, le premier pic d'effort observé est du à un léger glissement de l'échantillon par rapport à la résine. Le second pic d'effort est attribuable à la rupture de l'échantillon par ruputre partielle du ligament et avulsion osseuse.

<u>Présence d'ostéophytes</u>

Différents grades d'ostéophytes ont été observés sur les échantillons ALL prélevés sur le sujet 67-17. Les images scanners pour ces trois échantillons ainsi que les propriétés mécaniques associées sont présentées dans le Tableau 4-4. L'échantillon présentant un ostéophyte de grade 4 a une raideur respectivement 3.9 fois et 6.3 fois plus élevée en condition dynamique lente et rapide par rapport à l'échantillon présentant un ostéophyte de grade 2 et 24.8 fois et 3.6 fois plus élevée que pour l'échantillon présentant un ostéophyte de grade 1. Les échantillons de grade 2 et 4 présentent le même mécanisme de rupture (délamination + avulsion osseuse). La force à la rupture et la déformation à la rupture mesurées pour l'échantillon de grade 4 sont respectivement 1.6 et 5 fois moins élevées par rapport à l'échantillon présentant un ostéophyte de grade 2. Les données à la rupture pour l'échantillon de grade 1 n'ont pas été comparées car le mode de rupture de l'échantillon est une désinsertion. Ce mode est associé à des limites techniques des essais en traction et n'est pas représentatif du comportement d'une structure os-ligament.

Tableau 4-4 : Présentation des propriétés mécaniques et des profils de rupture pour trois echantillons ALL prélevé sur le sujet 67-17. Les propriétés mécaniques (raideur, force et déformation à la rupture) maximales et minimales sont identifiés en orange et bleu respectivement

Sujet	67-17		
Grade d'ostéophyte	Grade 1	Grade 2 	Grade 4
K_{lent} (N.mm^{-1})	26	166	645
K_{rapide} (N.mm^{-1})	363	204	1294
$F_{rupture}$ (N)	632	884	561
$\varepsilon_{rupture}$	0,8	0,5	0,1
Profil de rupture	Désinsertion	Délamination + avulsion osseuse	Délamination + avulsion osseuse



4.3 Discussion

- Interprétations des résultats

Le Tableau 4-5 récapitule les résultats expérimentaux et les compare avec la littérature.

Tableau 4-5 : Comparaison des résultats des essais de traction uni-axiale avec la littérature. Pour chaque type de ligament, la première ligne présente les résultats obtenus lors de ce projet tandis que les lignes suivantes présentent les résultats extraits de la littérature. Les régions rachidiennes étudiées sont précisées (TL, thoracique et lombaire ou C, cervicale). *(Pintar et al., 1992) ; ** (Iwaskiw et al., 2012) (Les déplacements à la rupture extraits de cette étude sont approximatifs. Ils ont été calculés à partir de la longueur initiale du ligament et du niveau de déformation atteint au moment de la rupture, soit 50, 75, 100 ou 300%), ***(Mattucci et al., 2012).

		Dynamique lent			Dynamique rapide							Réf
			Raideur ($N.mm^{-1}$)			Raideur ($N.mm^{-1}$)		$F_{rupture}$ (N)		$D_{rupture}$ (mm)		
	Région	n	Mean	STD	n	Mean	STD	Mean	STD	Mean	STD	
ALL	TL	14	325	261	5	612	424	761	159	3.6	2.7	
	TL	25	33	16								*
	TL				9			815	349	8.0	3.0	**
	C	16	139	58	15	242	65	450	132	3.8	0.98	***
PLL	TL	20	230	168	9	1304	773	826	367	2.5	1.2	
	TL	21	20	12								*
	TL				9			463	152	3.0	3.0	**
	C	16	215	68	19	362	151	437	135	2.8	0.7	***
LF	TL	9	87	89	3	380	457	562	330	3.7	1.0	
	TL	22	27	9								*
	TL				6			865	313	9.0	3.0	**
	C	14	118	70	15	144	70	258	99	4.2	1.5	***
ISL/SSL	TL	2	7	2								
	TL	18/22	12/24	7/11								*
	C	14	13	8								**

Les ligaments longitudinaux (ALL et PLL) ont une raideur plus élevée que les ligaments postérieurs (LF et ISL). La même tendance a également été trouvée pour des essais de traction uni-axiale sur des ligaments lombaires en condition quasi-statique (Pintar et al., 1992) et sur des ligaments cervicaux en conditions quasi-statiques et dynamiques (Mattucci et al., 2012). De plus, les ligaments longitudinaux ont une force à la rupture plus élevée que les LF. Cela a également été trouvé pour les ligaments cervicaux (Mattucci et al., 2012). Les déplacements à la rupture, à l'inverse, sont plus élevés pour le ligament jaune que pour les ligaments longitudinaux ce qui s'explique par la plus grande élasticité de celui-ci et s'aligne avec la littérature (Iwaskiw et al., 2012; Mattucci et al., 2012).

Pour chaque type de ligament, la raideur augmente avec le taux de déformation. Ce résultat concorde avec les résultats obtenus sur des ligaments cervicaux (Mattucci et al., 2012).

La présence d'ostéophytes augmente la raideur et diminue le déplacement à la rupture de l'échantillon.

Dans le cas d'une traction pure, le mécanisme observé pour les ALL sont majoritairement une combinaison de délamination et de fracture osseuse. Considérant la moyenne d'âge élevé de la population étudiée et les modifications inhérentes, ces résultats peuvent indiquer un risque plus élevé de blessures osseuses que ligamentaire pour des énergies plus faible dans une population âgée. La délamination du ligament antérieur suggère que celui-ci est déplacé par l'os nouvellement formé plutôt que calcifié, ce qui corrobore les résultats histologiques de Kuperus et al. (2018). Ces résultats permettent d'appronfondir les connaissances sur les comportements mécaniques du rachis dégénréscents et présentent un fort intérêt pour la déclinaison de modèle générique en modèle ciblant des populations spécifiques.

- Limites à l'interprétation des résultats

Plusieurs limites sont à considérer lors de l'interprétation des résultats.

➢ Nombre d'échantillons

Les essais en traction sur les ligaments rachidiens présentent plusieurs défis techniques. Premièrement, le prélèvement, le nettoyage et la préparation (mise en résine, fixation) des échantillons sont délicats et chronophages. Les conditions de stockage sont également sources de risques de dégradation des échantillons et doivent être réduites au minimum. Il en résulte un nombre d'échantillon modeste. D'autres essais seraient nécessaires pour renforcer la puissance statistique et confirmer les tendances observées.

➢ Rupture et désinsertion

Lors des essais, 3 échantillons sur 17 ont cédés par désinsertion de l'os de la résine. Ces biais ont déjà été observés dans d'autres études lors d'essais en traction (Bass, Lucas, et al., 2007; Iwaskiw et al., 2012). Afin de ne pas endommager l'insertion du ligament, la quantité d'os disponible pour l'inclusion est limitée. L'utilisation de vis et de pièces permet d'augmenter la surface de contact pour sécuriser l'ancrage. Lors des deux premières campagnes expérimentales, 6 échantillons sur les 20 testés ont cédés par désinsertion, soit 30% des échantillons. Le pourcentage de désinsertion a été diminué à 17% en ajustant la technique de sécurisation (insertion des vis perpendiculairement à l'axe de traction, utilisation de pièces métallique permettant d'entourer la vertèbre, …). Cependant, l'insertion de ces pièces métaliques ne doit pas endommager l'os disponible et peut être limitée par la qualité ou la quantité d'os disponible pour un échantillon donné. Cela explique les désinsertions résiduelles malgré la procédure de sécurisation. Au regard de cette limite et pour permettre une meilleure caractérisation du comportement à la rupture des ligaments et de leur enthèse, il est problématique que le type de rupture observé pour chaque échantillon ne soit pas renseigné dans toutes les études expérimentales de caractérisation des ligaments. Dans ce projet, des vidéos rapides ont été prises lors des essais en traction à la rupture. L'utilisation des vidéos a permis de mieux renseigner le mécanisme de rupture. Cela a notamment permis de valider la position de la rupture sur les courbes force-déplacement.

- Effets des conditions de préservation et de stockage

Les propriétés mécaniques mesurées dans notre étude sont supérieures aux valeurs de la littérature. La présence de becs ostéophytiques peut en partie expliquer cette différence. En revanche, l'augmentation des propriétés mécaniques n'est pas constante en fonction du grade d'ostéophyte. De plus, pas assez de spécimens ont été testés en condition dynamique pour permettre de créer des groupes pour chaque grade d'ostéophyte (0 à 4). Dans ces conditions, l'effet de rigidification de la conservation des échantillons (embaumement et congélation) ne peut pas être totalement écarté. Les échantillons utilisés sont des échantillons prélevés sur des corps traités au Winckler. Ce traitement permet de reduire les risques biologiques et la dégradation des tissus lors de la conservation longue durée tout en limitant la rigidification des tissus (Winckler, 1974). Ce type d'échantillon a déjà été utilisé pour la caractérisation de ligaments et une bonne concordance avec des résultats obtenus sur corps frais congelé avait été noté (Arnoux et al., 2002). Des études ont cependant montré un effet des solutions à 4% de formol sur la raideur des FSU en flexion-extension, en inflexion latérale et en rotation mais n'ont pas détaillé spécifiquement l'effet sur les ligaments et sur les disques (Wilke et al., 1996).

- Variabilité des résultats

Les résultats présentent une grande variabilité. Les échantillons sont prélevés sur des sujets hommes et femmes pour un tranche d'âge allant de 76 à 96 ans. Le nombre d'échantillons est trop faible pour créer des sous-groupes mais le sexe ainsi que l'âge peuvent expliquer une partie de la variabilité. La condition physique des patients aux moments du décés n'est pas renseignée et pourrait également contribuer à la variabilité observée. En raison du choix d'essais sur sujets cadavériques humains, l'homogénéité des échantillons est difficilement contrôlable. De plus, lors d'essais en traction, l'échantillon est sollicité dès le début de l'essai, c'est-à-dire avant que le vérin n'ait atteint la vitesse choisie. Sur des petits échantillons et pour des vitesses très élevées, cela peut se traduire par des variations de vitesses à la rupture lors des essais. Pour réduire cette variabilité, la vitesse de traction imposée pour les essais à la rupture a été diminuée de 1 m/s à 0.5 m/s. Cela a permis une meilleure homogénéité des vitesses effectives à la rupture. Les résultats obtenus à 1 m/s et à 0.5 m/s ne présentaient pas de différence significative et ont donc été traités ensemble.

- Choix de la procédure d'essai pour des tests destructifs

Les choix de la procédure d'essai ont été faits pour minimiser la variabilité inter-spécimen (plusieurs essais sur le même échantillon) et limiter la durée d'essai. Le pré-conditionnement a permis de reduire les effets viscoélastiques afin d'obtenir des essais répétables. La faible différence moyenne entre les raideurs des deux premiers essais reflète l'absence de relaxation résiduelle ou d'endomagement. Cela nous a permis de valider le temps de pause (30 secondes) et la limite de déformation à 15% pour les essais réalisés en-dehors de la zone d'endommagement. La limite de déformation choisie pour les deux premiers essais (15%) est faible pour limiter les risques d'endommagement en considérant la moyenne d'âge de la population.

En effet, la littérature suggère une diminution de la limite à la rupture avec l'âge (Cyron & Hutton, 1981; Iida et al., 2002; Neumann et al., 1994). De plus, la présence de becs ostéophytiques est susceptible de diminuer considérablement voire annuler la zone neutre.

Plusieurs types de courbes ont été mis en évidence, montrant un comportement inhomogène des différents ligaments pour des faibles déformations.

Les raideurs présentées ont été calculées sur la partie linéaire de la courbe extraite pour chaque essai (jusqu'à 15% pour les essais dynamiques lents et jusqu'à la rupture pour les essais dynamiques rapides). Pour évaluer l'effet du taux de déformation sur la raideur des échantillons, les raideurs mesurées sur les courbes des essais dynamiques lents (jusqu'à 15% de déformation) ont été comparées aux raideurs mesurées sur les courbes extraites des essais en traction dynamiques rapides jusqu'à 15% de déformation et jusqu'à la rutpure. Les raideurs mésurées sur les courbes des essais dynamiques rapides (quelque soit la portion de courbe considérée) sont plus élevées que les raideurs mesurées en dymanique lente. La différence de raideur est donc réellement attribuable au taux de déformation et non aux différences d'étendue de déformation testées. Cela confirme l'effet du taux de déformation sur les propriétés des ligaments thoraciques et lombaires. Cependant, ces différences de condition expérimentale et la variabilité de comportement observées dans la première partie de la courbe sont des facteurs limitants pour l'interprétation des résultats.

- Conditions aux limites

Les essais en traction nécessitent une précaution particulière lors de la fixation, les parties inférieures et supérieures étant contraintes dès le début de l'essai. La pré-tension pourrait empiéter sur la zone neutre, qui peut alors difficilement être obtenue par des essais de traction uni-axiale sur des BLB. Les échantillons testés présentaient des raideurs supérieures à celles observées dans la littérature. La rigidification des segments (explicable par les phénomènes de dégénérescence et par les conditions de traitement) ont rendu la remise à zéro difficile après la fixation. Pour ces échantillons, de petites variations en déplacement ou un léger défaut de parallèlisme des blocs de résine servant pour l'attache causaient une grande variation d'effort et peu de recoilling (diminution de l'effort par réorganisation des fibres de collagène) était observé. Pour ces raisons, les efforts initiaux pouvaient varier d'un échantillon à l'autre et être supérieur à la pré-tension de 5-10 N généralement utilisée pour les essais de caractérisation des ligaments en traction uni-axiale. Les variations étant faibles et les valeurs d'efforts initiaux faibles par rapport aux efforts à la rupture, nous avons pu recaler les courbes à zéro pour comparer les résultats obtenus pour tous les échantillons.

- Destruction des échantillons pour la mesure des dimensions

Les propriétés mécaniques sont données en propriétés structurelles plutôt que matérielles, car comme précisé dans la revue de littérature, la détermination des dimensions précises des ligaments se fait par méthode destructive. En effet, les images obtenus à partir de CT-scan ne permettent pas de visualisuer précisément les points d'insertion des ligaments ainsi que la frontière entre les différents ligaments (notamment le ligament jaune, le ligament inter-épineux et le ligament supra-épineux). Le nombre d'échantillons disponibles ici ne permettait pas de réserver une partie à l'étude morphométrique. Des méthodes de détermination de l'aire de la section transverse par rapport aux longueurs mesurées ont déjà été utilisées (Mattucci et al., 2012). Cependant, la fiabilité de la mise à l'échelle n'a pas été testée. Les propriétés mécaniques permettent néanmoins d'observer les tendances et de comparer les différents groupes testés.

4.4 Conclusion

Les essais expérimentaux ont permis de mettre en évidence l'augmentation de raideur avec le taux de déformation pour les ligaments lombaires. La présence des becs ostéophytiques influence le comportement des ligaments en augmentant leur raideur et en diminuant le déplacement à la rupture. En considérant les limites précédemment décrites, les résultats présentés ci-avant doivent être interprétés comme indicateurs de tendance mais ne peuvent pas être exploités en valeur absolue.

CHAPITRE 5 CALIBRATION DES PROPRIÉTÉS LIGAMENTAIRES DU RACHIS LOMBAIRE ET SIMULATION D'UN ESSAI EN FLEXION CISAILLEMENT SUR UN SEGMENT LOMBAIRE

5.1 Calibration des propriétés des ligaments en condition quasi-statique

5.1.1 Mise en contexte

Ce chaptire et les chapitres suivants s'inscrivent dans le volet numérique de la thèse et visent à intégrer la variabilité des propriétés mécaniques des ligaments dans un modèle éléments finis afin d'étudier l'influence de cette variabilité sur la réponse du rachis lombaire en conditions lésionnelles. Le modèle numérique exploité est le modèle éléments finis SM2S. Ce modèle est un modèle ostéo-disco-ligamentaire détaillé du rachis composé des vertèbres, des disques et des ligaments. Les caractéristiques du modèle sont détaillées dans l'article présenté dans le chapitre suivant. La variabilité des propriétés mécaniques a été intégrée en utilisant un plan d'expériences permettant de tester trois valeurs possibles pour chaque paramètre de la loi matériaux modélisant le comportement des ligaments. Les valeurs de chaque paramètre ont été définies comme expliqué ci-après.

La calibration des ligaments a été faite en deux étapes. La première étape a consisté à déterminer le module d'Young et les propriétés à la rupture en condition quasi-statique par reproduction d'essais de traction uni-axiale tirés de la littérature (Pintar et al., 1992). Dans un second temps, les propriétés de la zone neutre ont été ajustées en calibrant le comportement d'un segment L4-L5 lors d'essais de flexibilité (Heuer, Schmidt, Claes, et al., 2007). La déformation à la fin de la zone neutre et le module d'Young de chaque ligament ont été ajustés afin de minimiser la différence de la zone neutre et du ROM entre les résultats de simulation et les résultats expérimentaux. La mobilité du modèle intact a ensuite était validée indirectement par rapport à des valeurs expérimentales (Jaramillo et al., 2016).

Au vu de l'absence de propriétés dynamiques et des limites évoquées quant à nos essais dans le chapitre précédent, les propriétés dynamiques ont été directement extraites de travaux de

caractérisation en condition dynamique réalisés sur des ligaments cervicaux (Mattucci et al., 2012). Le choix de ces propriétés et de la méthodologie est discuté plus en détails dans l'article #1.

5.1.2 Résultats

Les résultats de calibration du module d'Young et des propriétés à la rupture pour ALL sont présentés à la Figure 5-1.

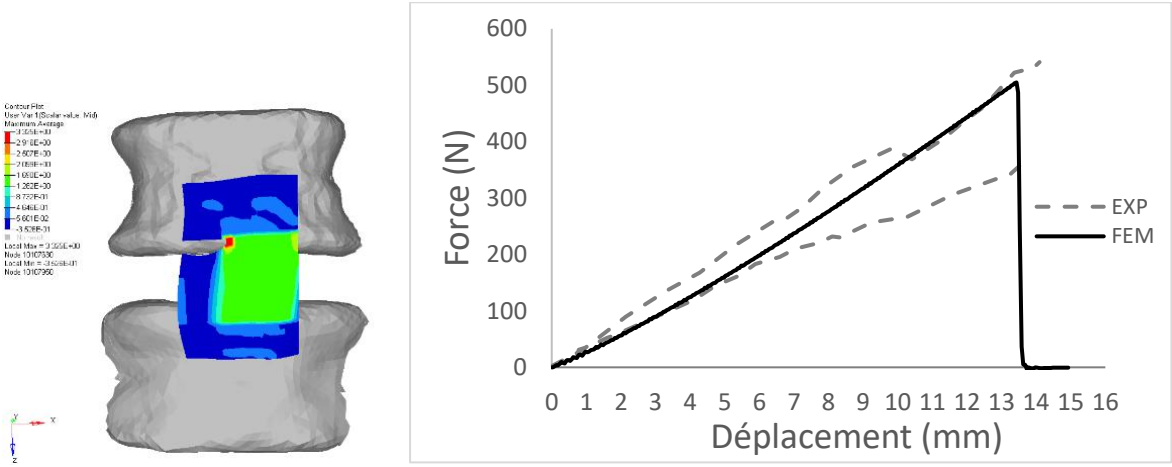


Figure 5-1 : Simulation d'un essai de traction uni-axiale du ALL en condition quasi-statique à la rupture et courbes force-déplacement associées

Les ROM obtenus sont présentés au Tableau 5-1 et à la Figure 5-2.

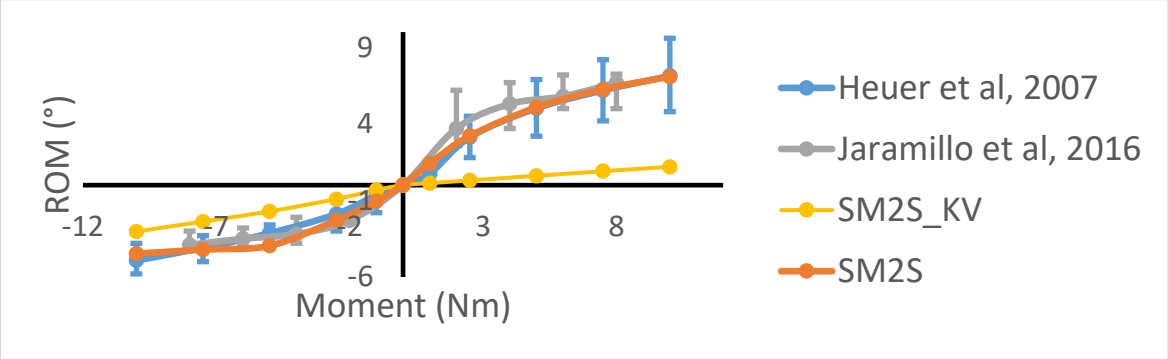


Figure 5-2 : Comparaison des courbes expérimentales (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007; Jaramillo et al., 2016) et numériques de flexibilité en flexion-extension (-10 Nm à 10 Nm) pour un segment L4-L5 intact du modèle initial (calibration de la loi Kelvin-Voigt sur ligament isolé) (SM2S_KV) et après calibration du modèle par reproduction des essais de flexibilité à chaque étape de réduction (SM2S).

Tableau 5-1 : Comparaison des ROM du segment L4-L5 intact en extension, flexion, inflexion latérale et rotation axiale (unités en °)

Segment L4-L5 intact					
	SM2S	(Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007)			
Moment (Nm)	ROM	ROM	Min	Max	% erreur ROM
Extension					
1	-1.05	-0.66	-0.4	-1.8	-59
2.5	-2.3	-1.89	-1.1	-3	-22
5	-3.96	-3.14	-2.6	-4.1	-26
7.5	-4.21	-4.1	-3.3	-5	-3
10	-4.48	-4.92	-3.8	-5.8	9
Flexion					
1	1.42	0.75	0.4	1.6	-89
2.5	3.21	3.13	1.8	4.5	-3
5	5.08	5.02	3.2	6.9	-1
7.5	6.26	6.19	4.2	8.2	-1
10	7.09	7.14	4.8	9.6	1
Inflexion latérale					
1	0.81	1.28	0.75	1.78	37
2.5	1.99	2.81	2.07	3.85	29
5	3.88	4.19	3.39	5.55	7
7.5	5.58	5.15	4.01	6.54	-8
10	7.04	6.12	4.58	7.21	-15
Rotation axiale					
1	0.96	0.36	0.14	0.7	-167
2.5	1.38	0.98	0.34	1.73	-41
5	1.79	1.88	0.72	2.81	5
7.5	1.97	2.7	1.19	3.66	27
10	3.05	3.45	1.62	4.32	12

Les propriétés obtenues sont récapitulées dans le Tableau 5-2.

Tableau 5-2 : Propriétés des ligaments lombaires du modèle SM2S calibré

	ALL	PLL	LF	JC	ISL	SSL
E_1 (MPa)	40	50	5	5	5	20
E_2 (MPa)	4	5	0.5	0.5	0.5	2
ε_{TR}	0.01	0.3	0.5	0.5	0.5	0.5
ε_{FAIL}	0.38	0.7	0.8	1.1	1.2	1.2

5.1.3 Interprétation des résultats

La loi Kelvin-Voigt, initialement utilisée dans le modèle SM2S, ne permet pas d'intégrer la zone neutre (toe-region) des ligaments. En l'absence de zone neutre, le modèle ne reproduit pas les mouvements physiologiques du rachis lombaire et présente un comportement trop rigide (Figure 5-2). Une loi élastique non linéaire a été choisie pour intégrer la zone neutre et l'anisotropie des ligaments en déterminant l'orientation des fibres. En calibrant cette loi, les ROM observés se situent dans les étendues expérimentales et proches des valeurs moyennes pour des moments supérieurs à 5 Nm, notamment en flexion où une très bonne correspondance est observée entre les courbes expérimentales et la courbe numérique (% d'erreur < 1%).

La valeur de déformation à la fin de la zone neutre pour ALL est inférieure aux valeurs identifées pour les autres ligaments. Cela diffère des résultats expérimentaux obtenus en traction uni-axiale (Mattucci et al., 2012) ou par « small punch test » (ou essai de micro-emboutissage) (Hortin et al., 2015). Cela peut s'expliquer par la présence de pré-tension dans ALL (Robertson, Von Forell, et al., 2013) qui, à défaut d'être représentée indépendemment du comportement, est implicitement prise en compte en réduisant la zone neutre de celui-ci. A l'inverse, les ligaments inter-épineux et supra-épineux sont détendus dans la position neutre du rachis. Les larges toe regions de ces ligaments prennent également en compte leur état initial et ne permet un rôle biomécanique de ceux-ci que pour des mouvements extrêmes (Robertson, Von Forell, et al., 2013). Malgré les différences observées entre les propriétés identifées numériquement et les propriétés mécaniques mesurées expérimentalement (annexe B), cela permet neanmoins d'obtenir une bonne reproduction (<30% pour un moment supérieur à 5 Nm quelque soit la direction) de la mobilité du rachis. Pour des moments inférieurs à 5 Nm, des écarts plus importants sont observés (jusqu'à 167%). Cependant, ces différences, observées pour des très faibles ROM, peuvent être en partie dues à des différences de géométrie et ne sont pas dans la gamme de ROM et de moments d'interêt pour le

reste de ce projet. Les valeurs ainsi obtenues ont été utilisé dans l'article #1 pour définir les limites physiologiques pour chaque paramètre.

5.2 Influence des propriétés en condition traumatique : Reproduction d'un test en flexion-cisaillement

5.2.1 Mise en contexte

Pour étudier l'effet des ligaments lombaires, notament des ligaments du PLC, sur les pathomécanismes du rachis lombaire, un essai expérimental de flexion-cisaillement (Osvalder et al., 1993) a été reproduit sur un segment L2-L3 du modèle SM2S.

Cette première partie a permis de vérifier le modèle. Une analyse plus détaillée des pathomécanismes a été faite pour un segment de trois niveaux et les résultats sont présentés dans l'article #1.

Le schéma suivant (Figure 5-3) présente le dispositif expérimental et la modélisation réalisée pour reproduire ce dispositif.

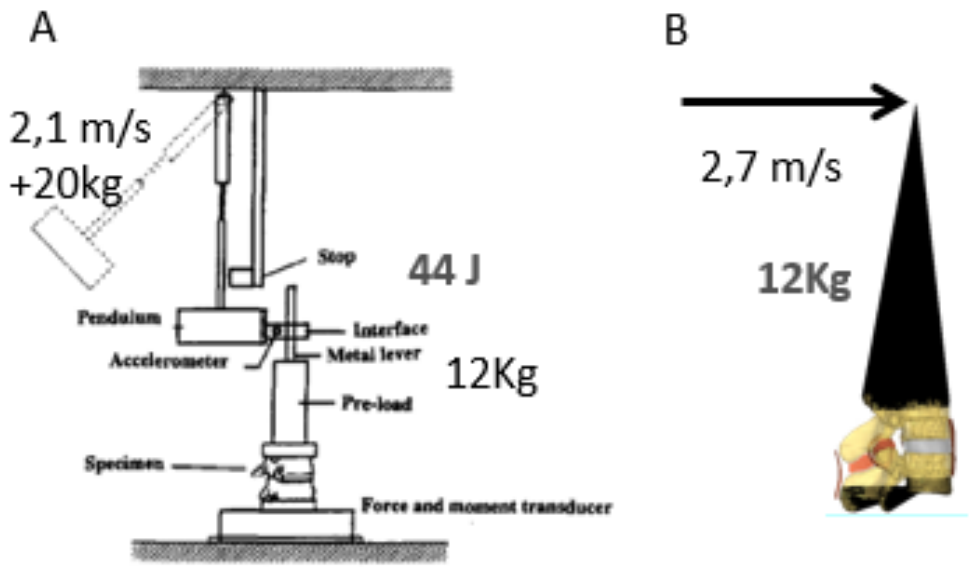


Figure 5-3 : Schéma du dispositif expérimental utilisé par Osvalder et al pour étudier les mécanismes de blessures du rachis lombaire soumis à des conditions de chargement représentatives

d'un impact frontal (A) et représentation des conditions aux limites imposées sur un segment L2-L3 du modèle SM2S pour reproduire ces essais (B)

La vitesse d'impact a été ajustée afin d'apporter une énergie cinétique de 44 J, comme décrit dans le dispositif expérimental, malgré l'absence du pendule (20 kg) et de l'interface. 27 jeux de propriétés (trois paramètres à trois modalités, 3^3) ont été créés et implémentés dans le modèle. Le plan d'expériences et les valeurs des paramètres pour chaque modalité sont présentés dans l'article #1. Les résultats obtenus pour le segment L2-L3 sont présentés dans la section suivante.

5.2.2 Résultats

Les résultats pour les essais dynamiques de flexion-cisaillement sur un segment L2-L3 sont présentés dans le Tableau 5-3. Les 27 modèles testés représentent les 27 jeux de propriétés des ligaments et ainsi différentes flexibilités du segment. Les moments et efforts en cisaillement maximaux étaient dans les corridors expérimentaux pour 10 modèles sur les 27 modèles. L'erreur maximale sur le moment de flexion et l'effort en cisaillement était respectivement de 14% et 19%.

Tableau 5-3 : Résultats numériques et expérimentaux des essais de flexion-cisaillement sur un segment L2-L3

		SM2S	Expérimental (Osvalder et al, 1993)
Nombre de simulations / specimens		27	10
Moment Maximal (N.m)	Moyenne	158	185
	Etendue	[129 – 201]	[150-215]
Force en cisaillement (N)	Moyenne	512	600
	Etendue	[426-646]	[525-715]

5.2.3 Discussion

Un dispositif d'impact postérieur a été reproduit et les efforts et moment maximums ont été vérifiés. Les modèles les plus flexibles présentaient des efforts en cisaillement et un moment de flexion maximums en dessous de l'étendue expérimentale. Cependant étant donné la faible erreur, nous

avons choisi de conserver les 27 jeux des propriétés pour l'étape suivante afin de permettre une meilleure analyse de l'effet de chaque paramètre.

Le chapitre suivant présente le premier article consistant à tester l'effet du taux de chargement et de la variabilité des propriétés mécaniques des ligaments sur la tolérance et les pathomécanismes du rachis lombaire soumis à des conditions de chargement complexes. Le rôle et l'importance des ligaments du PLC en traumatologie sont largement questionnés dans la littérature. Cepndant, les études biomécaniques du rachis ayant examiné l'influence de la variabilité de leurs propriétés sont limitées à des conditions physiologiques. Pour évaluer l'influence de cette variabilité, un plan d'expériences a été réalisé afin de générer 27 lois de comportement qui ont été implémentées dans le MEF. Le MEF a été testé en conditions traumatiques, couplant flexion et cisaillement pour trois vitesses d'impact, dans le but de déterminer les seuils de tolérance et les pathomécanismes en tenant compte des propriétés des ligaments.

CHAPITRE 6 ARTICLE 1 : EFFECT OF IMPACT VELOCITY AND LIGAMENT MECHANICAL PROPERTIES ON LUMBAR SPINE INJURIES IN POSTERIOR-ANTERIOR IMPACT LOADING CONDITIONS: A FINITE ELEMENT STUDY

Manon Sterba, MASc[1,2,3,6], Carl-Éric Aubin, PhD, PEng[1,3,6], Eric Wagnac, PhD [4,5,6], Leo Fradet, PhD[1,6],

Pierre-Jean Arnoux, PhD[2,3]

Manuscript pre-published in Medical and Biological Engineering and Computing (mars 2019). Received: 6 June 2018 / Revised: 7 December 2018 / Accepted: 20 February 2019

1. Polytechnique Montréal
   Department of Mechanical Engineering
   P.O. Box 6079, Downtown Station
   Montreal (Quebec), H3C 3A7, CANADA
2. Laboratoire de Biomécanique Appliquée,
   Aix-Marseille Université, IFSTTAR, LBA UMR T24, Boulevard Pierre Dramard,
   Marseille Cedex, France
3. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center
   3175, Cote Sainte-Catherine Road
   Montreal (Quebec), H3T 1C5, CANADA
4. École de technologie supérieure,
   Mechanical Engineering Department,
   Montreal (Quebec), H3C 1K3, CANADA
5. Research Center, Hôpital du Sacré-Cœur
   Montreal (Quebec), H4J 1C5, CANADA
6. iLab-Spine (International Laboratory - Spine Imaging and Biomechanics),Montreal (Quebec), Canada and Marseille, France

Name and address for correspondence and reprints:

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng.
Full Professor
NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics & Canada
Research Chair in Orthopedic Engineering
Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), H3C 3A7 CANADA
E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca
Phone: 1 (514) 340-4711 ext 2836; FAX: 1 (514) 340-5867

6.1.1 Abstract

Traumatic events may lead to lumbar spine injuries ranging from low severity bony fracture to complex fracture dislocation. Injury pathomechanisms as well as the influence of loading rate and ligament mechanical properties were not yet fully elucidated. The objective was to quantify the influence of impact velocity and ligament properties variability on the lumbar spine response in traumatic flexion shear conditions. A L1-L3 finite element spinal segment was submitted to a posterior-anterior impact at three velocities (2.7, 5 or 10 m/s) and for 27 sets of ligament properties. Spinal injury pathomechanism varied according to the impact velocities: initial osseous compression in the anterior column for low and medium velocities versus distraction in the posterior column for high velocity. Impact at 2.7 and 5 m/s lead to higher extent of bony injury, i.e volume of ruptured bone, compared to the impact at 10 m/s (1140, 1094 and 718 mm^3 respectively), lower L2 anterior displacement (2.09, 5.36 and 7.72 mm respectively) and lower facet fracture occurrence. Ligament properties had no effect on bony injury initiation but influenced the presence of facet fracture. These results improve the understanding of lumbar injury pathomechanisms and provide additional knowledge of lumbar injury load thresholds that could be used for injury prevention.

Keywords : lumbar spine , finite element model, trauma, injury, pathomechanism, ligament

Authors' biographies

Manon Sterba is a joint-PhD candidate at Polytechnique Montréal and Aix-Marseille University. She works on the lumbar spine injury biomechanics under the supervision of Pr. Carl-Éric Aubin and Dr. Pierre-Jean Arnoux.

Carl-Éric Aubin is a full professor at Polytechnique Montréal, researcher at Sainte-Justine University Hospital Center, and Canada Research Chair in Orthopedic Engineering and NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics.

Éric Wagnac is an associate professor at École de technologie supérieure (Montréal) and researcher at Sacré-cœur Hospital research center. His research focuses on spinal and head pathomechanisms in traumatic conditions.

Léo Fradet obtained his PhD from a joint program at École de technologie supérieure (Montréal) and Aix-Marseille University on the trauma of the spine and the spinal cord.

Pierre-Jean Arnoux is a senior researcher at IFSTTAR/Aix-Marseille University and head of the Applied Biomechanics Lab. He works on human biomechanics with a special focus on the spine and sport and car accidents simulation.

6.1.2 Introduction

Thoracic and lumbar injuries account for 79% of total spinal injuries and usually result from high-energy trauma, particularly high-energy fall (39%), traffic (26.5%) or sports accidents (5.2%) [1]. The thoracolumbar (TL) region (T10-L2) is the most affected with T12, L1 and L2 being the most frequently injured vertebrae (14.1%, 28.5% and 12.1% respectively) [1]. Approximately 50% of injuries ranging from low severity bony fractures to complex fracture dislocation may lead to disability [2].

Injury classifications aim to help clinical management, and can be based on injury anatomical location [3], suspected injury mechanism (AO classification [4]) or injury morphology ("Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score" (TLICS) [5]). The AO classification [4] proposed three types of injuries based on the injury mechanism: compression (type A), anterior and posterior element injuries with distraction (Type B) and anterior and posterior element with rotation (Type C). Type B injuries, known as flexion subluxation injuries, always involve the posterior ligamentous complex, and may involve the anterior column (vertebral body) leading to minor or extensive instability [6]. Joaquim et al. (2018) classified type B injuries with vertebral translation and facet dislocation as unstable injuries and recommended surgical treatment for these cases [7]. In a clinical context, appropriate treatment strategies are determined from imaging modalities that enable the description of pattern and injury location as well as injury features (e.g. vertebral height loss and vertebral translation) [8]. A better understanding of the link between injury mechanisms, injury morphology and features may be valuable to help injury prevention and clinical management.

Experimental and numerical studies have been used to identify spinal tolerance, i.e. the levels of force or acceleration that the spine can sustain without major damages [9], and the spine pathomechanisms in traumatic conditions. Most of the published work focussed on axial loading because of its importance in the thoracolumbar spine. Axial loading, combined with a preceding flexion, was shown to lead to flexion subluxation disruption [10]. Recent experimental studies [11] showed that a fall from height can also result in flexion subluxation injuries. The proposed mechanism was that the initial compressive fracture of the vertebral body subsequently lead to a hyperflexion of the posterior spine. Flexion subluxation may also result from complex loading of the spine due to gross motion or acceleration of the upper body during impact [12]. Fradet et al

(2014) [13] used a comprehensive finite element model (FEM) of the spine to reproduce different types and sub-types of the AO classification by combining forces and moments with different velocities. A combination of sagittal rotation with distractive or compressive force was able to generate flexion subluxation injuries. Osvalder et al (1993) [14] experimentally reproduced type B injuries using a cadaveric human functional spinal unit (FSU) by transferring load pulses using a padded pendulum representative of a frontal car crash. They demonstrated that the bending moment at failure increased with the impact velocity but the description of the pathomechanism and final injury pattern was limited to a gross examination of the segment. These studies showed that several loading conditions may lead to flexion subluxation injuries. However, the pathomechanisms of these injuries as well as the link between their mechanisms (initiation and propagation) and final injury features (extent of bony and soft tissue injuries and vertebral translation) are not yet fully understood. A better characterisation of lumbar injury pathomechanisms and final injury pattern may help to determine safety load limits for complex loading conditions and resulting injury pattern and extent. It could also help designing better safety devices.

The posterior ligamentous complex, composed of the ligamentum flavum (LF), the capsular ligament (CL), the supraspinous (SSL) and interspinous ligament (ISL), has a dominant role in resisting spine flexion [15], along with the disc properties and the bone quality in traumatic conditions. They may influence the lumbar injury risk when the spine was submitted to a combination of flexion and shear as it happened during frontal impact in car crashes. Large variability of ligaments' mechanical properties is depicted in the literature according to strain rate, age, inter-subject variability and different experimental set-up [16-18]. This variability was shown to affect the biomechanics of the lumbar spine under physiological daily life loading [18-20] but little work has been done regarding the effect of this variability in traumatic conditions. Moreover, the loading rate should affect spinal injury during a traumatic event [21, 22]. Finite element modeling enables the comparison of the kinetic response for controlled loading rates as well as the study of stress distribution and failure propagation that are difficult to obtain in experimental studies and may be used to improve the understanding of spinal injury pathomechanisms. A better understanding of injury initiation site, kinetic thresholds and injury propagation is, for instance, necessary to improve safety device design that are used at various velocities.

The objective was to quantify the influence of impact velocity and posterior ligament properties variability on the mechanical response of the lumbar segment in traumatic flexion-shear condition.

6.1.3 Methods

6.1.3.1 Finite element model development

A previously validated FEM of the spine, the Spine Model for Safety and Surgery (SM2S) [13, 23, 24] was selected for this study. The geometry was obtained from a CT scan reconstruction of a 50th percentile healthy male volunteer with no recent spinal pathology. The FEM was composed of cortical and cancellous bone modeled by shell and solid elements respectively. The bone behavior was governed by a strain rate-dependent elasto-plastic law (Jonhson-Cook) with a failure model based on the maximal strain. Each element that reaches the failure criteria was deleted from the model to represent the failure propagation [24]. Each vertebra was divided into seven cancellous and nine cortical regions with specific material properties and cortical thickness respectively [24]. The disc was represented by eight-node hexahedral elements separated in two parts representing the annulus fibrosus (AF) and the nucleus pulposus (NP). Each part was governed by a hyperelastic law based on a first order Mooney-Rivlin formulation [25]. The collagen fibers were modeled as non-linear springs for each of the six layers of AF [26]. The zygapophyseal facet joints were modeled with frictionless contact interfaces. The mesh of the isolated L1-L3 FEM contained 52,332 nodes and 238,383 elements, with lengths varying from 0.5 to 2.5 mm. Details of models properties including material properties and mesh size selection were investigated previously [23, 24, 27] and the model was already used to investigate spinal trauma biomechanics [13, 24]. The material properties are summarized in Table 6-1. The six major ligaments, Anterior and Posterior Longitudinal Ligament (ALL and PLL), LF, CL, ISL and SSL were represented using geometric data (cross-sectional area and length) taken from a cadaveric study [28]. An anisotropic nonlinear elastic law including the toe region and a failure criteria based on maximal principal strain modelled their behavior in the principal fiber direction. For bone and ligaments, the failure is modeled using an element deletion method once the ultimate deformation level is reached within a given element. The corresponding mechanical parameters implemented in the FEM were the strain at the end of the toe region (ε_{TR}), the Young modulus (E), and the failure strain (ε_{FAIL}) (Table 6-2). Inter-transverse ligaments were not modelled assuming they have a very low biomechanical importance in the lumbar region, particularly in flexion [29].

To assess the effects of ligament properties variability, several stress-strain curves (defined by ε_{TR}, E, and ε_{FAIL}) were generated. To do so, a three-level full factorial design of experiment (DOE) was used to generate 27 stress-strain curves that were successively implemented in the FEM. Please note that "level" refers here to the statistical analysis. For each factor (one of the three law parameters), the high level corresponds to the maximal value that can be assigned to the factor whereas the low level corresponds to the minimal one. Because of their functional and anatomical differences, distinct properties were determined for each ligament (Table 6-2) as explained here after. The high levels for E, and the low and high ε_{FAIL} were defined according to mechanical tests approximated from cadaveric tensile test on lumbar ligaments, or subaxial cervical ligaments when lumbar dynamic data were unavailable [16, 28, 30, 31], as subaxial cervical and lumbar ligaments have similar anatomy and function [32]. The value for ε_{TR} and low level for E was obtained differently because experimental tensile tests do not appropriately represent the toe region [33] because of dissection and preconditioning. No toe region (i.e $\varepsilon_{TR} = 0$) was assumed for the low level, whilst the high level of ε_{TR} and low level of E was obtained by calibrating ε_{TR} and E of a lumbar FSU under flexion-extension flexibility test combined with stepwise reduction as proposed by Schmidt et al. (2007) [34]. The resulting range of motion for high ε_{TR} and low E was within the experimentally documented range [35]. The middle levels were determined as the mean of the lower and higher levels. ε_{TR} and E have a combined effect on the global stiffness of the segment: the stiffest segment had a null ε_{TR} and high E whereas the most flexible one had a high ε_{TR} and low E.

6.1.3.2 Study of the failure pattern at L2 and of the global kinetic response

The 27 sets of ligament stress-strain curves were implemented in the L1-L3 FEM which was submitted to traumatic flexion-shear that can happen during frontal car collisions. The traumatic flexion-shear-was approximated with a posterior-anterior impact to the virtual center of mass of the upper body, reproducing existing experimental set-up [14]. This lead to a combination of flexion moment, and shear and distraction force. The z-axis was pointing downwards, representing the axial direction, and the y-axis was oriented horizontally, aligned with the segment's antero-posterior axis, and directed posteriorly. A horizontal initial velocity was applied to a point located at 300 mm above the L2-L3 FSU mid-disc plane [14]. A mass of 12 kg, as used in experimental study [14], was applied to the center of mass rigidly linked to the upper part of the L1 vertebra. L3

was fixed in all directions. The distance between the gravity line passing through the virtual center of mass of the upper body and the center of L3 was 21 mm [36]. Gravity was applied to the model with a kinetic relaxation method until a steady state was reached before the application of the posterior-anterior impact. The relaxation method consisted of numerically resetting the kinetic energy to zero each time it reached a maximum, to reach a steady-state. This was done to apply the gravity over a short period of time without generating numerical instabilities. Three impact velocities were tested: 2.7 m/s (low dynamics), 5 m/s and 10 m/s (high dynamics) (Figure 6-1). This corresponds to an angular velocity of the FSU of 0.2, 0.35 and 1.1 °/ms. These values were chosen to be high enough to lead to spinal injury [14]. The final design of experiments, including the impact velocities and the sets of ligament properties resulted in 81 simulations (27 set of ligament stress-strain curves tested at each of the three impact velocities).

The 81 simulations were run using the explicit commercial finite element solver Radioss v 14.0 (Altair Engineering Inc, Troy, MI). The resulting pathomechanism was described by using the global kinetic response of the segment as a function of simulation time (maximal bending moment, maximal forces (shear, tensile and compressive) and axial stress distribution at the time of failure initiation (time at which a first solid element exceeded its failure criteria)). The final pattern of injury was quantitatively defined by the location and the volume of ruptured bone that represents the extent of bony injury (volume of solid elements that exceeded the failure criteria) and the horizontal displacement of L2. The simulations were stopped after the complete disruption of the spine was achieved. Lastly, the pattern of injury was graphically identified according to the AO classification. In the context of the design of experiments, we used an ANOVA (Statistica, v10 software, Statsoft, Tulsa, OK) to analyze the individual and combined effects of the impact velocities and of the material properties. ($p<0.01$).

6.1.4 Results

6.1.4.1 Analysis of impact velocity

Impacts at 10 m/s resulted in higher maximal bending moment, shear and distractive forces and lower flexion angle at failure initiation compared to 2.7 and 5 m/s ($p<0.01$). Simulated peak compressive forces generated in high dynamic impacts were lower than for medium and low impacts (495 N, 1797 N and 1403 N respectively) (Table 6-3).

For impact velocities of 2.7 m/s and 5 m/s, maximal axial stress in solid element of the cancellous bone was in compression and located anteriorly in the vertebral body (9.7 MPa ± 3.8 and 8.7 MPa ± 1.2 respectively). The failure was slightly delayed after the peak of compression force for the lowest impact velocity (2.7 m/s) and at the peak of compression force for impact velocity of 5 m/s. For impact velocity of 10 m/s, the maximal axial stress in the cancellous bone was in tension, located posteriorly in the vertebral body (9 MPa ± 1.8), and lead to the initiation of the failure. For impact velocity of 10 m/s, the initiation of failure happened at the peak of tensile force. (Figure 6-2).

The Figure 6-3 described the load-sharing between the posterior ligaments, the articular facets and the disc at the time of failure initiation for the three impact velocities. Mean axial force exerted by the posterior ligamentous complex and facet contact forces were higher for high impact velocity (1240 N and 170 N respectively) than for low one (712 N and 26 N respectively). The maximal intradiscal pressure were positive for low and medium impact velocity, indicating a compression of the intervertebral disc and negative for high impact velocity, indicating a distraction of the intervertebral disc (Figure 6-3).

The different impact velocities resulted in different types and subtypes of injuries. Low and medium impact velocities produced inferior or superior wedge fracture with major (defined as B.1.2.1 in the AO classification [4]) or minor posterior ligamentous complex injury (comparable to A.1.2 in the AO classification [4]). High impact velocity induced flexion subluxation with (B.1.1.3) or without anterior dislocation (B.1.1.1) (represented by anterior displacement of L2 and facet failure) (Figure 6-4). Complete rupture of the PLC, i.e complete rupture of the LF, CL, ISL and SSL, was observed in 3, 8 and 12 simulations for low, medium and high impact velocity. The complete failure happened at the L1-L2 level for low and medium velocity and at L2-L3 level for high velocity. At high impact velocity, ISL and CL of the L2-L3 level was ruptured for all simulations whereas only the ISL was injured in 17 simulations for both low and medium impact velocity.

The anterior displacement of L2 induced at impact of 10 m/s was 3.7 times as much as the one for impact at 2.7 m/s and 1.4 times as much as the one for the impact at 5 m/s ($p<0.01$). Impact at 10 m/s produced about 37% less volume of ruptured bone than impact at 2.7 m/s ($p<0.01$) but resulted

in higher occurrence of facet fracture with a mean volume of 49 mm^3 in articular facet region (Table 6-4).

6.1.4.2 Effect of the mechanical properties of posterior ligamentous complex

For a given impact velocity, the same pathomechanisms and location of injury initiation (anterior or posterior part) were observed for all of the 27 combinations of ligament properties. The strain at the end of the toe region (ε_{TR}) and Young's modulus (E) had a significant influence on the maximal moment, the maximal axial force (tensile and compressive) and the maximal shear force ($p<0.01$). The maximal moment and the maximal shear force were higher for the stiffest models than for the more flexible ones for the three velocities. Compared to the most flexible ones, the stiffest models resulted in higher compressive force at low and medium velocities, and in lower maximal tensile force at high impact velocities. The results are shown in Figure 6-5. ε_{TR} and E had a significant influence on the facet contact force at failure and on the volume of ruptured bone localized in articular facet region ($p<0.01$), which was almost null for the most flexible models and increased with the global stiffness (i.e. higher E and lower ε_{TR}). For the highest impact velocity, the volume of rupture bone at the articular facets increased with increasing E and decreasing ε_{TR}, i.e., it increased with the global stiffness of the segment and lead to anterior dislocation (B.1.1.3 in Figure 6-4).

6.1.5 Discussion

The effects of impact velocity and ligament properties on the pathomechanisms of the osteoligamentous lumbar spine were tested. A previous study was performed on a two-vertebra model to verify the model against experimental data. The mean maximal moment and shear force for the 27 sets of ligament properties were 158 Nm and 512 N respectively compared to 185 Nm and 600 N for experimental results [14]. The three-vertebra model predicted maximal bending moment of 183±48 Nm which agrees well with experimental measurements for flexion-shear loading on three-vertebra thoracolumbar segments (174±58 Nm [37]).

Different impact velocities resulted in different mechanisms and location of injury initiation. For low and medium impact velocities, the lumbar spine failed in compression in the anterior part of the vertebral body. The initial osseous injury of the anterior column lead to a hyperflexion and failure of the posterior part of the vertebral body and might extend to the posterior ligamentous

complex. Ivancic et al [11] found similar mechanisms when they experimentally reproduced a fall from height. Maximal compressive forces in these conditions were 1.6±0.44 kN and were comparable to experimental observations 1.98±0.27 kN [37]. These values are lower than compressive failure force in compression-only mechanisms (4.9–14.9 kN) [38]. This confirms that the spinal injury tolerance changes with the loading environment [21] and highlights the need for spinal tolerance characterisation for specific loading conditions. In case of a high impact velocity (10 m/s), distraction of the posterior element caused an initial ligamentous and osseous injury that propagated to the anterior column. The different impact velocities resulted in different combinations of pure loads in terms of magnitude and direction and thus influenced the load-sharing in the lumbar spine. Low and medium impact produced higher compressive force and lower moment. In these conditions, the disc and the vertebral body supported higher loads than the posterior elements. The resultant injuries were associated with a higher volume of ruptured bone in the vertebral body and resulted in a higher anterior height reduction compared to injury resulting from high impact. At 10 m/s, higher moment and shear force were observed and explained the increase in ligament and facet contact forces. These injuries were characterized by a major or complete rupture of the PLC, a higher anterior displacement and a higher occurrence of facet failure. The horizontal displacement of one vertebra of the segment increased the risk of impairment of the spinal cord because of the reduction of the sagittal diameter of the foramen vertebral [39]. These injuries may represent a higher risk of neurological deficit. The injury severity (type of injury, facet failure occurrence, vertebral translation) increased with the impact velocity, i.e with the accident severity, which agreed with other findings [40]. Obviously, the tested scenarios of this study do not represent all possible accident mechanisms, which may have a combination of loads and directions of impact [41], however the developed model could be used to further test more complex conditions, or the results could be used to infer intermediate situations. Ligament properties had no effect on the injury initiation (mechanisms and location). The kinetic responses were mainly influenced by the impact loading conditions, but two of the tested properties (E and ε_{TR}) also influenced the resultant forces and moments by modifying the internal loads. Therefore, higher resultant bending moments and shear forces were measured for the stiffest models than for the more flexible ones for the three impact velocities. For the low and medium impact velocities, an increase in stiffness was associated with an increase of compressive force, intradiscal pressure and facet contact force because of the higher resistance of the PLC that may

impact the segment motion. As expected, for high impact velocity, the tensile force measured at the L3 vertebral body was lower for the stiffest models than for the more flexible because of the higher resistance of the PLC in the first case. The global stiffness influenced the final injury pattern, particularly the presence of facet failure. At high impact velocity, stiffer models (high E and/or low ε_{TR}) were associated with higher occurrence of facet failure and lead to fracture-dislocation, i.e. the articular processes had slid past each other. This may result in higher degree of instability compared to flexion subluxation without permanent facet damage. We may hypothesize that stiffer ligaments resulted in more constrained motion at the articular facet, thus leading to higher stresses in this area.

This numerical simulation study presents some limitations. We chose a large range of variability by using available data for lumbar ligaments under quasi-static loading conditions and cervical ligaments under high dynamic loading. This enables us, in a comparative manner, to assess the potential effect of spine flexibility. Better range may be chosen when experimental data will be available. In this study, the effects of the impact velocity and ligament properties were tested as independent factors, in part because of the lack of available data. Moreover, the viscoelastic formulation did not represent the initial toe-region of the ligaments, which is important to model spinal motions. Then, the ligament behavior was simplified as being not strain rate dependant. In future studies, a viscoelastic representation, which includes the toe-region, would be useful to further test traumatic conditions. Only variations of ligament properties were studied considering properties of bone and intervertebral discs as fixed. The bone properties used were previously verified and used to assess spinal injury mechanisms [13]. The disc behavior was modeled by a hyperelastic material law. Despite more complex poro- and/or viscoelastic models being valuable to describe the long-term behavior of the disc, in impact loading, the increasing stiffness as represented by a hyperelastic law enables to have a first order representation of the disc behavior and the segment risk of failure [42]. The disc material properties were fixed at previously identified dynamic properties [26]. Indeed, it is expected that the disc properties are rate-dependent. However, even if a great difference in the disc behavior were found between quasi-static and dynamic conditions [26], the dynamic properties used in this study are thought to be valid for a range of traumatic loading conditions for the context of the current study. The calibration and verification process of the disc was limited to axial compression [26]. However, these properties were used in an entire lumbar spine model verified against experimental data obtained for dynamic

flexion and extension [43]. In this study, we focussed on the osseo-ligamentous mechanisms of failure, and did not include a model of the disc failure, which prevent to comprehensively analyze the disc injuries. However, we may assume that the forces and injuries that happened at the endplates of the vertebral bodies will propagate in the disc. A more complete study of the ossseo-disco-ligamentous failure was beyond the scope of the current study, but could be the subject of a future study, which would require the development of a disc model of failure. The simulation results for the highest velocity were interpreted as B 1.1 injuries of the AO classification as the osseo-ligamentous flexion-subluxation subcomponents were coherent with simulations. In this comparative study, an available detailed experimental model was reproduced in order to define repeatable accident-like conditions that induced flexion, shear and compression in the lumbar spine. Other mechanisms (such as extension, rotation and lateral bending) were not included in this study because of the lower influence of the ligaments in these failure mechanisms. The selected loading conditions were intended to represent a possible frontal impact [14] but the resultant spine loading may represent other accident types such as fall from height which can also lead to concomitant failure of posterior elements and vertebral bodies [11]. The different velocities chosen in this study allow to represent different accident and injury severities. The lowest impact velocity selected corresponds to a sufficient velocity at which the upper body region would be displaced due to a collision [14], and does not represent the velocity of a vehicle at the time of impact. The highest velocity tested corresponds to an impact at 36 km/h, which is obviously not the highest speed for an accident. A higher impact velocity could be tested in a future study to verify if the mechanism of failure would differ for higher impact velocity. The stress distribution and failure pattern was studied at L2, which was away from the boundary conditions imposed on the model (i.e. L3 was considered as a rigid body fixed in all directions and the impact was applied to a node rigidly linked to L1 to model the displacement of the upper body weight). The global posture of the subject (location of the center of mass of the upper body and lumbar lordosis) were also fixed. The location of the center of mass was chosen according to literature data [14, 36]. Under compression, the impact velocity was shown to be the first factor influencing the lumbar injuries followed by the posture [22], suggesting that the comparative results of this study are valid for several postures. A weight of 12 kg was used to reproduce the experimental setup [14]. This weight was lower than expected for an average adult but it was chosen to avoid instability during preloading considering the absence in the model of muscles to stabilize the spine. A higher weight

was tested (40 kg) and similar failure mechanisms and patterns were found for each impact velocity. A lower weight was deemed appropriate for a comparative study. These boundary conditions were not meant to be fully physiological, but to standardize the way to comparatively describe the failure characteristics at L2, for different impact severities and different ligament properties. Articular cartilage was not modelled and this may influence the facet joint biomechanics. However, we think that the relative results that we found between different impact velocities and different ligament properties will still be valid in the presence of cartilage. No muscles were implemented in the FEM but the role of muscles in traumatic events is limited due to their delayed activation [44].

To date, axial compressive force is the primary lumbar spine injury metrics used as injury criteria. However, this metric does not account for the variation in loading environment and in lumbar spine geometry/material properties [12]. Our results show that a compression failure of the anterior column may happen below the compressive failure force when it is cause by a combination of flexion and shear and can lead to failure of the posterior ligamentous complex. This suggests a need for more study on the lumbar injury tolerance under complex loading to developed robust injury criteria. Next steps will be to compare lumbar injury threshold and pathomechanisms under different complex loadings for different bone and intervertebral disc material properties and spinal geometry.

6.1.6 Conclusion

The FEM used in this study enabled a detailed characterisation of the lumbar injury under traumatic conditions. The impact velocity modified the injury pathomechanism and final injury pattern. This was shown in case of a posterior-anterior impact causing a combination of flexion, shear and distraction in the lumbar spine. For low and medium impact velocities, initial osseous injury happened under compression forces in the anterior column whereas high dynamic impact caused pure distraction injury with very low compressive stresses in the segment. Less volume of ruptured bone was found for a high impact velocity. However, we found more anterior displacement and higher occurrence of facet fracture, suggesting a higher risk of neurological deficit and long-term instability. Stiffest segments were associated with a higher risk of permanent facet damage. A detailed characterisation of the lumbar pathomechanisms is crucial for the establishment of more

robust lumbar injury criteria for injury prevention. These results and further use of the FEM may also provide valuable information to deduce impact severity from injury pattern.

Acknowledgement This study was financially supported by Medtronic and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of Canada). Special thanks to Yvan Petit who contributed to the development of the SM2S base finite element model used in this study, as part of the iLab-Spine initiative funded by the A*MIDEX Foundation (Aix-Marseille University Initiative of Excellence, n° ANR 11-IDEX-0001-02).

REFERENCES

[1] P. Leucht, K. Fischer, G. Muhr, and E. J. Mueller, "Epidemiology of traumatic spine fractures," *Injury,* vol. 40, pp. 166-172, 2009/02// 2009.

[2] S. Rajasekaran, R. M. Kanna, and A. P. Shetty, "Management of thoracolumbar spine trauma: An overview," *Indian journal of orthopaedics,* vol. 49, p. 72, 2015.

[3] F. Denis, "The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries," *spine,* vol. 8, pp. 817-831, 1983 1983.

[4] F. Magerl, M. Aebi, S. D. Gertzbein, J. Harms, and S. Nazarian, "A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries," *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society,* vol. 3, pp. 184-201, 1994 1994.

[5] A. R. Vaccaro, R. A. Lehman Jr, J. Hurlbert, P. A. Anderson, M. Harris, M. G. Fehlings, *et al.*, "A New Classification of Thoracolumbar Injuries," *Spine,* vol. 30, pp. 2325-2333, 2005 2005.

[6] M. Aebi, "Classification of thoracolumbar fractures and dislocations," *European Spine Journal,* vol. 19, pp. 2-7, 2010/03/01/ 2010.

[7] A. F. Joaquim, A. A. Patel, G. D. Schroeder, and A. R. Vaccaro, "A simplified treatment algorithm for treating thoracic and lumbar spine trauma," *The journal of spinal cord medicine,* pp. 1-11, 2018.

[8] F. R. Santiago, P. T. Muñoz, E. M. Sánchez, M. R. Paniza, A. M. Martínez, and A. L. P. Abela, "Classifying thoracolumbar fractures: role of quantitative imaging," *Quantitative imaging in medicine and surgery,* vol. 6, p. 772, 2016.

[9] N. Yoganandan, A. M. Nahum, and J. W. Melvin, *Accidental injury: biomechanics and prevention*: Springer, 2014.

[10] T. Hoshikawa, Y. Tanaka, S. Kokubun, W. W. Lu, K. D. Luk, and J. C. Leong, "Flexion–Distraction Injuries in the Thoracolumbar Spine: An In Vitro Study of the Relation Between Flexion Angle and the Motion Axis of Fracture," *Clinical Spine Surgery,* vol. 15, pp. 139-143, 2002.

[11] P. C. Ivancic, "Biomechanics of thoracolumbar burst and chance-type fractures during fall from height," *Global spine journal,* vol. 4, pp. 161-168, 2014.

[12] B. D. Stemper, F. A. Pintar, and J. L. Baisden, "Lumbar Spine Injury Biomechanics," in *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention*, N. Yoganandan, A. M. Nahum, and J. W. Melvin, Eds., ed New York, NY: Springer New York, 2015, pp. 451-470.

[13] L. Fradet, Y. Petit, E. Wagnac, C. E. Aubin, and P. J. Arnoux, "Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions," *Med Biol Eng Comput,* vol. 52, pp. 87-94, 2014/01/01/ 2014.

[14] A. L. Osvalder, P. Neumann, P. Lövsund, and A. Nordwall, "A method for studying the biomechanical load response of the (in vitro) lumbar spine under dynamic flexion-shear loads," *J Biomech,* vol. 26, pp. 1227-1236, 1993/10// 1993.

[15] K. K. Lee and E. C. Teo, "Material sensitivity study on lumbar motion segment (L2-L3) under sagittal plane loadings using probabilistic method," *Journal of Spinal Disorders & Techniques,* vol. 18, pp. 163-170, 2005/04// 2005.

[16] S. F. Mattucci, J. A. Moulton, N. Chandrashekar, and D. S. Cronin, "Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments," *J Mech Behav Biomed Mater,* vol. 10, pp. 216-26, Jun 2012.

[17] E. C. Clarke, R. C. Appleyard, and L. E. Bilston, "Immature sheep spines are more flexible than mature spines: an in vitro biomechanical study," *Spine,* vol. 32, pp. 2970-2979, 2007.

[18] D. J. Coombs, P. J. Rullkoetter, and P. J. Laz, "Quantifying Variability in Lumbar L4-L5 Soft Tissue Properties for Use in Finite-Element Analysis," *Journal of Verification, Validation and Uncertainty Quantification,* vol. 1, p. 031007, 2016.

[19] S. Naserkhaki, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, F. Farahmand, and M. El-Rich, "Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model," *Journal of biomechanics,* vol. 70, pp. 33-42, 2018.

[20] M. Putzer, S. Auer, W. Malpica, F. Suess, and S. Dendorfer, "A numerical study to determine the effect of ligament stiffness on kinematics of the lumbar spine during flexion," *BMC musculoskeletal disorders,* vol. 17, p. 95, 2016.

[21] K.-U. Schmitt, P. F. N. E. Zürich, M. H. Muser, and F. Walz, *Trauma biomechanics: Introduction to accidental injury*: Springer Science & Business Media, 2013.

[22] J. Zheng, L. Tang, and J. Hu, "A Numerical Investigation of Risk Factors Affecting Lumbar Spine Injuries Using a Detailed Lumbar Model," *Applied Bionics and Biomechanics,* vol. 2018, 2018.

[23] M. El-Rich, P.-J. Arnoux, E. Wagnac, C. Brunet, and C.-E. Aubin, "Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions," *J Biomech,* vol. 42, pp. 1252-1262, 2009/06/19/ 2009.

[24] E. Wagnac, P.-J. Arnoux, A. Garo, and C.-E. Aubin, "Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions," *Med Biol Eng Comput,* vol. 50, pp. 903-915, 2012 2012.

[25] R. W. Ogden, "Non-linear elastic deformations," ed: Elsevier, 1984.

[26] E. Wagnac, P.-J. Arnoux, A. Garo, M. El-Rich, and C.-E. Aubin, "Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads," *Journal of biomechanical engineering,* vol. 133, p. 101007, 2011/10// 2011.

[27] A. Garo, P. J. Arnoux, E. Wagnac, and C. E. Aubin, "Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure," *Med Biol Eng Comput,* vol. 49, pp. 1371-1379, 2011.

[28] F. A. Pintar, N. Yoganandan, T. Myers, A. Elhagediab, and A. Sances, "Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments," *Journal of biomechanics,* vol. 25, pp. 1351-1356, 1992.

[29] A. A. White and M. M. Panjabi, *Clinical biomechanics of the spine* vol. 2: Lippincott Philadelphia, 1990.

[30] P. C. Ivancic, M. P. Coe, A. B. Ndu, Y. Tominaga, E. J. Carlson, W. Rubin, *et al.*, "Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments," *The Spine Journal,* vol. 7, pp. 659-665, 2007/11// 2007.

[31] A. S. Iwaskiw, R. S. Armiger, K. A. Ott, A. C. M. Wickwire, and A. C. Merkle, "Response of individual thoracolumbar spine ligaments under high-rate deformation," *Biomedical Sciences Instrumentation,* vol. 48, pp. 194-201, 2012 2012.

[32] A. M. Butt, C. Gill, A. Demerdash, K. Watanabe, M. Loukas, C. J. Rozzelle, *et al.*, "A comprehensive review of the sub-axial ligaments of the vertebral column: part I anatomy and function," *Child's Nervous System,* vol. 31, pp. 1037-1059, 2015.

[33] T. L. Lasswell, D. S. Cronin, J. B. Medley, and P. Rasoulinejad, "Incorporating ligament laxity in a finite element model for the upper cervical spine," *The Spine Journal,* vol. 17, pp. 1755-1764, 2017.

[34] H. Schmidt, F. Heuer, J. Drumm, Z. Klezl, L. Claes, and H.-J. Wilke, "Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment," *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 377-384, 2007 mai 2007.

[35] H. E. Jaramillo, C. M. Puttlitz, K. McGilvray, and J. J. García, "Characterization of the L4–L5–S1 motion segment using the stepwise reduction method," *J Biomech*, vol. 49, pp. 1248-1254, 2016.

[36] F. Schwab, V. Lafage, R. Boyce, W. Skalli, and J.-P. Farcy, "Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position," *Spine*, vol. 31, pp. E959-E967, 2006.

[37] A. Belwadi and K. Yang, "Response of the cadaveric lumbar spine to flexion with and without anterior shear displacement," in *Proc. IRCOBI Conf*, 2008, pp. 397-410.

[38] B. D. Stemper, F. A. Pintar, and J. L. Baisden, "Lumbar spine injury biomechanics," in *Accidental Injury*, ed: Springer, 2015, pp. 451-470.

[39] P. M. Tsou, J. Wang, L. Khoo, A. N. Shamie, and L. Holly, "A thoracic and lumbar spine injury severity classification based on neurologic function grade, spinal canal deformity, and spinal biomechanical stability," *The Spine Journal*, vol. 6, pp. 636-647, 2006.

[40] R. Mitchell, M. Bambach, and B. Toson, "Injury risk for matched front and rear seat car passengers by injury severity and crash type: An exploratory study," *Accident Analysis & Prevention*, vol. 82, pp. 171-179, 2015.

[41] C. W. Müller, D. Otte, S. Decker, T. Stübig, M. Panzica, C. Krettek, *et al.*, "Vertebral fractures in motor vehicle accidents–a medical and technical analysis of 33,015 injured front-seat occupants," *Accident Analysis & Prevention*, vol. 66, pp. 15-19, 2014 mai 2014.

[42] H. Schmidt, F. Galbusera, A. Rohlmann, and A. Shirazi-Adl, "What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades?," *J Biomech*, vol. 46, pp. 2342-2355, 2013/09/27/ 2013.

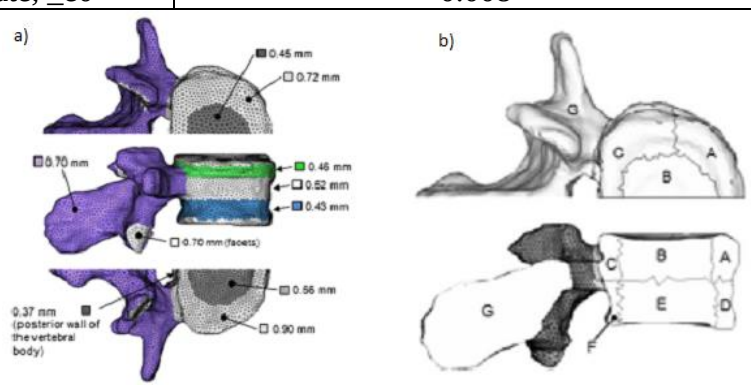
[43] E. Wagnac, P. J. Arnoux, A. Garo, and C. E. Aubin, "Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions," *Med Biol Eng Comput*, vol. 50, pp. 903-915, 2012.

[44] G. P. Siegmund, D. D. Chimich, and B. S. Elkin, "Role of Muscles in Accidental Injury," in *Accidental Injury*, ed: Springer, 2015, pp. 611-642.

6.1.7 Tables

Table 6-1 : Mechanical properties of bony tissues and of the disc in the model (adapted from [24])

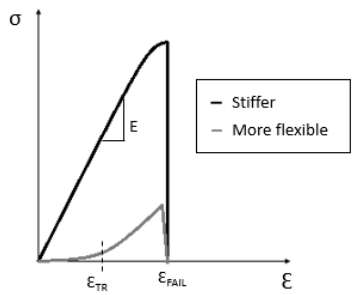
Material properties of bony tissues	Cancellous bone (per zone) and bony endplate center (B) (Cf. figure (b) below)							Cortical bone and bony endplate margin
	A	B	C	D	E	F	G	
Density (x10^{-3} g/mm^3)	1.8	1.8	2.0	2.0	2.5	2.5	1.8	0.2
Modulus of elasticity, E (MPa)	93.7							4,014
Poisson's ratio, m	0.25							0.3
Yield stress, a (MPa)	1.95							105
Hardening modulus, b (MPa)	8.5	7.0	8.5	8.1	12.5	12.5	7.0	492.9
Hardening exponent, n	1							1
Failure plastic strain, ep	0.082	0.06	0.082	0.08	0.104	0.104	0.06	0.071
Maximum stress (MPa)	2.65	2.3	2.65	2.6	3.25	3.25	2.3	140
Strain rate coefficient, c	0.533							0.272
Reference strain rate, _e0	0.008							0.008



Subdivision of the vertebra into nine zones of different cortical bone thicknesses (a) and seven zones of different material properties (b)

Material properties of the disc	Nucleus pulposus	Annulus matrix	Fibers
Density (E^{-6}kg/mm^3)	1	1.2	–
Poisson's ratio, ν	0.499	0.45	–
C10	31.8	11.8	–
C01	-8.0	-2.9	–
Load–disp. Curve	–	–	Nonlinear

Table 6-2: Ligament properties used for the design of experiments for Anterior and Posterior longitudinal ligament (ALL and PLL), Ligamentum Flavum (LF), Capsular ligaments (CL), Inter-spinous ligament (ISL) and Supra-spinous Ligament (SSL)



		ALL	PLL	LF	CL	ISL	SSL
ε_{TR}	low level	0	0	0	0	0	0
	middle level	0.005	0.15	0.25	0.25	0.25	0.25
	high level	0.01	0.3	0.5	0.5	0.5	0.5
E (MPa)	low level	40	50	5	5	5	20
	middle level	73	96	17.3	8.4	17.5	34
	high level	106	142	29.5	11.8	29.9	48
ε_{FAIL}	low level	0.4	0.7	0.5	0.7	0.4	0.7
	middle level	0.8	1.0	0.7	0.9	0.5	1.0
	high level	1.2	1.2	0.8	1.1	0.6	1.2

Table 6-3 : Kinetic and kinematic responses during impact simulations. Mean and standard deviation (n=27) of the model responses for each impact velocity (2.7, 5 and 10 m/s) (* = p<0.01)

	V = 2.7 m/s	**V = 5 m/s**	**V = 10 m/s**
Time at failure initiation (ms after impact)	17 ±0*	9 ±2*	3 ±0*
Flexion angle (°)	7.6 ±0.2*	7.1 ±1.7	3.2 ±0*
Maximal Moment (Nm)	139 ±17*	177 ±20*	235 ±41*
Maximal Shear force (N)	872 ±192*	1391 ±104*	2092 ±151*
Maximal tensile force on L2 vertebral body (N)	1506 ±45*	3158 ±98*	7234 ±202*
Maximal compressive force on L2 vertebral body (N)	1403 ±346*	1797 ±430*	495 ±438*

Table 6-4 : Injury characteristics for the 27 simulations for each of the three tested impact velocities. Mean and standard deviation (n=27) for each impact velocity (2.7, 5 and 10 m/s) (* = p<0.01)

	V=2.7 m/s	**V = 5 m/s**	**V = 10 m/s**
Volume of ruptured bone (mm^3)	1140 ±506*	1094 ±182*	718 ±338*
Number of simulated cases with facet failure (of the 27 simulations)	2	7	16
Volume of ruptured bone at facet joint (mm^3)	4 ±17*	10 ±43*	49 ±103*
Horizontal Displacement of L2 with respect to L3 (mm)	2.1 ±0.1*	5.4 ±0.1*	7.7 ±1.4*
Types and number of simulated scenarios of injury according to the AO classification (Magerl et al., 1994)	A.1.2 (17) B.1.2.1 (10)	A.1.2 (17) B.1.2.1 (10)	B.1.1.1 (22) B.1.1.3 (5)

6.1.8 Figures

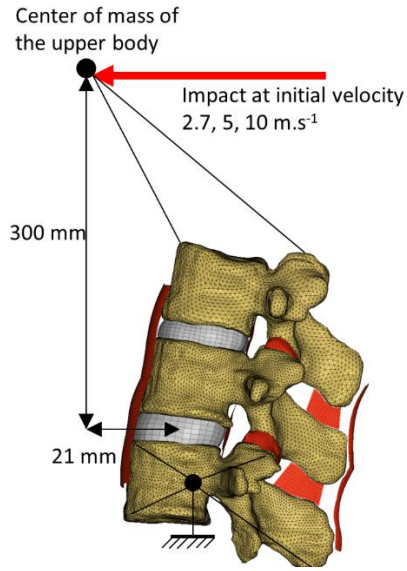


Figure 6-1 : Finite element simulation of a posterior-anterior impact applied to the virtual center of mass of the upper body

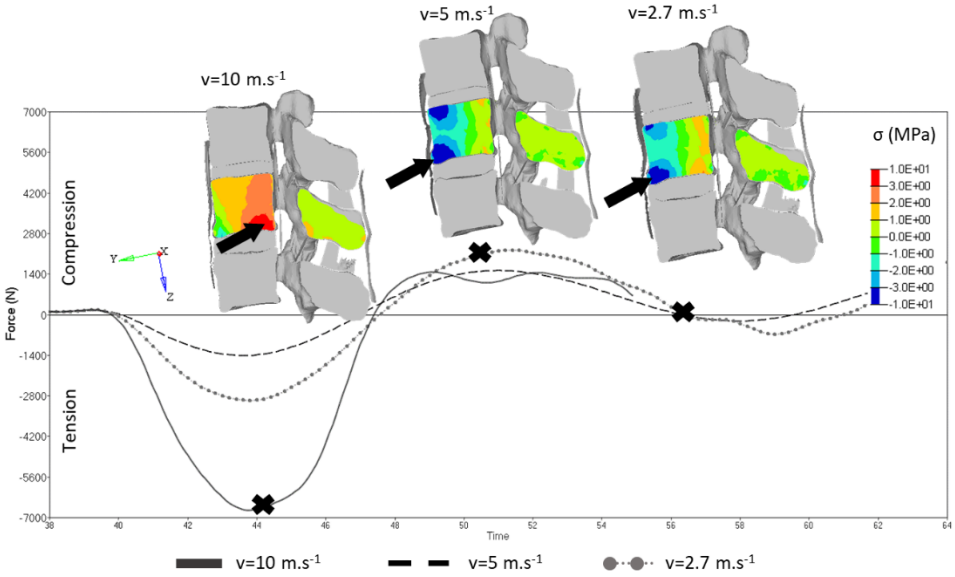


Figure 6-2 : Evolution of the axial force during the impact simulation for each impact velocity for the stiffest ligament properties. For each impact velocity, the stress distribution (axial stresses were positive in tension and negative in compression) within L2 is shown at the time of bony failure initiation (time is indicated on corresponding curve by a cross). Solid arrows point the location of the first deleted element (failure initiation)

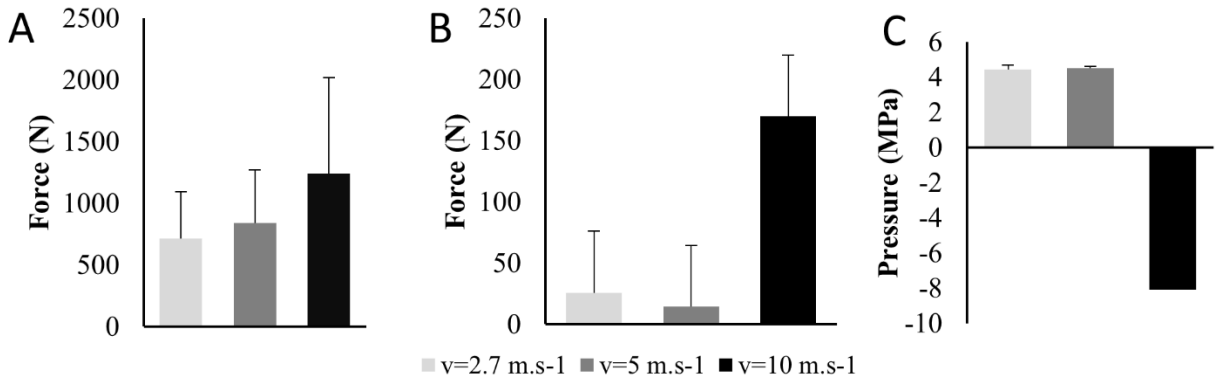


Figure 6-3 : Mean axial force exerted by the ligaments on L3 posterior elements (A), L2-L3 facet contact force (B) and L2-L3 intradiscal pressure at failure initiation (C)

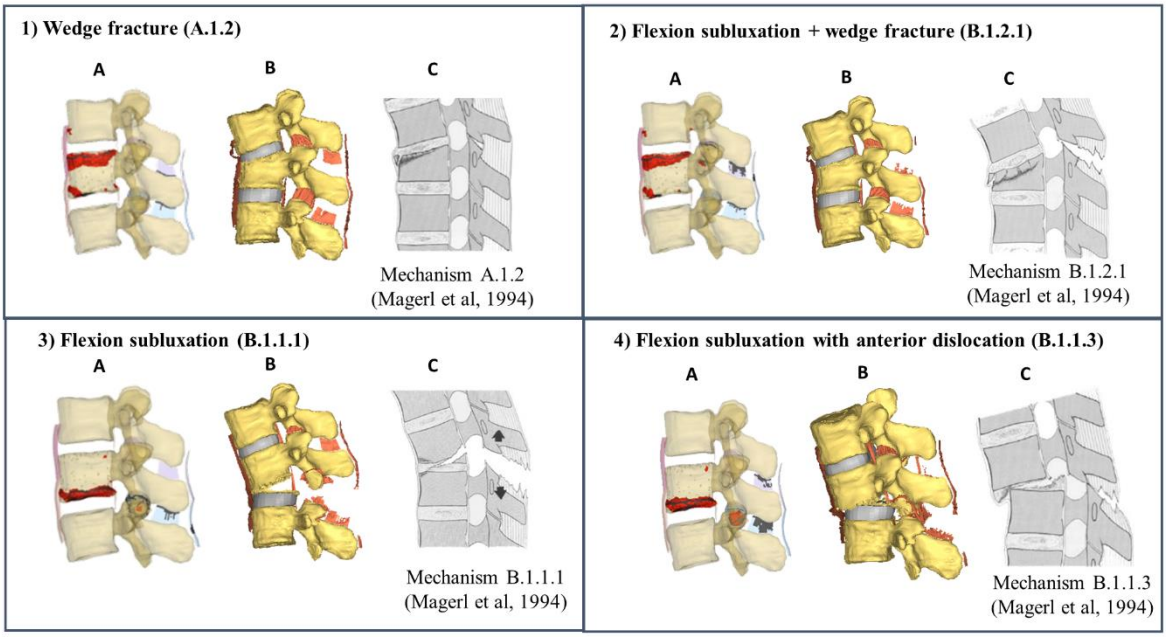


Figure 6-4 : Graphic representation of the four injury patterns observed for the simulated posterior-anterior impact conditions: 1) wedge fracture and 2) flexion subluxation and wedge fracture due to posterior-anterior impact at 2.7 or 5 m/s; 3) flexion-subluxation and 4) flexion-subluxation with anterior dislocation due to posterior-anterior impact at 10 m/s. (A) shows the ruptured cancellous bone elements in red and ligaments in grey using the initial model; (B) shows a representation of the resultant deformed model with the failed cancellous bone and ligaments; (C) corresponding failure mechanism of the AO classification (Magerl et al, 1994).

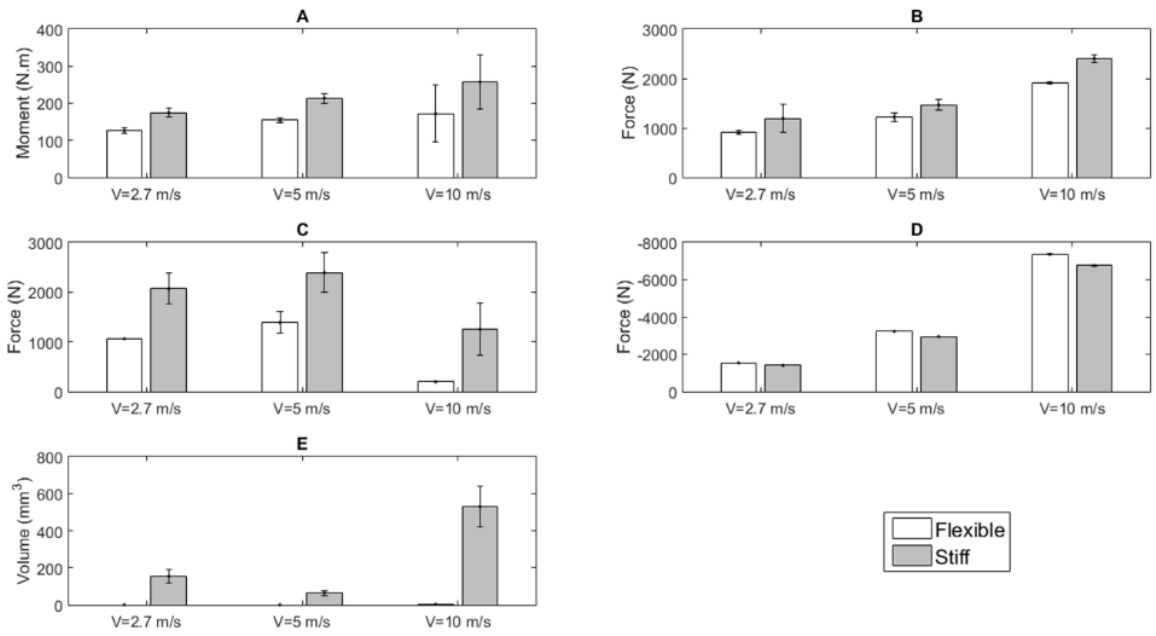


Figure 6-5 : Bar plot comparing the mean (±SD) (for three values of failure strain) kinetic response between the stiffest models (gray bars) and the most flexible ones (white bars) for each of the three tested impact velocities: mean maximal moment (A), shear force (B), compressive force (C) and tensile force (D) on vertebral body and volume of ruptured bone at facet joint (E).

CHAPITRE 7 ARTICLE 2 : BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SPINO-PELVIC POSTURAL CONFIGURATIONS IN SPONDYLOLYSIS SUBJECTED TO VARIOUS SPORT-RELATED DYNAMIC LOADING CONDITIONS

Manon Sterba[1,2,3,4,5] · Pierre-Jean Arnoux[2,4] · Hubert Labelle[5] · William C. Warner[6] · Carl-Éric Aubin[1,3,5]

Manuscript pre-published in European Spine Journal (Juin 2018).

Received: 2 October 2017 / Revised: 13 June 2018 / Accepted: 13 June 2018

© Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2018

1. Polytechnique Montréal
   Department of Mechanical Engineering
   P.O. Box 6079, Downtown Station
   Montreal (Quebec), H3C 3A7, CANADA
2. Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Aix-Marseille Université, IFSTTAR, LBA
   UMR T24, Boulevard Pierre Dramard,
   Marseille Cedex, France
3. iLab-Spine (International Laboratory - Spine Imaging and Biomechanics),
   Montreal, Canada and Marseille, France
4. Sainte-Justine University Hospital Center
   3175, Cote Sainte-Catherine Road
   Montreal (Quebec), H3T 1C5, CANADA
5. Campbell Clinic Orthopaedics
   1400 S Germantown Rd, Germantown, TN 38138, États-Unis

Name and address for correspondence and reprints:

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

Full Professor

NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics & Canada

Research Chair in Orthopedic Engineering

Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), H3C 3A7 CANADA

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

Phone: 1 (514) 340-4711 ext 2836; FAX: 1 (514) 340-5867

Acknowledgement

This study was financially supported by Medtronic and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair program with Medtronic of Canada). Special thanks to Eric Wagnac, Yvan Petit and Léo Fradet who contributed to the development of the SM2S base finite element model used in this study, as part of the iLab-Spine initiative funded by the A*MIDEX Foundation (Aix-Marseille University Initiative of Excellence, n° ANR 11-IDEX-0001-02).

The study was approved by the Institutional review boards of the two participating institutions (CHU Sainte-Justine (Montréal, CANADA) (n°2668) and the Campbell Clinics (Memphis, USA)).

The Manuscript submitted does not contain information about medical device(s)/drug(s).

7.1.1 Abstract

Purpose To study the risks of spondylolysis due to extrinsic loading conditions related to sports activities and intrinsic spino-pelvic postural parameters [pelvic incidence (PI) and sacral slope (SS)].

Methods A comprehensive osseo-disco-ligamentous L4–S1 finite element model was built for three cases with spondylolysis representing three different spino-pelvic angular configurations (SS = 32°, 47°, 59° and PI = 49°, 58°, 72°, respectively). After simulating the standing posture, 16 dynamic loading conditions were computationally tested for each configuration by combining four sport-related loads (compression, sagittal and lateral bending and axial torque). For each simulation, the Von Mises stress, L5–S1 facet contact force and resultant internal loads at the sacral endplate were computed. Significant effects were determined with an ANOVA.

Results The maximal stress and volume of cancellous bone in the pars with stress higher than 75% of the ultimate stress were higher with 900 N simulated compression (2.2 MPa and 145 mm^3) compared to only the body weight (1.36 MPa and 20.9 mm^3) ($p < 0.001$). Combined compression with 10 Nm of flexion and an axial torque of 6 Nm generated the highest stress conditions (up to 2.7 MPa), and L5–S1 facet contact force (up to 430 N). The maximal stress was on average 17% higher for the case with the highest SS compared to the one with lowest SS for the 16 tested conditions ($p = 0.0028$).

Conclusions Combined flexion and axial rotation with compression generated the highest stress conditions related to risks of spondylolysis. The stress conditions intensify in patients with higher PI and SS.

Keywords Biomechanics · Spondylolysis · Pars interarticularis · Lumbar spine · Finite element model · Spino-pelvic angles

7.1.2 Introduction

Spondylolysis is usually a stress fracture of the pars interarticularis of the vertebra. The pars interarticularis is a part of the neural arch that makes the junction between articular facets, the laminae and the pedicles [1]. The incidence of spondylolysis increase with age from 10 to 20 years, suggesting a higher risk for spondylolysis onset in adolescent population [1,2]. 70%-90% of spondylolysis occur at the L5-S1 level [3]. Six to eight percent of the population suffer from spondylolysis [1], but a prevalence of up to 40% percent is found in young athletes [3].

The etiology of spondylolysis is multifactorial, with influence from environmental factors (i.e loading conditions of the lumbar spine and erect posture) and predisposing factors such as the spino-pelvic configuration [1]. Environmental factors are predominant in the development of spondylolysis in young athletes and no prior deformity or injury is suspected in most of the case [4]. However, the sacro-pelvic anatomy and postural configuration may influence the stress generated inside the pars interarticularis and then the risk of spondylolysis [5]. Adolescents with spondylolysis have higher Pelvic Incidence (PI), Sacral Slope (SS), Pelvic Tilt (PT) and Lumbar lordosis (LL) than in the normal population [6]. Roussouly et al. [5] defined two pathomechanisms of spondylolysis depending on the angulation of the PI and SS. A horizontal orientation of the sacrum, which is associated with high PI (>50°) and SS (>40°), may induce higher shear forces in the disc and result in tension in the pars interarticularis. This is referred as a shear mechanism and is the most common suspected etiology. PI and SS are correlated with resulting compressive and shear forces in the disc and at the sacral endplate [7] and are good indicators of the risk of progression of spondylolysis to spondylolisthesis [8]. To explain cases of spondylolysis in patients with low PI and SS, an impingement “nutcracker” mechanism was proposed [5]. Spondylolysis is usually a stress fracture rather than an acute one. In the case of a stress fracture, several repetitions of loads will induce an accumulation of micro damages, leading to a decrease the bone strength and subsequently to the fracture. The amount of micro damages, i.e. the volume of damaged bone, is correlated to the reduction of bone strength and stiffness [9]. Thus, a higher volume of importantly stressed bone and a higher maximal stress may indicate a higher risk of failure.

Internal loading in the lumbar spine was biomechanically studied during sport activities with high prevalence of spondylolysis. Crewe et al. [10] and Zhang et al. [11] conducted experimental movement analyses coupled with numerical inverse dynamic studies in order to define internal

loading conditions within the lumbar spine during bowling movements. Fast bowling produced a high flexion moment combined with a lateral bending moment, a low axial torque and a high axial force due to ground reaction, however the stress in the pars was not studied. Finite element models (FEM) were used to assess the stress distribution in the lumbar pars interarticularis when subjected to functional loads [12,13] such as axial load, representing the upper body weight, combined with flexion, extension, lateral bending or rotation. Axial load combined with extension or rotation generated higher stresses in the pars compared to the other loads [12,13]. Beadon et al. [14] studied pars fracture mechanism in a porcine spine by applying moderate and severe pulses of shear loads. However, the effect of the sacral endplate orientation on the lumbar spine shear forces and its potential implication in spondylolysis was not assessed. Geometric finite element personalization was done using 3D low-dose X-Ray imaging, which is now commonly available in hospitals for pediatric and adolescent population [15] and it enabled to consider the effect of the spinal morphological and postural parameters which were shown to influence the spine biomechanics [16]. On the contrary, data and/or technics needed for material properties and internal loading personalization were rarely available for clinical cases.

It is hypothesized that sport-related movements generate more complex stress conditions, which may be further affected by the intrinsic sacro-pelvic configurations of the sportsperson. It is also hypothesized that the development of spondylolysis is more likely due to a shear mechanism linked with high PI and SS. The objective of this study was to numerically assess the influence of sacro-pelvic configurations of healthy adolescents on the stress in the pars under various dynamic sport-related combined loads.

7.1.3 Materiels and methods

7.1.3.1 Finite element model

A detailed FEM of the L4-S1 segment based on a previously developed and validated lumbar FEM (SM2S) [17,18] was built up for this study. The selected model already was developed to study the biomechanics of spondylolisthesis [18], and is here summarized. L4, L5 and the sacrum were modeled with a fine mesh (0.5 – 2.5 mm elements) of cancellous bone enveloped by a layer of cortical bone with a local thickness taken from [17], both with isotropic homogeneous elasto-plastic (Johnson-Cook) material properties [17]. The mesh of the L4-S1 model contained 56,341 nodes

and 257,349 elements, with length varying from 0.5 to 2.5 mm in the pars region. The selection of bone mechanical properties and a study of the mesh convergence are described in more detail in Wagnac et al (2012) [17]. The intervertebral discs were divided in two parts to represent the annulus fibrosus (AF) and nucleus pulposus, both modeled by a hyper-elastic law based on a first order Mooney-Rivlin formulation. The collagen fibers were modeled as non-linear springs for each of the six layers of AF [17]. The six major ligaments (ALL, PLL, LF, JC, ISL, SSL) were represented using geometric data taken from a cadaveric [19] study with anisotropic homogeneous material properties governed by a nonlinear elastic law (Table 7-1) allowing to model the fiber orientation and the toe region (initial low-stiff behavior of the ligaments) to properly represent the physiologic motion of the spine. A convergence study for the discs and ligaments was conducted to ensure the stability of the solutions. The zygapophyseal facet joints were modeled with frictionless contact interfaces. Ligament and disc properties were calibrated using in vitro data of L4-L5 segments subjected to pure moments [20]. Range of motion (ROM) resulting from pure moment up to 10 Nm in each direction were measured for the intact model and then after removing each ligament (stepwise reduction). The intact calibrated model was then verified with experimental ROM obtained under quasi-static pure moments [20]. To account for the effect of dynamic loading rate on spine flexibility, we divided the toe-region length by 2 to increase the global segment stiffness. The geometry of this L4-S1 FEM was then personalized to represent three patient-specific FEM with various spino-pelvic configurations (cf. next section).

7.1.3.2 Patient-specific spino-pelvic models

The study was approved by the Institutional review boards of the two participating institutions (CHU Sainte-Justine (Montréal, CANADA) (n°2668) and the Campbell Clinics (Memphis, USA)). Three female adolescents with uni- or bi-lateral spondylolsysis due to sport activities were selected from a retrospective database. They were selected to represent different spino-pelvic severity configurations according to their SS, PI and LL angles (Table 7-2). Smaller angles were associated with a more vertical sacrum and a smaller lordosis whereas greater angles were associated with a steeper sacral slope and a corresponding more important lordosis.

For each case, a 3D reconstruction of the spine was obtained from postero-anterior and lateral radiographs (EOS imaging, France) using a 3D reconstruction software [15]. The 3D coordinates of eleven anatomical landmarks per vertebra and five for the sacrum were attributed to the

corresponding nodes on the generic FEM. Given these new coordinates, the whole segment was morphed using a dual free form kriging technic to correspond to the patient-specific geometry [21] (Figure 7-1). For each FEM, a patient-specific coordinate system was defined. The X-axis was pointing anteriorly, the Y-axis was medio-laterally to the left, while the Z-axis was ascending along the vector joining the center of L4 vertebral body and the center of S1 endplate. These specific systems were used to apply the loading scenarios tested in this study.

7.1.3.3 Loading conditions

For each configurations, a reference simulation was first done in the standing posture with a force of 300N with a direction following the spine axis, i.e. the z-axis of each patient-specific coordinate system, to simulate the upper body weight (UBW). Then, 16 combinations of five dynamic functional loads representative of different sport activities (Table 7-3) were additionally simulated using a full factorial mixed 2 and 3 level design of experiments: vertical downward (compression) force (VF) (as could be experienced during weightlifting), sagittal and lateral moments and axial torque. The vertical downward force was applied along the Z-axis of the global system to consider the effect of the sacral slope for each configuration. In all instances, the moments and forces were applied at L4 while the endplate of the sacrum was fixed in space. The functional loads were applied in 40ms with a dynamic relaxation method to suppress the computational-related non-physiological oscillations of the model. The 48 simulations (16 simulations for each of the three subject-specific models) were done with the explicit solver RADIOSS v14 (Altair Engineering Inc, Troy, MI). The resultant forces and moments obtained with the loading conditions were compared to the ones obtained in multi-body studies focussing on sport-related movements [10,11,22].

For each simulation, the sagittal, lateral and axial range of motion (ROM) of the L4-S1 segment, internal resulting forces and moments at the sacral endplate, the zygapophyseal contact forces, the Von Mises stress distribution and maximum value in the pars were computed. The volume of cancellous bone where stress level was greater than 75% of the ultimate stress (V75%, in mm^3), which represents the volume of bone at risk to present microdamages, were computed.

7.1.3.4 Statistical analysis

An ANOVA was used to analyze the individual and combined effects of the sacro-pelvic configuration and functional loads. Correlations (Spearman test) between V75% in the pars and

facet contact force and the resultant internal loads at the sacral endplate were investigated. Considering the deterministic nature of the finite element model, an alpha acceptance of less than 0.01 was chosen for significance. All analyses were done using Statistica, v10 software (Statsoft, Tulsa, OK).

7.1.4 Results

The flexion-extension ROM of the L4-L5 calibrated model was within the experimental range [20]. Stresses were concentrated at the pars and articular facets within the posterior elements of L5, which corresponded to the location of the fracture for each of the three configurations (Figure 7-2). The stress in the cancellous bone of the pars ranged between 0 to 2.66 MPa for the three configurations. The maximal flexion-extension range of motion was 27.1°, 24.6° and 29.8° for P1, P2 and P3 respectively.

The compression load added to the upper body weight lead to higher AP shear forces, facet contact forces, maximal stress and v75% (643.3 N, 344.6 N, 2.2 MPa and 145 mm^3 respectively) compared to the mean value for the unloaded spine (only the upper body weight) (75.4 N, 27.8 N, 1.36 MPa and 20.9 mm^3 respectively) ($p<0.001$) and was the most influential factor. Figure 7-3 presents different stress conditions according to the level of compressive load (reference vs. reference + 900 N).

The simulated flexion of 10 Nm alone resulted in the lowest value of maximal stress and V75%, as compared to the other simulated combined loads (Table 7-4). The interaction between the applied compression and the sagittal moment had a significant effect on V75% and maximal stress ($p<0.001$). Maximal V75% was found for a combination of compression (900 N), flexion (10 Nm) and axial torque (6 Nm) with or without lateral bending (8 Nm) for the three configurations. Mean (n=4) resultant normal and antero-posterior (AP) shear forces and sagittal moment at the sacral endplate and stress conditions (maximal stress and V75%) for each configurations are presented in Table 7-4.

AP shear forces, facet contact forces, maximal stress and V75% (Figure 7-4) were statistically higher in the configuration with the highest SS. The maximal V75% were 194.2 , 241.1 and 482.2 which represent 6.8%, 7.1% and 19.3% of the volume of the pars for P1, P2 and P3 respectively.

Statistically significant positive correlations were found between V75% and maximal L5-S1 facet contact forces (ρ=0.71), the antero-posterior shear forces (ρ =0.73) and the resultant normal forces (ρ =0.58). Significant correlations were also found between the maximal Von Mises stress in the pars and the maximal L5-S1 facet contact forces (ρ =0.72), the antero-posterior shear forces (ρ =0.78) and the resultant normal forces (ρ =0.55).

7.1.5 Discussion

The comprehensive modeling approach developed in this study enabled to assess the biomechanical role of the PI and SS and dynamic combined loading conditions. The stress analysis focussed on the pars region of an intact L5 vertebra because spondylolysis happen in this part of the vertebra and often in healthy young athletes. Considering that the spondylolysis is more likely to happen after a large number of movement repetitions, bone failure was not explicitly modeled and stress analysis was done after one simulated movement. It distinguishes from previous attempts to assess spondylolysis using geometrical parameters, and previous FEM studies that focused on the effect of isolated quasi-static bending moment on generic lumbo-sacral geometry. In particular, we found that the dynamic compression load, which can be associated to weight-lifting, was the most influential factor on the internal loads and stress conditions within the pars, with 8.5, 12.4, 1.6, 13.2 times additional shear forces, facet contact forces, mean maximal stress and V75% respectively compared to the simulated reference standing posture. The effect of dynamic compression was enhanced when combined with a flexion moment. Compressive force of 900 N combined with 10 Nm of flexion and axial torque with or without lateral bending as it could be experienced in sports such as cricket [11] during the bowling phase generated the highest stresses within the pars [for the three configurations] suggesting a critical effect of a high numbers of repetition of this exercise during training.

Knowledge of the internal spinal loads and spinal muscles forces even for basic tasks remain limited due to the complexity of the musculo-spinal system [23]. In standing posture, stability of the spine depends on the active (muscle) and passive (ligaments, disc and facets) spinal components. In the absence of active components, superimposition of pure moment and compressive load along the spinal axis in lumbar FEM were shown to give realistic results regarding intervertebral rotation, intradiscal pressure and facet joint force in standing posture [24]. In dynamic activities, the magnitude of muscular force depends on subject parameters and

movement direction. However, internal force magnitudes for specific cases were not yet available. In this study, the same magnitude of compressive preload in the principal spinal axis direction was applied for each configuration. This generated low reaction shear force and moment while setting the segment in a preloaded state (initial disc compression and ligament pre-strain), before the application of the dynamic loads, which were the main focus of this study. The design of experiments study enabled to compare the individual and relative effects of functional movements and loads (compression, bending) and of the spino-pelvic parameters, which is one of the strengths of computational studies. We choose a reference value for compression high enough to be able to study the effect of the load on the pars. The axial force of 900 N represented the dynamic increase in internal loads at L4 due to external forces and internal muscle contraction. Contraction of muscles, which were not explicitly represented in the FEM, increase internal loads thus the results must be interpreted regarding the resulting forces and moments. The resultant forces and moments obtained with the 16 loading conditions were then compared to values obtained with sport movement multi-body analysis [10,11,22]. The simulated loading conditions at the sacral endplate for a 50 kg hypothetical case were up to 21.5 N/Kg for the compression load and 15.5 N/kg for shear forces, which is within the range of axial forces [20 N/Kg – 69 N/kg] and shear forces [3 N/kg -20 N/kg] for different volleyball specific movements [22]. The peak flexion moments (0.15 – 0.88 Nm/Kg) are in the same order than reported data for fast bowling in cricket (0.33 ±0.08 Nm/Kg) [11]. Both sports are suspected to be at high risk of spondylolysis [11,25].

Extension generated higher stress in the pars as compared to same level of flexion, as found in other finite element studies [12,13]. The simulated compressive load by itself generated a flexion moment which was subsequently increased or decreased by adding the simulated combined flexion or extension respectively. Thus, maximal flexion moment was 3.8 times higher than the maximal moment of extension and generated higher stress in the pars.

Patients with three sacro-pelvic configurations were selected to capture a wide range of cases, and computationally compare, in a relative manner, the effects of various combinations of functional loads, enabling to represent by interpolation many possible situations. As expected, the computed shear forces increased with the applied compression, as well as with the angulation of the SS and PI. The increase in shear forces was associated with an increase of facet contact forces and both were significantly correlated with V75%. Our results on facet contact forces concurred with studies that suggested their possible role in spondylolysis pathomechanisms, which may vary according to

their orientation and tropism [26]. Our results suggest that the shear forces at the lumbo-sacral junction lead to higher facet contact forces which participate to generate higher stress in the pars.

As in any computational study, there are a few limitations which have to be considered when interpreting the results of this work. The 5 loading conditions and their combinations do not represent all possible loading conditions experienced in the various sports but they provide insights into comparative influence of each functional loads and potential effect of combination. This may limit the generalizability of the study, but not the value of the model, which could easily be adapted to test other conditions. It could be interesting to assess different loading magnitudes but more information is needed concerning the relation between sport movements and internal loads to enable specific conclusion. Three patients were chosen for this study and the personalization focused on the sacro-pelvic configurations of each subject. This enabled to isolate the effect of the sacro-pelvic configurations from other morphological potential effect that would be non-relevant in a clinical point of view. Finally, cyclic analyses were outside the scope of this study, but one could hypothesize that loading conditions that generate the highest stress conditions are more prone to lead to micro damages of the bone and thus to stress fracture after several repetitions.

7.1.6 Conclusion

This study and the developed tools enabled a better understanding of spondylolysis pathomechanisms in dynamic loading conditions. It could help define safe training guidelines for young athletes, for instance by limiting the compression forces in weightlifting, particularly if combined with flexion movement, and the loading intensity of combined motions. The stresses were accentuated with the angulation of SS and PI and were correlated with the maximal force at the facet joint and antero-posterior shear force at the sacral endplate, which support that spondylolysis is more likely due to a shear mechanism.

REFERENCES

1. Leone A, Cianfoni A, Cerase A, Magarelli N, Bonomo L (2011) Lumbar spondylolysis: a review. Skeletal Radiol 40 (6):683-700. doi:10.1007/s00256-010-0942-0

2. Brooks BK, Southam SL, Mlady GW, Logan J, Rosett M (2010) Lumbar spine spondylolysis in the adult population: using computed tomography to evaluate the possibility of adult onset lumbar spondylosis as a cause of back pain. Skeletal Radiol 39 (7):669-673

3. Sakai T, Sairyo K, Suzue N, Kosaka H, Yasui N (2010) Incidence and etiology of lumbar spondylolysis: review of the literature. J Orthop Sci 15 (3):281-288. doi:10.1007/s00776-010-1454-4

4. Mac-Thiong JM (2008) Morphologie sacro-pelvienne et équilibre spino-pelvien sagittal dans le spondylolisthésis lombosacré pédiatrique : développement d'un modèle postural. Université de Montréal, Montreal

5. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Labelle H, Weidenbaum M (2006) Sagittal alignment of the spine and pelvis in the presence of L5-s1 isthmic lysis and low-grade spondylolisthesis. Spine 31 (21):2484-2490. doi:10.1097/01.brs.0000239155.37261.69

6. Labelle H, Roussouly P, Berthonnaud É, Transfeldt E, O'Brien M, Chopin D, Hresko T, Dimnet J (2004) Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance: a correlation study. Spine 29 (18):2049-2054

7. Sevrain A, Aubin CE, Gharbi H, Wang X, Labelle H (2012) Biomechanical evaluation of predictive parameters of progression in adolescent isthmic spondylolisthesis: a computer modeling and simulation study. Scoliosis 7 (1):2. doi:10.1186/1748-7161-7-2

8. Labelle H, Mac-Thiong JM, Roussouly P (2011) Spino-pelvic sagittal balance of spondylolisthesis: a review and classification. European Spine Journal 20 (5):641-646

9. Hernandez CJ, Lambers FM, Widjaja J, Chapa C, Rimnac CM (2014) Quantitative relationships between microdamage and cancellous bone strength and stiffness. Bone 66:205-213. doi:10.1016/j.bone.2014.05.023

10. Crewe H, Campbell A, Elliott B, Alderson J (2013) Lumbo-pelvic loading during fast bowling in adolescent cricketers: The influence of bowling speed and technique. Journal of Sports Sciences 31 (10):1082-1090

11. Zhang Y, Ma Y, Liu G (2016) Lumbar spinal loading during bowling in cricket: a kinetic analysis using a musculoskeletal modelling approach. Journal of Sports Sciences 34 (11):1030-1035

12. Chosa E, Totoribe K, Tajima N (2004) A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method. J Orthop Res 22 (1):158-163. doi:10.1016/s0736-0266(03)00160-8

13. Terai T, Sairyo K, Goel VK, Ebraheim N, Biyani A, Faizan A, Sakai T, Yasui N (2010) Spondylolysis originates in the ventral aspect of the pars interarticularis: a clinical and biomechanical study. J Bone Joint Surg Br 92-B (8):1123-1127. doi:10.1302/0301-620x.92b8.22883

14. Beadon K, Johnston JD, Siggers K, Itshayek E, Cripton PA (2008) A Repeatable Ex Vivo Model of Spondylolysis and Spondylolisthesis. Spine 33 (22):2387-2393. doi:10.1097/BRS.0b013e318184e775

15. Humbert L, De Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W (2009) 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. Med Eng Phys 31 (6):681-687

16. Zander T, Dreischarf M, Timm AK, Baumann WW, Schmidt H (2017) Impact of material and morphological parameters on the mechanical response of the lumbar spine–A finite element sensitivity study. Journal of biomechanics 53:185-190

17. Wagnac E, Arnoux PJ, Garo A, Aubin CE (2012) Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. Medical & biological engineering & computing 50 (9):903-915

18. Wang W, Aubin CE, Cahill P, Baran G, Arnoux PJ, Parent S, Labelle H (2016) Biomechanics of high-grade spondylolisthesis with and without reduction. Medical & biological engineering & computing 54 (4):619-628

19. Pintar FA, Yoganandan N, Myers T, Elhagediab A, Sances A (1992) Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. Journal of biomechanics 25 (11):1351-1356

20. Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, Claes L, Wilke HJ (2007) Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. Journal of biomechanics 40 (2):271-280. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.01.007

21. Henao J, Aubin CE, Labelle H, Arnoux PJ (2016) Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering 19 (8):901-910. doi:10.1080/10255842.2015.1075010

22. Funken J, Heinrich B, Heinrich K, Felker K, Fett D, Platen P, Brüggemann G-P Estimatin lumbar spine loading during volleyball specific movements using 3D modeling. In: ISBS-Conference Proceedings Archive, 2016.

23. Zander T, Dreischarf M, Schmidt H, Bergmann G, Rohlmann A (2015) Spinal loads as influenced by external loads: a combined in vivo and in silico investigation. Journal of biomechanics 48 (4):578-584

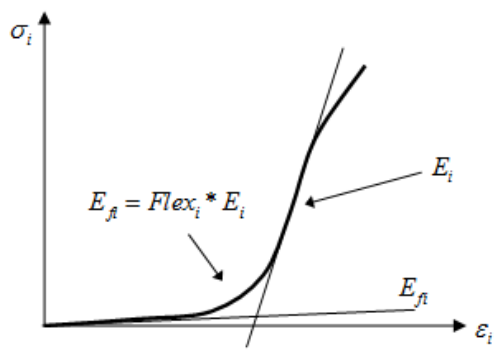
24. Rohlmann A, Zander T, Rao M, Bergmann G (2009) Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. Journal of biomechanics 42 (10):1520-1526

25. Külling FA, Florianz H, Reepschläger B, Gasser J, Jost B, Lajtai G (2014) High prevalence of disc degeneration and spondylolysis in the lumbar spine of professional beach volleyball players. Orthopaedic journal of sports medicine 2 (4):2325967114528862

26. Masharawi Y, Rothschild B, Salame K, Dar G, Peleg S, Hershkovitz I (2005) Facet Tropism and Interfacet Shape in the Thoracolumbar Vertebrae: Characterization and Biomechanical Interpretation. Spine 30 (11):E281-E292. doi:10.1097/01.brs.0000164098.00201.8d

7.1.7 Tables

Table 7-1 : Material property parameters for ligaments (E1 and E2: Young modulus in principal and transverse direction of the collagen fibers; S1: Strain at the end of the initial low stiffness toe region (initial low-stiff behavior of the ligaments); FLEX1: coefficient used to obtain the slope in the toe region; Gt : Transverse shear modulus



$$\sigma_{ii} = E_i \varepsilon_{ii} \quad (i = 1, 2)$$

With $E_{i=}$ E_{fli} when $\varepsilon_{ii} < \varepsilon_{trii}$

	E1 (MPa)	S1	FLEX1	E2 (MPa)	Gt (MPa)
ALL	40	0.01	0.01	4	4
PLL	50	0.4	0.01	5	5
LF	5	0.25	0.01	0.5	0.5
ISL	5	0.25	0.01	0.5	0.5
SSL	20	0.25	0.01	2	2
JC	5	0.5	0.01	0.5	0.5

Table 7-2 : Patient's clinical characteristics

	Age (years)	Qualifier of the spino-pelvic angles	Sacral slope (SS)	Pelvic incidence (PI)	Lumbar lordosis (LL)
P1	17.8	Smaller	32°	49°	42°
P2	14.6	Intermediate	47°	58°	58°
P3	15.8	Higher	59°	72°	71°

Table 7-3 : Combinations of loads for each simulation

Simulation	UBW (N)	Vertical force (N)	Extension (Nm)	Flexion (Nm)	Lateral bending (Nm)	Axial torque (Nm)
Reference	300	-	-	-	-	-
1	300	-	10	-	-	-
2	300	-	10	-	-	6
3	300	-	10	-	8	-
4	300	-	10	-	8	6
5	300	-	-	10	-	-
6	300	-	-	10	-	6
7	300	-	-	10	8	-
8	300	-	-	10	8	6
9	300	900	10	-	-	-
10	300	900	10	-	-	6
11	300	900	10	-	8	-
12	300	900	10	-	8	6
13	300	900	-	10	-	-
14	300	900	-	10	-	6
15	300	900	-	10	8	-
16	300	900	-	10	8	6

Table 7-4 : Mean (n=4) resultant forces and sagittal moment at the sacral endplate, maximal stress and V75% in the pars for each case

	Resultant Sagittal Moment (Nm)	Cases	AP shear force (N)	Normal force (N)	Max stress (MPa)	V75% (mm^3)
Extension	-7.3	P1	59.5	-371.8	1.36	15.8
	-8.5	P2	121.5	-331.4	1.89	20.2
	-9.0	P3	117.1	-312.8	1.87	30.4
Flexion	11.3	P1	11.8	-371.8	1.01	0.0
	11.0	P2	77.2	-331.4	0.93	0.0
	10.6	P3	65.4	-312.8	1.09	0.0
	17.4	P1	483.3	-1074.4	1.92	31.7
	19.3	P2	730.3	-913.9	1.99	15.4
	23.1	P3	796.2	-763.7	2.26	88.1
	41.9	P1	424.3	-1068.6	2.20	147.7
	43.6	P2	675.5	-922.3	2.23	191.1
	44.9	P3	773.3	-772.2	2.54	395.7

7.1.8 Figures

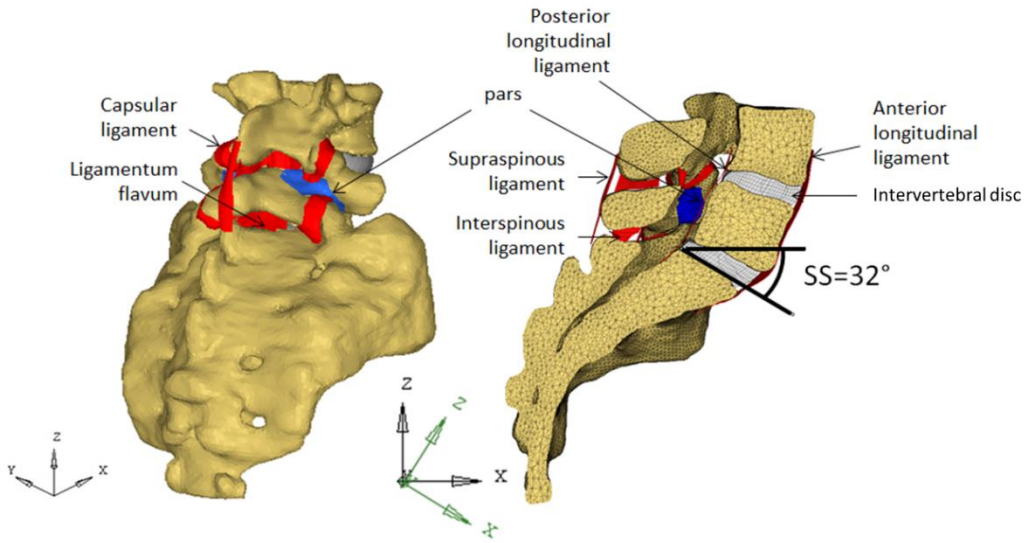


Figure 7-1 : Patient-specific finite element model (SS=32°) with the pars region in blue, ligaments in red and discs in gray. Global and patient-specific system are represented in black and green respectively

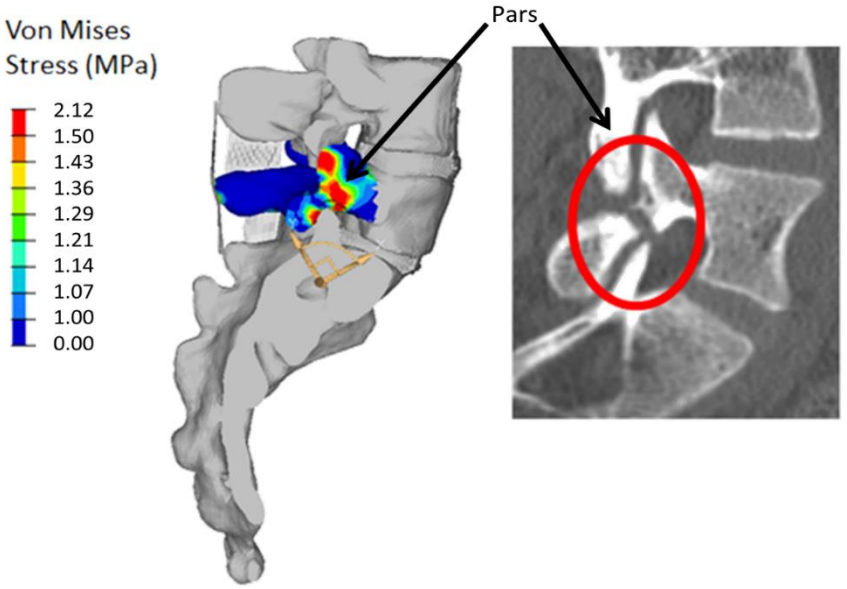


Figure 7-2 : Comparison of the stress distribution under compressive load combined with flexion, axial rotation and lateral bending (simulation # 16) and the fracture pattern

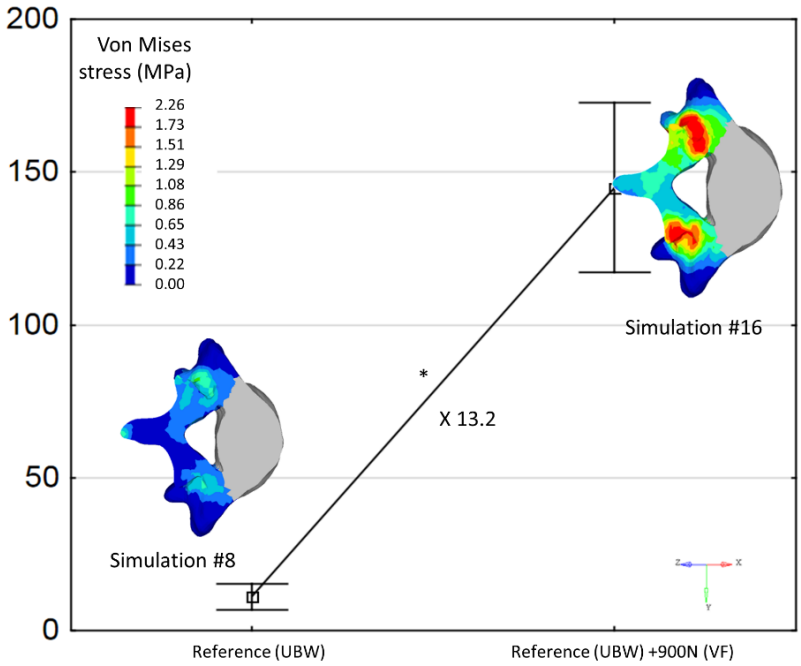


Figure 7-3 : Mean (±SE) volume of bone with stress higher than 75% of the ultimate bone stress (V75%) for all movements simulated in the reference (Upper Body Weight only) (n=24) and with compressive load of 900N added to the reference (n=24). Inferior view of the L5 vertebra with Von Mises stress contour for combinations of flexion, axial rotation and lateral inflexion without (simulation #8) or with compressive force of 900N (simulation #16) respectively (*p<0.01)

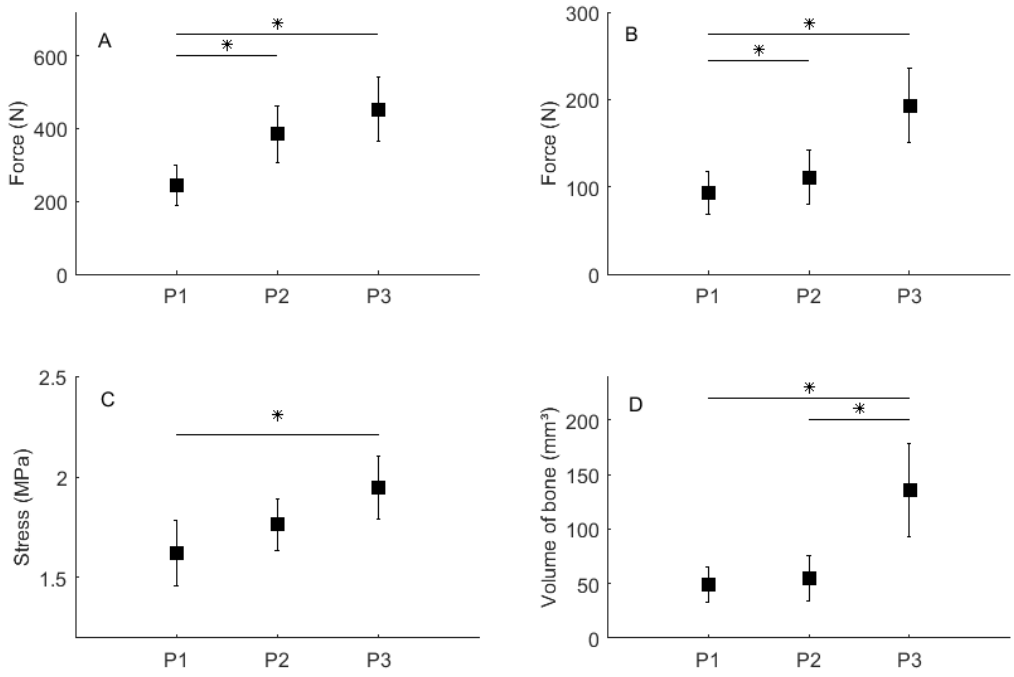


Figure 7-4 : Mean (±SE) AP shear force (A), maximal facet force contact (B), maximal stress in the pars (C) and V75% (D) for each configuration. (*p<0.01) for Tukey post-hoc test

CHAPITRE 8 EFFETS DES PROPRIÉTÉS LIGAMENTAIRES SUR L'ÉTAT DE CONTRAINTES DANS LE PARS : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

8.1.1 Mise en contexte

Cette étude vise à étudier l'effet des propriétés mécaniques des ligaments sur l'état de contraintes dans le pars. Les conditions de chargement identifiées comme à étant à risque dans l'étude précédente ont été reproduites sur un modèle personnalisé en faisant varier les propriétés des ligaments. Un plan d'expériences à deux facteurs à trois modalités a été utilisé pour générer 9 jeux de propriétés. Les valeurs de module d'Young (E) et de déformation à la fin de la zone neutre (ε_{TR}) obtenues lors de la calibration du modèle ont été utilisées comme modalités intermédiaires. Les modalités maximales et minimales ont ensuite été obtenues en faisant varier ses valeurs de plus ou moins 50 %.

Pour chaque modèle, la réponse cinématique (ROM total, incluant la rotation intervertébrale des niveaux L4-L5 et L5-S1) et cinétique (forces en cisaillement et moment de flexion maximal), la distribution des contraintes dans les éléments postérieurs, les valeurs maximales de contraintes dans l'os cortical, dans l'os spongieux, le volume d'os spongieux dont la contrainte est supérieure à 75% ainsi que les forces de contact aux facettes maximales ont été mesurés.

8.1.2 Résultats

Les deux modèles ayant les ligaments les plus flexibles (ε_{TR} =1 ou 0 et E=-1) n'ont pas été considérés dans l'analyse car ces combinaisons résultaient en des déformations non physiologiques.

Le ROM était compris entre 16.6° et 27°. Les contraintes maximales étaient comprises entre 1.9 MPa et 2.4 MPa et 60 MPa et 62 MPa pour l'os spongieux et l'os cortical du pars respectivement. Les contraintes maximales dans l'os spongieux ont étés observées dans le pars droit. Le volume d'os ayant une contrainte supérieure à 75% de la contrainte à la rupture était compris entre 107 mm^3 et 380 mm^3 (Figure 8-1 et Figure 8-2).

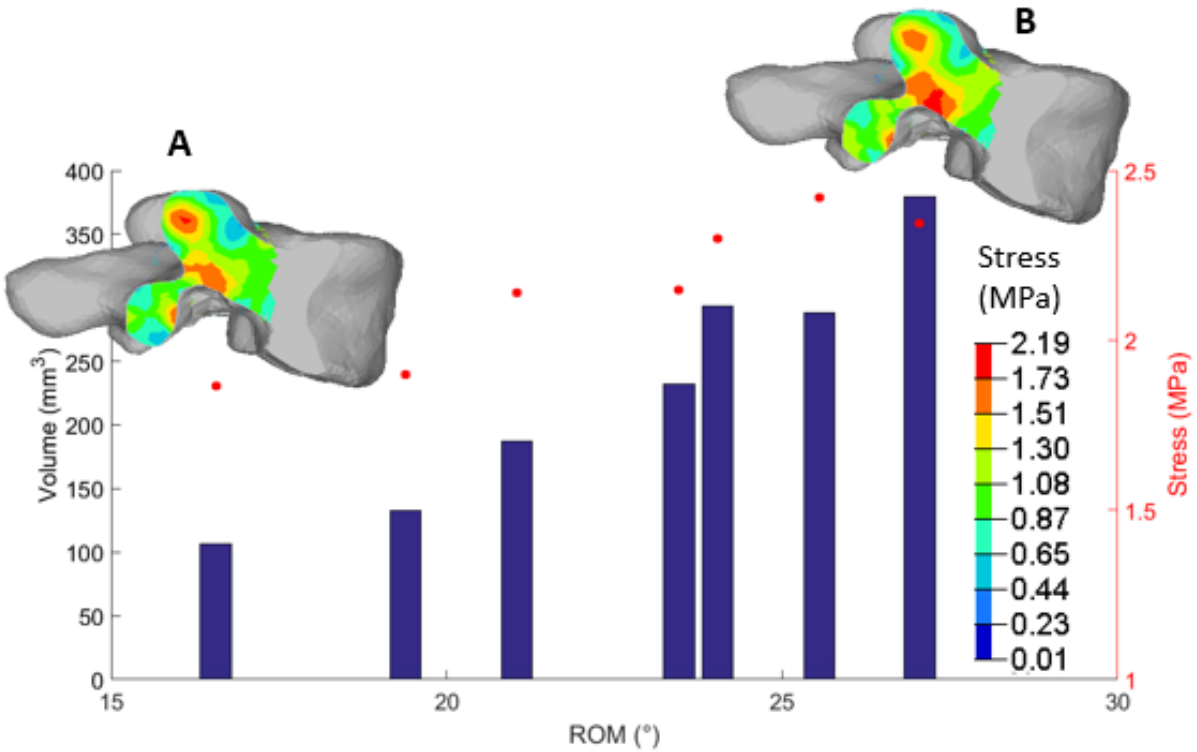


Figure 8-1 : Evaluation de l'état de contraintes dans le pars en fonction de la flexibilité du modèle. L'histogramme présente le volume d'os ayant une contrainte supérieure à 75% de la contrainte à la rupture et les valeurs de contraintes maximales observées dans l'os spongieux sont indiquées en rouge. Les champs de contrainte dans la section sagittale du pars droit sont présentés pour les modèles le plus rigide (A) et pour le modèle le plus flexible (B).

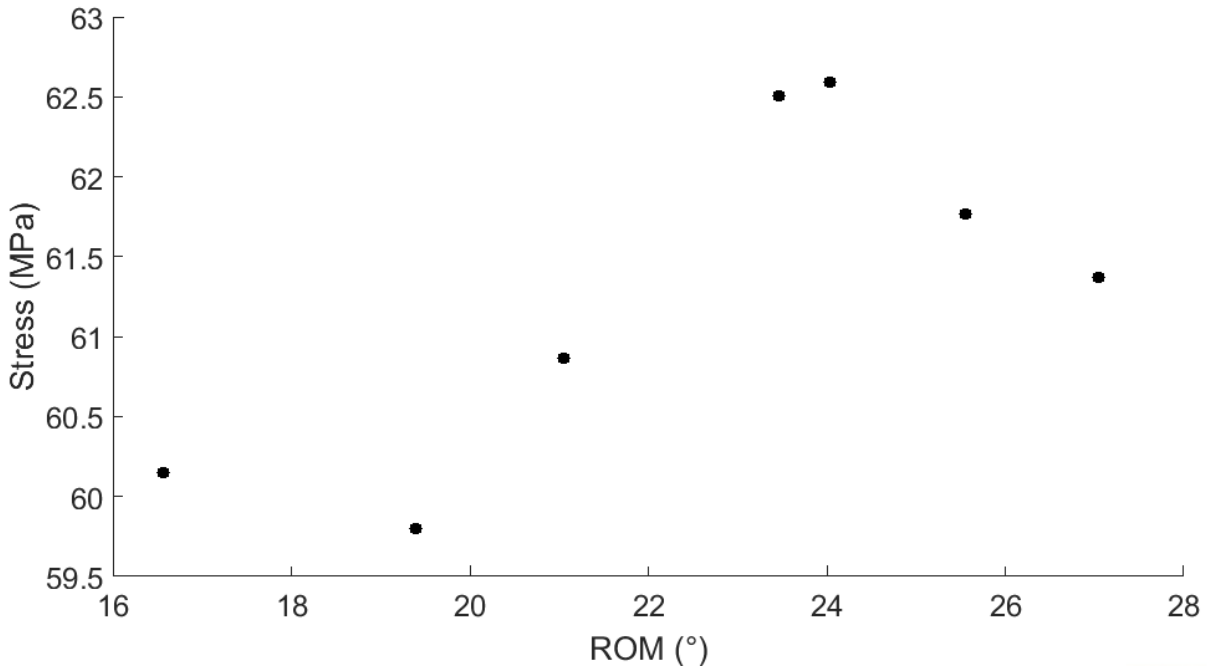


Figure 8-2 : Contrainte maximale dans l'os cortical du pars en fonction du ROM

Dans le pars droit, les force noramles et tangentes à la section transverse augmentaient linéairement avec le ROM (Figure 8-3).

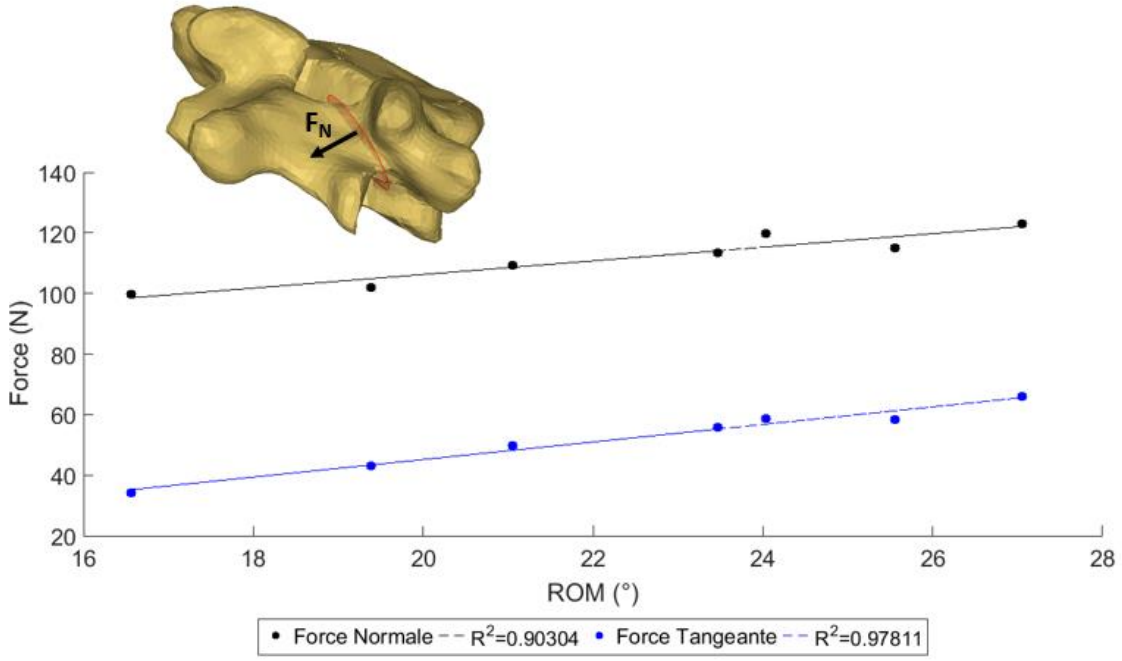


Figure 8-3 : Force mesurée sur la section transverse du pars droit.

Les forces de contact aux facettes étaient plus élevées pour les deux modèles les plus flexibles (ROM > 25°) comparativement aux modèles permettant un ROM ≤ 24° (Figure 8-4).

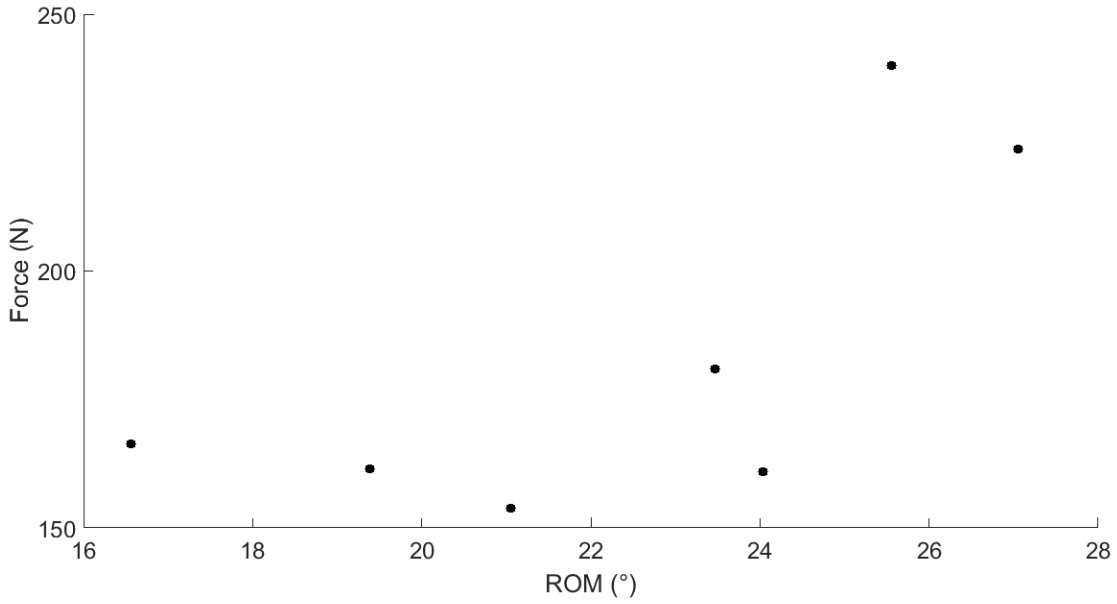


Figure 8-4 : Force de contact aux facettes maximales (N) en fonction du ROM (°) pour chaque modèle

8.1.3 Interprétation des résultats

Les propriétés des ligaments influencent le ROM. Dans les conditions testées, une augmentation de 50% du module d'Young diminue le ROM en moyenne de 12% tandis qu'une diminution de la déformation à la fin de la zone de 50% par rapport aux valeurs calibrées diminue le ROM de 19%.

Les contraintes maximales dans l'os cortical sont peu influencées par la flexibilité du modèle (%variation < 5%). En revanche, les mesures de contraintes maximales dans l'os spongieux, de V75% et des forces de contact aux facettes maximales augmentent respectivement de 26%, 256% et de 46% dans le modèle le plus flexible (ROM=27.1°) comparativement au modèle le plus rigide (ROM=16.6°). Les forces dans la section du pars droit, côté présentant les contraintes maximales dans l'os spongieux, augmentent linéairement avec le ROM.

8.1.4 Discussion

Pour des conditions de chargement identiques, l'augmentation de la flexibilité du rachis, ici contrôlée par les propriétés des ligaments, génèrent une augmentation de l'état de contraintes dans le pars. En augmentant la flexibilité, le partage de charge est modifié. Les élements postérieurs osseux, pars et facettes, peuvent alors être soumis à des efforts plus élévés. A l'inverse, Kiapour et al. trouvent des contraintes plus élevées dans l'os cortical du pars en augmentant la rigidité du modèle (disque et ligament) (Kiapour, 2016). Contrairement à notre étude, les conditions aux limites sont ajustées pour obtenir le même ROM quel que soit la flexibilié du modèle. Le moment appliqué pour reproduire la même flexion est alors cinq fois plus élevé pour le modèle rigide que pour le modèle flexible expliquant les contraintes plus élevées dans le modèle rigide.

CHAPITRE 9 DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce travail de recherche avait pour objectif d'améliorer la compréhension de l'effet de facteurs extrinsèques et intrinsèques sur les risques de blessures du rachis lombaire en condition dynamique.

Le volet expérimental a permis de caractériser le comportement des ligaments à la rupture.

Le volet numérique s'est intéressé à l'évaluation des risques de blessures du rachis lombaire en conditions traumatiques et sportives.

Ce chapitre vise à discuter les résultats et les choix méthodologiques des différentes études. Celui-ci vise notamment l'établissement de recommandations :

- scientifiques pour le développement et l'exploitation des techniques expérimentales et numériques à l'étude lésionnelle du rachis ;
- cliniques pour la prévention et prise en charge des blessures du rachis lombaire.

9.1 Discussion et interprétation des résultats

9.1.1 Caractérisation expérimentale

Différentes réponses mécaniques ont été observées lors des premiers essais reflétant, une grande variabilité du comportement des ligaments pour des petites déformations (<15%).

En condition dynamique, la présence de becs ostéophytiques antérieurs modifiait les propriétés à la rupture, la raideur et le patron de rupture du ligament longitudinal antérieur. Les courbes identifiées pour les ligaments longitudinaux postérieurs présentaient toutes le même profil avec une zone neutre, suivie d'une région linéaire puis d'un pic unique de force. A l'inverse, les courbes obtenues pour les ligaments longitudinaux antérieurs et ligaments jaunes ne présentaient pas toutes de zones neutres et pouvaient présenter plusieurs pics de forces.

Les ligaments longitudinaux ont une raideur plus élevée que le ligament jaune et les ligaments inter et supra-épineux. L'augmentation du taux de déformation augmente la raideur des ligaments lombaires.

Une majorité de délaminations a été observée pour les ligaments postérieurs, supposant une fragilité de l'enthèse, comparativement au tissu ligamentaire lui-même. Des cas de délamination et

d'avulsion ont également été observés pour les ligaments longitudinaux antérieurs. Des types de rupture similaires ont été relatés dans les études de Bass et al. (2007) et Iwaskwy et al. (2012).

9.1.2 Pathomécanismes en conditions traumatiques

La deuxième étude était basée sur la construction d'un plan d'expériences permettant de tester les valeurs extrêmes, hautes et basses, des propriétés mécaniques des ligaments identifiées dans la littérature.

Pour tenir compte de l'effet indépendant du taux de chargement et de la variabilité des propriétés des ligaments sur la distribution et l'amplitude des efforts et sur les pathomécanismes de blessures, ceux-ci ont été traités comme des paramètres distincts. Cela a permis de mettre en évidence deux mécanismes de blessures différents. Pour des vitesses d'impact faibles et intermédiaires, générant une combinaison de flexion et cisaillement antérieur dans le rachis, le mécanisme dominant est une compression de la colonne antérieure. Cette compression donne lieu à une « wedge fracture », qui, en fonction des propriétés mécaniques des ligaments, peut donner lieu à une rupture complète du PLC. Pour une vitesse d'impact élevée, la rupture du PLC et de la colonne postérieure est le mécanisme d'initiation de la fracture qui se propage ensuite à la colonne antérieure. Dans ces conditions, la rupture complète du PLC et les dislocations, indicateurs de perte de stabilité et de nécessité de recours à la chirurgie, sont fréquentes.

Ces résultats mettent en lumière l'influence de la vitesse d'impact sur le mécanisme de blessures. De plus, nos résultats confirment le risque de rupture du PLC, même dans un mécanisme de compression, blessure de type A. Cela appuit la nécessité d'évaluer l'intégrité du PLC même lors d'un diagnostic de fracture en compression (Vaccaro et al., 2016). Pour ce mécanisme, les déformations maximales et les contraintes maximales (associées aux risques de rupture) peuvent être mesurées en fonction du pourcentage de compression vertébrale antérieure (AVBC%, (Keynan et al., 2006)). Pour des mécanismes précis, ces informations pourraient être utilisées afin de prédire l'intégrité du PLC en fonction du pourcentage de tassement observé.

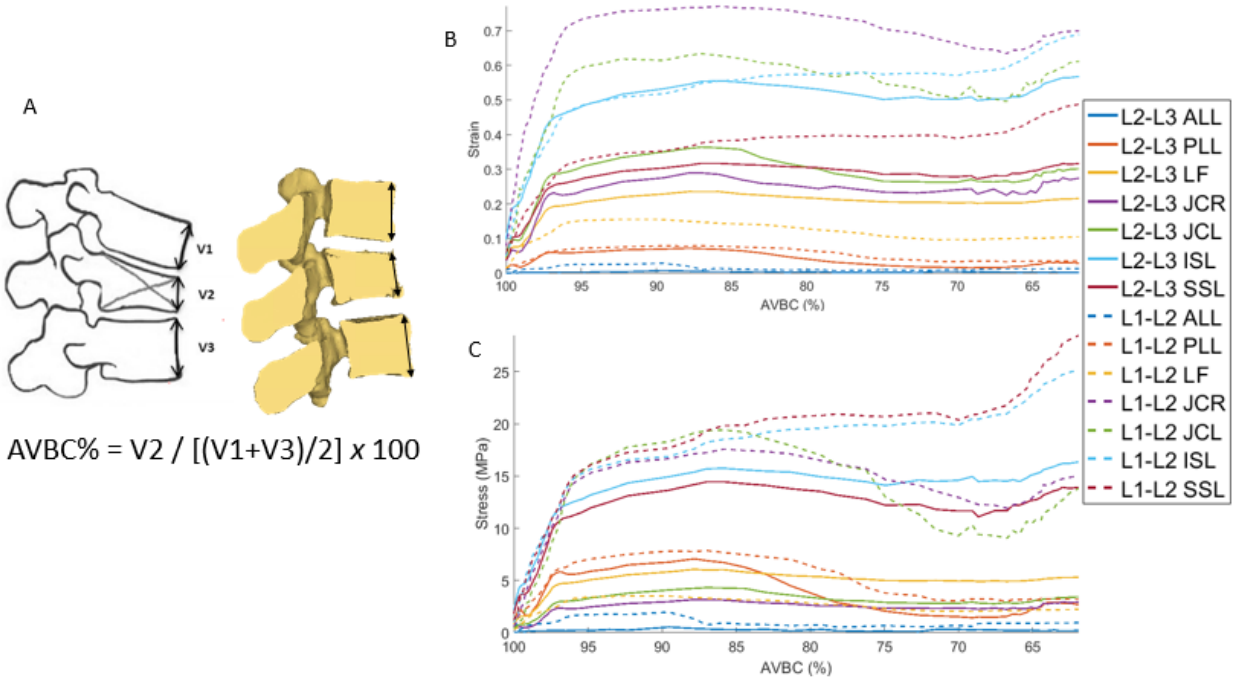


Figure 9-1 : Mesure des déformations et contraintes maximales dans chaque ligament en fonction du pourcentage de compression vertébrale antérieure pour une simulation reproduisant une fracture par tassement antérieur (Type A.1.2). A) Représentation des mesures théoriques (Keynan et al., 2006) et sur le modèle des mesures de hauteur vertébrale pour le calcul du AVBC%, B) évolution de la déformation maximale pour chaque ligament et C) évolution de la contrainte maximale en fonction du AVBC%.

9.1.3 Risque de spondylolyse

Dans un premier temps, l'étude évaluant l'effet de mouvement isolé sur une FSU a confirmé les résultats de la littérature en montrant que l'extension et la rotation axiale génèrent des contraintes plus élevées dans le pars (Figure 9-2).

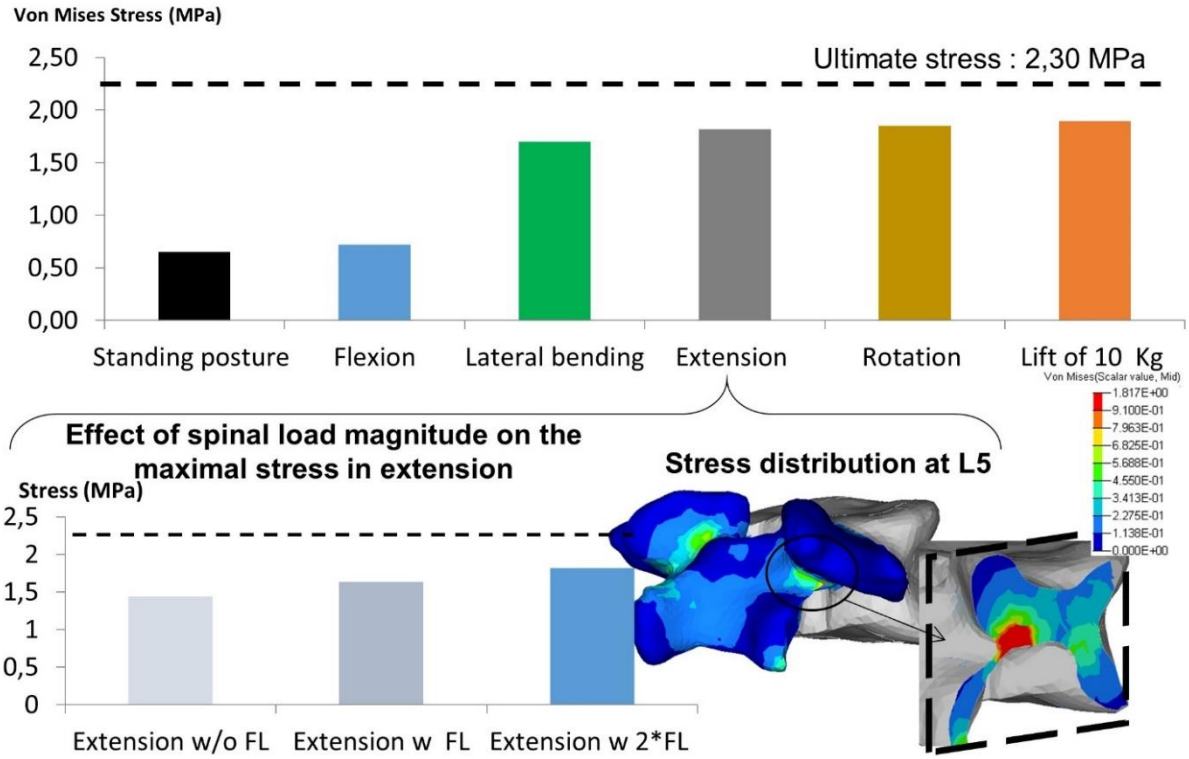


Figure 9-2 : Évaluation des contraintes dans le pars pour des chargements isolés en flexion, extension, rotation axiale, inflexion latérale et pour un levée de poids d'une valeur nominale de 10 kg sur un modèle L4-S1 personnalisé à une patiente souffrant d'une spondylolyse unilatérale.

Cependant, des études épidémiologiques, ainsi que les résultats cliniques, tendent à montrer que les efforts en cisaillement, le moment de flexion ainsi que l'inflexion latérale pourraient avoir un rôle important dans les risques de spondylolyse (Bayne et al., 2016; Zhang et al., 2016). Ces études suggèrent également une place secondaire de l'extension, générant un mécanisme de pincement ou nutcraker du pars (Roussouly et al., 2006).

Afin de se rapprocher de conditions de chargement assimilable à la pratique sportive et d'évaluer, dans ce contexte, l'effet de chaque mouvement, un plan d'expériences a été utilisé pour générer des combinaisons de chargement dynamique.

Notre étude a montré que la force axiale était le facteur ayant le plus d'influence sur l'état de contrainte dans le pars. Au regard de ce résultat, les jeunes sportifs pratiquant des entrainements impliquant des levées de poids présentent plus de risque de développer une spondylolyse.

Les conditions de contraintes les plus élevées, contrainte maximale et volume d'os contraint dans le pars, ont été identifiées dans des conditions de chargement combinant une compression axiale et une flexion accompagnée de rotation ou d'inflexion latérale. Ces conditions de chargement ont été identifiées comme étant les plus à risque pour les trois cas étudiés. Ces conditions de chargement sont assimilables aux chargements résultant de la flexion rapide du tronc lors des lancers au baseball et au crickect (Zhang et al., 2016). Dans ces deux sports, les lanceurs sont les joueurs les plus sujets au developpement de fracture de fatigue (Orchard et al., 2009; Wasser et al., 2017). Les résultats de notre analyse par éléments finis tendent à confirmer les risques de spondylolyse associés aux mouvements de lancer au baseball et au cricket, suggérant l'importance de limiter le nombre de lancer par joueur en entrainement ou en compétition.

La combinaison d'une force axiale et d'un moment de flexion du rachis lombo-sacrée génère des forces en cisaillement importantes comparativement aux autres mouvements. L'augmentation des contraintes dans le pars était associée aux efforts en cisaillement mesurés à l'interface du disque L5-S1 et du plateau sacré. L'augmentation de la pente sacrée avait un effet significatif sur les efforts en cisaillement à la jonction lombo-sacrée et était associée à une augmentation de l'état de contrainte dans le pars. Ces résultats indiquent une augmentation du risque pour les patients ayant une pente sacrée élevée. Cela conforte les résultats cliniques démontrant une pente sacrée et une incidence pelvienne plus élevées chez les patients souffrant de spondylolisthésis de bas-grade.

L'augmentation de l'état de contraintes dans le pars était également associée à une augmentation des forces de contact aux facettes. Étant donné la position anatomique du pars et le rôle des facettes dans les chargements en cisaillement, ce résultat était attendu. Cela a été trouvé pour des mouvements impliquant des efforts en cisaillement élevés. L'association entre les forces de contact aux facettes et les contraintes dans le pars suppose un rôle de l'orientation et du tropisme des facettes. Ces paramètres pourraient modifier les efforts lors d'un mouvement donné et, in fine,

modifier les contraintes dans le pars. D'autres résultats seraient nécessaires pour améliorer la mesure de l'influence de ces paramètres.

En testant différents jeux de propriétés pour les ligaments pour des conditions de chargement identiques, nous avons montré que l'état de contraintes dans le pars et des forces de contact aux facettes augmentaient avec le ROM. Pour des conditions identiques de flexion et de cisaillement, l'augmentation du ROM résulte en une modification du partage de charges dans le rachis. Dans ce cas, plus d'efforts sont transmis par les facettes et les efforts dans le pars augmentent. Afin de compléter nos résultats, une étude incluant la variation des propriétés du disque et de l'orientation des facettes serait nécessaire. De plus, les efforts internes sont liés à la flexibilité du rachis. Ainsi, pour le même ROM, l'augmentation de la rigidité du segment peut se traduire par une augmentation des sollicitations dans le pars. Une meilleure évaluation des efforts internes pour des cas cliniques ayant différentes flexibilités permettraient une meilleure interprétation clinique des résultats.

9.2 Discussion méthodologique

9.2.1 Protocole expérimental

Plusieurs choix méthodologiques ont été faits afin de caractériser les propriétés des ligaments rachidiens. Les essais ont été réalisés sur des échantillons cadavériques humains issus de dons de corps à la science. Plusieurs contraintes sont inhérentes à ce choix, notamment l'âge des sujets, les contraintes sanitaires des lieux de réception (ici l'embaumement avec une solution de Winckler et la congélation) et l'accès restreint aux échantillons (nombres de corps, date de réception). Après avoir revu les différentes techniques de caractérisation des ligaments, un dispositif de traction uni-axiale et des échantillons de type os-ligament-os ont été sélectionnés afin de préserver l'enthèse et de tester les ligaments dans leur orientation principale. Bien que les essais de traction uni-axiale ne soient pas représentatifs de conditions physiologiques, ils permettent d'évaleur spécifiquement le comportement des ligaments et fournissent des données comparatives (évaluation des facteurs extrinsèques et intrinsèques) et des données de calibration pour les modèles numériques. En choisissant de tester des échantillons de type os-ligament-os, l'enthèse et le tissu ligamentaire sont testés ensemble. Des résultats, à plusieurs vitesses, sur des portions de ligaments seraient complémentaires et permettraient une meilleure caractérisation du comportement mécanique du tissu ligamentaire. Cela permettrait, par couplage avec des essais sur échantillons os-ligament-os,

comme ceux réalisés dans ce projet, et des simulations par éléments finis une meilleure discrimination des propriétés respectives du tissu ligamentaire et de l'enthèse dans les mécanismes lésionnels du rachis.

Plusieurs tractions ont été réalisées sur le même échantillon pour réduire la variabilité et permettre une meilleure évaluation de l'effet de la vitesse sur la zone neutre et sur la partie linéaire du ligament. Cependant, afin d'éviter un endommagement avant la traction à la rupture, les deux premières tractions ont été limités à 15% de déformation. En dynamique lente, les raideurs identifiées à 15% de déformation sont de l'ordre de ceux trouvés par (Mattucci et al., 2012) pour des taux de déformation équivalents ($0.8 \pm 0.3\ s^{-1}$ et $0.5\ s^{-1}$) et supérieures à ceux mesurés dans le rachis thoraco-lombaire pour des taux de déformation quasi-statique (Pintar et al., 1992). De plus, des déformations à la rupture comprises entre 10% et 80% ont été mesurées lors des essais en dynamique rapide, justifiant le choix d'une déformation faible pour les premiers essais. La comparaison des deux tractions en dynamique lente a permis de confirmer l'absence d'endommagement lors de ces essais pour exploiter les résultats obtenus lors de la traction dynamique rapide.

L'absence de chambre permettant de contrôler la température et l'humidité a un effet sur les propriétés mécaniques mesurées. Pour les mêmes déformations et les mêmes taux de déformations, les valeurs d'efforts augmentent quand la température diminue. Pour minimiser l'effet de la désydratation et dans le cadre d'essais dynamiques, les essais ont été définis pour assurer une durée totale courte (<1min30). Cependant, les valeurs d'efforts à la rupture obtenues dans ces conditions (21°C) sont supérieurs aux valeurs attendues in vivo (37°C) (Bass, Planchak, et al., 2007). Nous avons donc utilisé les résultats pour étudier les tendances, de manière à rester dans une approche comparative, mais les valeurs n'ont pas pu être utilisées pour la calibration du modèle.

Des difficultés techniques ont également été rencontrées et doivent être mentionnées pour l'interprétation des résultats. Les dissections des échantillons ont été réalisées en présence d'un neuro-chirurgien de l'APHM. Cependant, malgré l'expertise et la connaissance anatomique, les ligaments capsulaires n'ont pas pu être prélevés en raison de la difficulté de déterminer les limites, du risque d'endommagement de ceux-ci ou des ligaments environnants et du peu d'os disponible pour l'ancrage nécessaire aux essais. Les imbrications et la proximité des ligaments postérieurs (ISL, SSL, LF) nous ont également encouragés à conserver les pédicules intacts et à sectionner

sélectivement soit le complexe ISL-SSL ou LF afin de limiter les risques d'endommagement. Pour le corps vertébral, le maximum de disque a été retiré afin d'isoler l'effet des ligaments longitudinaux lors des essais en traction. Cependant, les fibres du disque sont imbriquées dans les ligaments longitudinaux (Bogduk, 2005), rendant la séparation des structures difficiles, engendrant un risque de dégradation du ligament ou à l'inverse de retrait partiel du disque qui peut impacter les résultats. Enfin, la technique d'ancrage ne parait pas satisfaisante pour des essais de traction au vue du nombre de désinsertion observée. D'autres études ont reporté des pourcentages de désinsertion ou de bris de résine élevé, suggérant une défaillance de cette technique de fixation.

9.2.2 Validité du modèle numérique

- Hypothèses du modèle :

Le modèle SM2S est un modèle éléments finis détaillé tant au niveau de sa géométrie que de ses propriétés matériaux. Basé sur une méthode de résolution explicite, il a été développé pour l'étude de problèmes dynamiques non-linéaires. Le choix d'un modèle à même d'étudier des problèmes dynamiques en grande déformation est plus adapté à la simulation de mouvements dynamiques tels que ceux rencontrés dans la pratique sportive ou en condition traumatique (Dreischarf et al., 2016) (Bazrgari et al, 2007; 2008c). Le modèle SM2S a été validé en condition dynamique pour plusieurs mode de chargement (El-Rich, Arnoux, et al., 2009; Wagnac et al., 2011; Wagnac et al., 2012) et exploité pour l'étude des patrons de fractures en conditions traumatiques (Fradet et al., 2014) et pour l'étude des biomécanique des spondylolisthesis (El-Rich et al., 2006; W. Wang et al., 2016).

Par rapport au modèle initial, des modifications ont été apportées aux propriétés des ligaments pour permettre la reproduction de mouvements physiologiques. Les propriétés ont été calibrées par rapport à des essais expérimentaux de flexibilité. Pour les deux conditions testées (sportifs et traumatiques), plusieurs jeux de propriétés ont ensuite été déclinés pour évaluer l'effet de leur variation sur les risques de blessures. Plus de résultats expérimentaux permettant de définir la relation entre le taux de déformation et le comportement en flexibilité du rachis thoraco-lombaire seraient nécessaire pour affiner le choix des propriétés.

- Etude de convergence

Une étude de convergence a été réalisée pour étudier l'effet de la taille du modèle pour chaque étude. Pour la calibration des ligaments, 3 tailles de mailles [0.5 – 1.5 – 2.5] ont été utilisées pour

le maillage des ligaments (éléments coques). La taille de maille n'avait pas d'influence sur le comportement du ligament avant la rupture (zone neutre et zone linéaire) et sur la localisation de l'initiation de la rupture (voir Figure 9-3). En revanche, la taille impacte les propriétés de rupture de la structure globale. La déformation dans le ligament n'étant pas homogène et le test étant contrôlé en déplacement, l'élément subissant les plus grandes déformations atteindra plus rapidement la limite à la rupture pour une taille plus petite. Il en résulte que la déformation et la contrainte à la rupture de la structure globale seront plus faibles. Pour assurer une bonne correspondance entre les différentes structures du modèle, une taille de maille de 1.5 a été choisie.

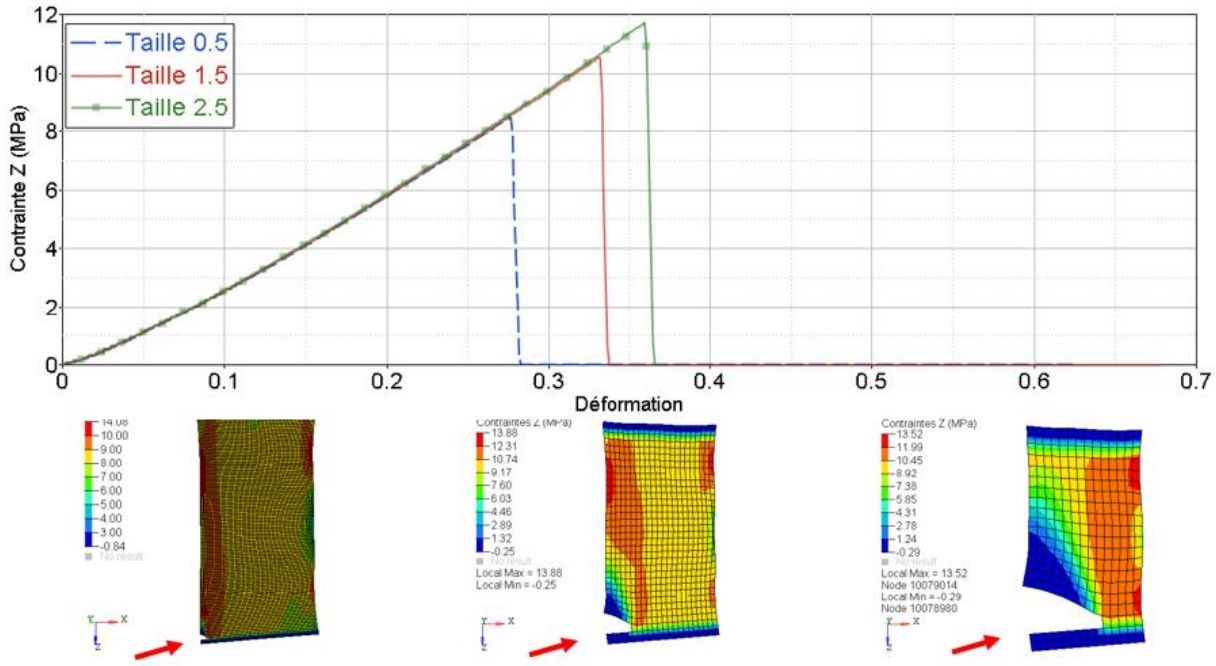


Figure 9-3 : Résultats de l'étude de convergence du maillage pour le ALL testé en traction uni-axiale

L'effet de la taille du maillage du pars sur les différentes réponses a également été testé. Quatre modèles ont été générés réduisant successivement la taille de maille du pars (éléments coques et volumiques). Sur le modèle générique, les éléments postérieurs dans la région du pars ont été remaillés avec une taille cible de 0.5; 1; 1.5 et 2. Pour chaque modèle, un moment de 10 Nm a été appliqué en 20 ms au centre de la vertèbre L4 tandis que tous les degrés de libertés des nœuds du corps vertébral de L5 étaient contraints. Les distributions des contraintes dans l'os cortical et spongieux dans la région du pars étaient identiques (Figure 9-4). Les différences de contraintes

maximales pour l'os cortical étaient inférieures à 10%. Les différences de contraintes maximales dans l'os spongieux et de volume total d'os montrant une contrainte supérieure à 0.5 MPa étaient inférieures à 17% et 23%. La taille de maille la plus grande (2 mm) permettait, pour le même nombre de processeurs utilisés, de réduire le temps de calcul par un facteur 10 et 1.3 par rapport à une taille cible de 0.5 et de 1.5. La taille de maille utilisée pour le modèle, taille cible de 2 mm, générant des éléments d'une taille de 0.5 à 2.5 mm, était suffisamment précise dans le cadre d'une étude comparative. Cette taille de maille a été utlisée avec les mêmes propriétés pour vérifier le modèle lombaire en condition dynamique (Wagnac et al., 2012). Pour l'étude de mouvement spécifique non comparative, une taille de maille plus fine devrait être utilisée.

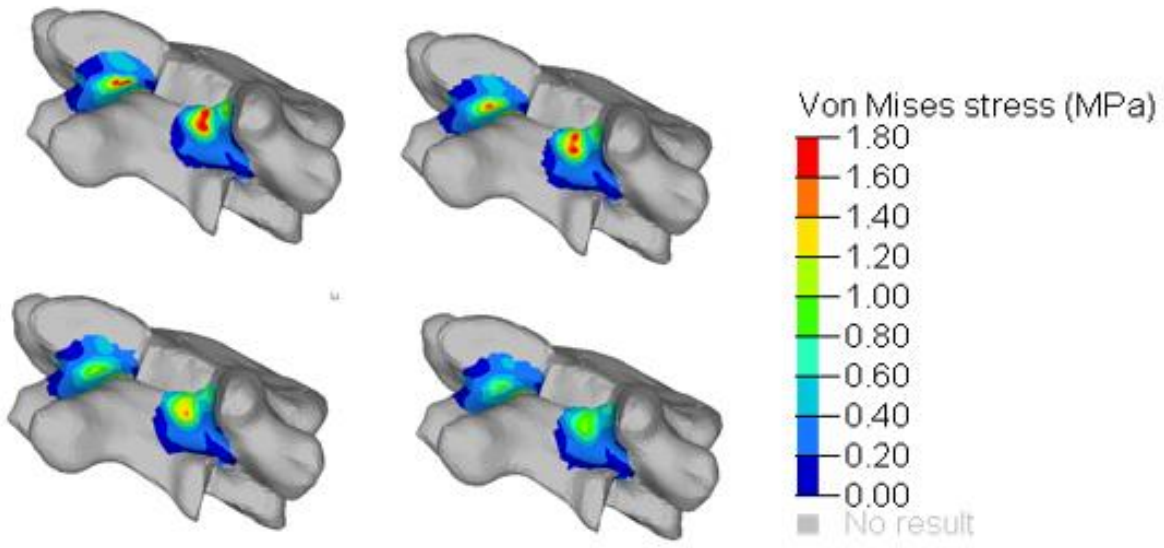


Figure 9-4 : Distributions des contraintes dans l'os spongieux pour une extension de 10 Nm

- Modélisation des facettes simplifiées

La modélisation des facettes est une modélisation simplifiée. Les facettes articulaires sont représentées par des éléments coques et le contact est modélisé par une interface de contact sans friction avec un gap minimal de 1 mm. Les forces aux facettes, mesurées comme la force résultante à l'interface, ont été obtenues pour le segment L4-L5 soumis à une force axiale de 500 N et un moment pure de 7,5 Nm dans les différents plans anatomiques. Les valeurs sont présentées dans le Tableau 9-1 et comparées à des valeurs numériques obtenues dans des conditions similaires.

Conditions de chargement	FCF L4-L5 (N) - Extension -		FCF L4-L5 (N) - Flexion -		FCF L4-L5 (N) - Inflexion -		FCF L4-L5 (N) - Rotation -	
	SM2S	Réf	SM2S	Réf	SM2S	Réf	SM2S	Réf
500 N + 7.5 Nm	19	50*	0	0*	38	36*	90	105*

Tableau 9-1 : Forces de contact aux facettes du modèle SM2S comparées aux valeurs numériques issues de (Schmidt et al., 2008) (Les valeurs de la littérature sont indiquées dans la deuxième colonne pour chaque chargement et marquées par *).

La force de contact aux facettes est supérieure en rotation axiale par rapport à l'extension et à l'inflexion latérale. La force de contact est nulle pour la flexion. L'écart entre les forces de contact en extension des deux modèles peut s'expliquer par des différences de géométrie notamment par une différence d'orientation des facettes. Ces valeurs sont mesurées pour des conditions physiologiques et sont faibles par rapport aux valeurs mesurées dans des conditions dynamiques testées pour étudier les risques de blessures du pars.

- Absence de muscles

Le modèle SM2S est un modèle ostéo-disco-ligamentaire, c'est-à-dire dénué de muscle. Les études réalisées s'intéressent à des mouvements dynamiques rapides (dans le cas traumatiques) et de fortes amplitudes dans le cas traumatique et sportif. Lors de ce type de mouvements, une prédominance du système ostéo-disco-ligamentaire est attendue (Bogduk, 2005; Siegmund et al., 2015). Pour tester différentes conditions de chargement sur les risques de spondylolyse, une valeur de force compressive de 900 N a été choisie. Cette valeur, supérieure à la force produite par des poids raisonnables pour cette population, a été choisie afin de considérer implicitement les efforts internes dus à la contraction musculaire et de représenter des conditions d'efforts assez élevés pour étudier les risques de blessures dans le pars.

- Personnalisation des MEF :

La technique de personnalisation utilisée est une technique de krigeage qui permet de déformer le modèle en fonction de marqueurs anatomiques dont l'emplacement est connu. Pour chaque patient, les marqueurs anatomiques sont positionnés manuellement à partir des radiographies bi-planaires. Pour l'étude de la spondylolyse, 8 marqueurs par vertèbre ont été utilisés pour personnaliser le

modèle éléments finis. Le choix de 8 marqueurs permet d'adapter la taille et la forme des vertèbres ainsi que les paramètres globaux. Le nombre réduit de marqueurs a été choisis pour :

- Limiter la variabilité géométrique des paramètres géométriques et anatomiques non étudiés car celle-ci impacte les résultats (Meijer et al., 2010)
- Limiter l'incertitude sur le placement (manuel) des marqueurs associés aux régions et paramètres non étudiés.

- Etude de l'influence de la variabilité des propriétés des ligaments

Pour les deux applications, les propriétés des ligaments ont été testées par le biais d'un plan d'expériences permettant de faire varier les valeurs des paramètres pour différentes modalités connues. Ces plans ont plusieurs fois été utilisés dans le modèle éléments finis pour étudier l'effet des propriétés matériaux notamment (Malandrino et al., 2009; Ee Chon Teo & Guo, 2007). Le chapitre expérimental a permis d'identifier une augmentation de la raideur et des efforts à la rupture des ligaments lombaires en condition dynamique. Plus d'essais expérimentaux seraient nécessaires pour caractériser l'évolution des propriétés mécaniques (raideur et propriétés à la rupture) en fonction du taux de déformation. En outre, d'autres facteurs peuvent influencer les propriétés mécaniques des ligaments. Le plan d'expériences permet alors de tester l'influence des propriétés ligamentaires dans une étendue de valeurs raisonnables afin d'étudier l'effet de la flexibilité du rachis sur les pathomécanismes.

- Conditions de chargement et aux limites

A notre connaissance, il n'existe pas de référence pour la simulation de mouvements dynamiques du rachis à l'inverse des recommandations existantes pour la simulation de mouvements quasi-statiques (Zhu et al., 2015). Pour tester les conditions pouvant mener à une fracture du pars, des chargements combinés ont été générés pour représenter des mouvements réalistes. Les efforts résultants ont été comparés à la littérature existante dans le domaine sportif pour vérifier la cohérence des conditions de chargement au vue du contexte d'application. Les efforts en cisaillement, normaux et les moments resultants étaient pertinents au regard d'études menées sur des sportifs impliqués dans des sports tels que le volley-ball et le cricket. Le développement d'une approche hybride permettrait de spécifier une activité sportive et d'améliorer la simulation de mouvements spécifiques pour évaluer leur dangerosité.

L'utilisation des efforts résultants globaux comme référence de vérification présente des limites à prendre en compte dans les futurs développements. Cela ne permet pas de vérifier le déplacement du centre instatanné de rotation pour chaque niveau vertbéral. De plus, l'absence de données expérimentales de force de contact aux facettes lors de mouvements dynamiques limite la vérification du partage de charges entre les différentes structures du rachis.

9.3 Perspectives

Caractérisation expérimentale des ligaments du rachis

La connaissance des propriétés mécaniques des ligaments est indispensable pour la construction des modèles numériques pour la traumatologie, étant donné leur rôle dans la mobilité et la stabilité du rachis. La prise en compte des effets de la dégénérescence du rachis ainsi que de l'effet du taux de déformation est un challenge pour améliorer ces modèles.

- Essais complémentaires sur sujets non embaumés

La comparaison des résultats expérimentaux avec la littérature met en évidence une forte augmentation des propriétés mécaniques des ligaments en présence de dégénérescence du rachis et pour des taux de déformation élevés. L'effet de rigidification de la solution de Winckler ne peut cependant pas être soustrait aux résultats et des essais complémentaires devraient être réalisés sur corps frais.

- Réaliser un scanner sur rachis complet avant dissection

Un scanner sur rachis complet permettrait de mieux évaluer la présence de pathologies, notamment de différencier la présence de DISH (3 becs ostéophytiques consécutifs) et de becs ostéophytiques isolés. Les étiologies et les mécanismes de ces dégénérescences pourraient différer justifiant la distinction dans le traitement des résultats. De plus, les scanners de rachis entier permettraient une meilleure sélection des niveaux à tester, notamment dans le but de réduire la variabilité inter-individus, en testant des échantillons avec et sans BO prélevés sur le même sujet.

- Caractériser le rôle des ligaments en flexion traumatique

L'articulation inter-vertébrale est une articulation complexe composée des disques, des ligaments et des facettes. Pour comprendre cette articulation, une approche sur structure isolée et une approche globale sont nécessaires.

Dans ce projet, nous avons cherché à caractériser les ligaments dans une approche sur structure isolée. Ces résultats ont permis d'identifier l'influence de la vitesse et des ostéophytes sur les propriétés mécaniques des ligaments. Pour compléter, une approche globale serait nécessaire afin de caractériser le rôle des ligaments en condition traumatique, notamment celui des ligaments du PLC. Un protocole d'essais reproduisant une flexion traumatique sur segment entier permettrait de caractériser le rôle des ligaments du PLC dans ces conditions et d'obtenir des données de validation pour les modèles EF.

Ces essais complémentaires auraient, entre autres, l'avantage de limiter les risques d'endommagement des structures lors de la dissection et de tester les ligaments dans des conditions réalistes. Cela aurait pour finalité de mieux comprendre le rôle des ligaments sur la structure globale. Bien que des essais expérimentaux de ce type aient déjà été réalisés (Hoshikawa et al., 2002; Osvalder et al., 1993), les déformations in situ ne sont pas suffisamment renseignées pour décrire les pathomécanismes (niveau de déformation maximale, ordre de rupture des ligaments, etc.). L'utilisation de caméra rapide ainsi que de dispositifs de corrélation d'images sur les ligaments du PLC permettrait une meilleure caractérisation de ces mécanismes.

Exploitation des modèles EF pour la compréhension des pathomécanismes

Plusieurs pistes nous paraissent pertinentes pour améliorer la compréhension de pathomécanismes du rachis lombaire en condition dynamique :

- approche hybride pour mieux définir les scénarii
- amélioration de la modélisation des enthèses ligamentaires pour permettre des délaminations et avulsions
- amélioration de la modélisation des facettes.

Risque de spondylolyse

L'enjeu des outils numériques est de permettre la prédiction des mouvements à risques en tenant compte des caractéristiques de la population étudiée.

L'étude par éléments finis a permis d'identifier que les mouvements de flexion associés à des compressions axiales dynamiques génèrent des risques de spondylolyse. Ces conditions de chargement sont assimilables aux chargements résultant de la flexion rapide du tronc lors des lancers au baseball et au crickect (Zhang et al., 2016). Ce risque augmente pour les sujets ayant

une pente sacrée élevée. Ces résultats mettent en évidence les effets des cisaillements à la jonction L5-S1 sur les risques de fracture du pars.

- Facteurs anatomiques et morphologiques supplémentaires

Pour approfondir la compréhension des pathomécanismes de la spondylolyse, d'autres facteurs anatomiques et morphologique pourraient être étudiés : l'orientation et le tropisme des facettes et la posture globale (cyphose, apex …).

- Approche hybride

De plus, le modèle pourrait également être utilisé dans le cadre d'une approche hybride couplant analyse du mouvement, modèle multi-corps et MEF. La combinaison des trois approches permettrait, pour faire suite à ces travaux, une étude plus approfondie de mouvements spécifiques.

- Combiner avec une étude en fatigue

Après identification des mouvements à risques, une étude en fatigue permettrait d'étudier le nombre de cycles et la valeur d'efforts maximaux cumulés soutenables par le pars avant la rupture. Cela permettrait d'établir des seuils sécuritaires lors de l'entrainement des jeunes sportifs (nombre de cycles, poids levé, …).

CHAPITRE 10 CONCLUSION

Ce travail s'inscrit dans l'amélioration des connaissances sur les pathomécanismes du rachis lombaire en vue de l'établissement de recommandations pour la prévention des blessures. L'intérêt a été porté sur des mécanismes de blessures survenant en conditions dynamiques : conditions sportives et traumatiques.

Un protocole expérimental a permis de démontrer l'augmentation de la raideur des ligaments en condition dynamique et suggère une diminution des propriétés à la rupture en présence de becs ostéophytiques.

En conditions traumatiques, l'exploitation du modèle SM2S a permis de mettre en évidence l'effet de la vitesse d'impact, pouvant survenir lors d'un choc frontal, sur les mécanismes de blessures et sur le patron de blessure en résultant. Dans ces conditions, une augmentation de la rigidité du rachis augmente le risque de fractures des facettes et donc le risque d'instabilité. Enfin, l'étude EF confirme le risque de rupture du PLC même dans des cas de fracture en compression. Le modèle pourrait ainsi être exploité pour améliorer la prédiction d'endommagement du PLC, qui reste difficile à identifier en clinique.

Afin de représenter des conditions sportives, des chargements dynamiques combinés ont été testés et les efforts résultants ont été comparés aux résultats d'études multi-corps menées dans ce domaine. L'originalité de ce travail repose sur l'évaluation de mouvements dynamiques combinés sur des modèles personnalisés pour étudier les contraintes dans le pars. De plus, nous avons intégré de nouvelles variables de réponses afin d'avoir une meilleure évaluation des risques d'endommagement du pars. Cela nous a permis de mettre en évidence la dangerosité des mouvements de flexion associés à des efforts en compression. Cette combinaison génère des efforts en cisaillement importants qui sollicitent le pars et augmentent les contraintes dans cette région. De plus, nos résultats ont montré une influence des paramètres sacro-pelviens. Ainsi que cela a été prouvé par des études cliniques, nous avons démontré l'augmentation du risque de spondylolyse pour les sujets ayant une PS et une PI élevées.

Plusieurs recommandations et perspectives émanent donc des résultats obtenus :

- concernant la caractérisation des ligaments du rachis lombaire :
    - évaluer l'effet de l'embaumement
    - compléter avec des essais sur des portions de ligaments afin de caractériser les propriétés des tissus et de l'enthèse pour améliorer la modélisation de l'enthèse, notamment dans les cas de rupture
    - tester le comportement en flexion et extension dynamiques des segments avec et sans BO, en renseignant les champs de déformation dans les ligaments par corrélation d'images ;
- concernant la modélisation des traumatismes en conditions accidentologiques :
    - intégrer les effets viscoélastiques en conservant la zone neutre dans la modélisation des ligaments. Pour ce faire, des essais de flexibilité expérimentaux à plusieurs vitesses sont nécessaires pour obtenir les données de calibration et de vérification du modèle,
    - développer une approche hybride pour améliorer la définition des scénarii en conditions accidentologiques ;
- concernant l'étude des pathomécanismes de la spondylolyse :
    - améliorer la modélisation des facettes (modélisation du cartilage) et évaluer l'effet du tropisme et de l'orientation des facettes,
    - développer une approche hybride pour obtenir des conditions aux limites personnalisées,
    - d'un point de vue clinique, nos résultats ont mis en évidence les risques de spondylolyse associés aux mouvements de flexion et compression dynamiques combinés. Ces mouvements, générant des efforts en cisaillement d'autant plus important que la pente sacrée du sujet est élevée, devraient être encadrés et limités lors de l'entrainement sportif de jeunes athlètes. Au cours de l'entrainement, l'utilisation de poids supplémentaires doit être encadrée au vue de l'influence de la force axiale sur l'augmentation des contraintes dans le pars (poids et répétitions).

De plus, pour la pratique du baseball et du cricket, dans lesquels les lanceurs présentent un fort risque de développer une spondylolyse, le nombre de lancé ainsi que l'amplitude de flexion du tronc pourraient être limité pour diminuer le risque de blessure,

- étudier l'effet des mouvements dynamiques identifiés sur le risque de rupture en fatigue du pars pour établir des recommandations pour l'entrainement des jeunes sportifs.

Ces recommandations ont pour objectif l'amélioration du modèle et l'approfondissement des connaissances sur les pathomécanismes du rachis lombaire en conditions dynamiques en vue de leur prévention et de leur prise en charge.

BIBLIOGRAPHIE

Aebi, M. (2010). Classification of thoracolumbar fractures and dislocations. *European Spine Journal, 19*(1), 2-7. doi:10.1007/s00586-009-1114-6

Al-Rawahi, M., Luo, J., Pollintine, P., Dolan, P., & Adams, M. A. (2011). Mechanical function of vertebral body osteophytes, as revealed by experiments on cadaveric spines. *Spine, 36*(10), 770-777. doi:10.1097/BRS.0b013e3181df1a70

Alexandru, D., & So, W. (2012). Evaluation and management of vertebral compression fractures. *The Permanente Journal, 16*(4), 46.

Alonso, F., Kirkpatrick, C. M., Jeong, W., Fisahn, C., Usman, S., Rustagi, T., . . . Tubbs, R. S. (2017). Lumbar Facet Tropism: A Comprehensive Review. *World neurosurgery, 102*, 91-96.

Arnoux, P. J., Cavallero, C., Chabrand, P., & Brunet, C. (2002). Knee ligament failure under dynamic loadings. *International journal of crashworthiness, 7*(3), 255-268.

ASME, A. S. o. M. E. (2018). V&V 40 *Assessing Credibility of Computational Modeling through Verification and Validation: Application to Medical Devices*: ASME.

Azhari, S., Azimi, P., Shahzadi, S., Mohammadi, H. R., & Khayat Kashani, H. R. (2016). Decision-Making Process in Patients with Thoracolumbar and Lumbar Burst Fractures with Thoracolumbar Injury Severity and Classification Score Less than Four. *Asian spine journal, 10*(1), 136-142.

Barcelos, A. C. E. S., Joaquim, A. F., & Botelho, R. V. (2016). Reliability of the evaluation of posterior ligamentous complex injury in thoracolumbar spine trauma with the use of computed tomography scan. *European Spine Journal, 25*(4), 1135-1143.

Bartolozzi, P., & Barneschi, G. (2014). The Spine: Sports-Related Pathology *Pediatric and Adolescent Sports Traumatology* (pp. 67-82): Springer.

Bass, C. R., Lucas, S. R., Salzar, R. S., Oyen, M. L., Planchak, C., Shender, B. S., & Paskoff, G. (2007). Failure Properties of Cervical Spinal Ligaments Under Fast Strain Rate Deformations. *Spine, 32*(1), E7-E13. doi:10.1097/01.brs.0000251058.53905.eb

Bass, C. R., Planchak, C. J. M. S., Salzar, R. S., Lucas, S. R. M. S., Rafaels, K. A. B. S., Shender, B. S., & Paskoff, G. M. S. (2007). The Temperature-Dependent Viscoelasticity of Porcine Lumbar Spine Ligaments. [Miscellaneous Article]. *Spine, 32*(16). doi:10.1097/BRS.0b013e3180b7fa58

Bassani, T., & Galbusera, F. (2018). Musculoskeletal Modeling *Biomechanics of the Spine* (pp. 257-277): Elsevier.

Bayne, H., Elliott, B., Campbell, A., & Alderson, J. (2016). Lumbar load in adolescent fast bowlers: A prospective injury study. *J Sci Med Sport, 19*(2), 117-122. doi:10.1016/j.jsams.2015.02.011

Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (2009). Transient analysis of trunk response in sudden release loading using kinematics-driven finite element model. *Clinical Biomechanics, 24*(4), 341-347.

Beadon, K., Johnston, J. D., Siggers, K., Itshayek, E., & Cripton, P. A. (2008). A Repeatable Ex Vivo Model of Spondylolysis and Spondylolisthesis. *Spine, 33*(22), 2387-2393. doi:10.1097/BRS.0b013e318184e775

Belwadi, A., & Yang, K. (2008). *Response of the cadaveric lumbar spine to flexion with and without anterior shear displacement.* Paper presented at the Proceedings of the 2008 International Research Council on the Biomechanics of Impact (IRCOBI), Bern.

Bianco, R.-J., Arnoux, P.-J., Wagnac, E., Mac-Thiong, J.-M., & Aubin, C.-É. (2017). Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks. *Clinical Spine Surgery, 30*(3), E226-E232.

Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*: Elsevier Health Sciences.

Borkowski, S. L., Tamrazian, E., Bowen, R. E., Scaduto, A. A., Ebramzadeh, E., & Sangiorgio, S. N. (2016). Challenging the Conventional Standard for Thoracic Spine Range of Motion: A Systematic Review. *Jbjs Reviews, 4*(4).

Bradshaw, R. (2011). Mechanical Characterization of the Interspinous Ligament using Anisotropic Small Punch Testing. *All Theses and Dissertations*.

Brandolini, N., Cristofolini, L., & Viceconti, M. (2013). Experimental methods for the biomechanical investigation of the human spine: a review. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 14*(01), 1430002. doi:10.1142/s0219519414300026

Brolin, K. (2016). Human Body Models. *Transport Planning and Traffic Safety: Making Cities, Roads, and Vehicles Safer*, 175.

Casaroli, G., Villa, T., Bassani, T., Berger-Roscher, N., Wilke, H.-J., & Galbusera, F. (2017). Numerical prediction of the mechanical failure of the intervertebral disc under complex loading conditions. *Materials, 10*(1), 31.

Cassidy, J., Hiltner, A., & Baer, E. (1989). Hierarchical structure of the intervertebral disc. *Connective tissue research, 23*(1), 75-88.

Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., & Vanneuville, G. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech, 18*(3), 167-176. doi:10.1016/0021-9290(85)90202-7

Chosa, E., Totoribe, K., & Tajima, N. (2004). A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method. *Journal of Orthopaedic Research, 22*(1), 158-163. doi:10.1016/s0736-0266(03)00160-8

Clarke, E. C., Appleyard, R. C., & Bilston, L. E. (2007). Immature sheep spines are more flexible than mature spines: an in vitro biomechanical study. *Spine, 32*(26), 2970-2979.

Clin, J., Aubin, C.-É., Lalonde, N., Parent, S., & Labelle, H. (2011). A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput, 49*(8), 967-977.

Cook, D. J., Yeager, M. S., & Cheng, B. C. (2015). Range of motion of the intact lumbar segment: a multivariate study of 42 lumbar spines. *Int J Spine Surg, 9*.

Cosman, F., Krege, J., Looker, A., Schousboe, J., Fan, B., Isfahani, N. S., . . . Wilson, K. (2017). Spine fracture prevalence in a nationally representative sample of US women and men

aged≥ 40 years: results from the National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES) 2013-2014. *Osteoporosis international, 28*(6), 1857-1866.

Cramer, G. D., & Darby, S. A. (2017). *Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and ANS-E-Book*: Elsevier Health Sciences.

Crawford III, C. H., Ledonio, C. G., Bess, R. S., Buchowski, J. M., Burton, D. C., Hu, S. S., . . . Sanders, J. O. (2015). Current evidence regarding the etiology, prevalence, natural history, and prognosis of pediatric lumbar spondylolysis: a report from the scoliosis research society evidence-based medicine committee. *Spine deformity, 3*(1), 12-29.

Crewe, H., Campbell, A., Elliott, B., & Alderson, J. (2013). Lumbo-pelvic loading during fast bowling in adolescent cricketers: The influence of bowling speed and technique. *Journal of Sports Sciences, 31*(10), 1082-1090.

Cyron, B. M., & Hutton, W. C. (1981). The tensile strength of the capsular ligaments of the apophyseal joints. *Journal of Anatomy, 132*(Pt 1), 145-150.

Demetropoulos, C. K., Yang, K. H., Grimm, M. J., Artham, K. K., & King, A. I. (1999). *High rate mechanical properties of the Hybrid III and cadaveric lumbar spines in flexion and extension*. Retrieved from

Demetropoulos, C. K., Yang, K. H., Grimm, M. J., Khalil, T. B., & King, A. I. (1998). *Mechanical properties of the cadaveric and Hybrid III lumbar spines* (0148-7191). Retrieved from

Denis, F. (1983). The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine, 8*(8), 817-831.

Diebo, B. G., Varghese, J. J., Lafage, R., Schwab, F. J., & Lafage, V. (2015). Sagittal alignment of the spine: What do you need to know? *Clinical Neurology and Neurosurgery, 139*, 295-301.

Dreischarf, M., Albiol, L., Rohlmann, A., Pries, E., Bashkuev, M., Zander, T., . . . Putzier, M. (2014). Age-related loss of lumbar spinal lordosis and mobility–a study of 323 asymptomatic volunteers. *PLoS ONE, 9*(12), e116186.

Dreischarf, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Rohlmann, A., & Schmidt, H. (2016). Estimation of loads on human lumbar spine: a review of in vivo and computational model studies. *J Biomech, 49*(6), 833-845.

Dreischarf, M., Zander, T., Bergmann, G., & Rohlmann, A. (2010). A non-optimized follower load path may cause considerable intervertebral rotations. *J Biomech, 43*(13), 2625-2628.

Du, C.-F., Yang, N., Guo, J.-C., Huang, Y.-P., & Zhang, C. (2016). Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: a finite element study. *BMC Musculoskeletal Disorders, 17*(1), 1.

Duma, S. M., Kemper, A. R., McNeely, D. M., Brolinson, P. G., & Matsuoka, F. (2006). Biomechanical response of the lumbar spine in dynamic compression. *Biomedical Sciences Instrumentation, 42*, 476-481.

Dvořák, J., Vajda, E. G., Grob, D., & Panjabi, M. M. (1995). Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *European Spine Journal, 4*(1), 18-23. doi:10.1007/bf00298413

El-Rich, M., Arnoux, P.-J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C.-E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech, 42*(9), 1252-1262. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.036

El-Rich, M., Aubin, C.-E., Villemure, I., & Labelle, H. (2006). A biomechanical study of L5-S1 low-grade isthmic spondylolisthesis using a personalized finite element model. *Studies in Health Technology and Informatics, 123*, 431-434.

El-Rich, M., Villemure, I., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2009). Mechanical loading effects on isthmic spondylolytic lumbar segment: Finite element modelling using a personalised geometry. *Comput Methods Biomech Biomed Engin, 12*(1), 13-23. doi:10.1080/10255840802069823

Eltoukhy, M., Travascio, F., Asfour, S., Elmasry, S., Heredia-Vargas, H., & Signorile, J. (2016). Examination of a lumbar spine biomechanical model for assessing axial compression, shear, and bending moment using selected Olympic lifts. *journal of orthopaedics, 13*(3), 210-219.

Ferdinands, R. E., Kersting, U. G., & Marshall, R. N. (2013). A twenty-segment kinematics and kinetics model for analysing golf swing mechanics. *Sports Technology, 6*(4), 184-201.

Findley, W., Lai, J., Onaran, K., & Christensen, R. (1977). Creep and relaxation of nonlinear viscoelastic materials with an introduction to linear viscoelasticity. *Journal of Applied Mechanics, 44*, 364.

Fradet, L., Petit, Y., Wagnac, E., Aubin, C. E., & Arnoux, P. J. (2014). Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions. *Med Biol Eng Comput, 52*(1), 87-94. doi:10.1007/s11517-013-1124-8

Freutel, M., Schmidt, H., Dürselen, L., Ignatius, A., & Galbusera, F. (2014). Finite element modeling of soft tissues: Material models, tissue interaction and challenges. *Clinical Biomechanics, 29*(4), 363-372. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.01.006

Fung, Y. C. (1993). *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues* (Springer ed.).

Funken, J., Heinrich, B., Heinrich, K., Felker, K., Fett, D., Platen, P., & Brüggemann, G.-P. (2016). *Estimatin lumbar spine loading during volleyball specific movements using 3D modeling.* Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.

Galbusera, F., Volkheimer, D., & Wilke, H.-J. (2018). In Vitro Testing of Cadaveric Specimens *Biomechanics of the Spine* (pp. 203-221): Elsevier.

Gallagher, S., & Marras, W. S. (2012). Tolerance of the lumbar spine to shear: a review and recommended exposure limits. *Clinical Biomechanics, 27*(10), 973-978.

Ganju, A. (2002). Isthmic spondylolisthesis. *Neurosurgical Focus, 13*(1), 1-6.

Garo, A., Arnoux, P. J., Wagnac, E., & Aubin, C. E. (2011). Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. *Med Biol Eng Comput, 49*(12), 1371-1379.

Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z., Plamondon, A., & Meakin, J. (2016). Effects of sex, age, body height and body weight on spinal loads: Sensitivity analyses in a subject-specific trunk musculoskeletal model. *J Biomech, 49*(14), 3492-3501.

Han, K.-S., Rohlmann, A., Kim, K., Cho, K. W., & Kim, Y. H. (2012). Effect of ligament stiffness on spinal loads and muscle forces in flexed positions. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 13*(12), 2233-2238. doi:10.1007/s12541-012-0296-8

Han, K.-S., Rohlmann, A., Zander, T., & Taylor, W. R. (2013). Lumbar spinal loads vary with body height and weight. *Medical Engineering & Physics, 35*(7), 969-977.

Henao, J. F. (2015). *Analyse biomécanique des contraintes et des déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors de manoeuvres de correction de la scoliose.* Ecole polytechnique de Montréal, Montréal (QC).

Henninger, H. B., Reese, S. P., Anderson, A. E., & Weiss, J. A. (2010). Validation of computational models in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 224*(7), 801-812.

Heuer, F., Schmidt, H., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure. *J Biomech, 40*(4), 795-803. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.03.016

Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *J Biomech, 40*(2), 271-280. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.01.007

Holsgrove, T. P., Miles, A. W., & Gheduzzi, S. (2017). The application of physiological loading using a dynamic, multi-axis spine simulator. *Medical engineering and physics, 41*, 74-80.

Hortin, M. S. (2015). Ligament Model Fidelity in Finite Element Analysis of the Human Lumbar Spine.

Hortin, M. S., Graham, S., Boatwright, K., Hyoung, P., & Bowden, A. (2015). Transversely isotropic material characterization of the human anterior longitudinal ligament. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 45*, 75-82. doi:10.1016/j.jmbbm.2015.01.020

Hoshikawa, T., Tanaka, Y., Kokubun, S., Lu, W. W., Luk, K. D., & Leong, J. C. (2002). Flexion–Distraction Injuries in the Thoracolumbar Spine: An In Vitro Study of the Relation Between Flexion Angle and the Motion Axis of Fracture. *Clinical Spine Surgery, 15*(2), 139-143.

Howarth, S. J., & Callaghan, J. P. (2013). Towards establishing an occupational threshold for cumulative shear force in the vertebral joint—An in vitro evaluation of a risk factor for spondylolytic fractures using porcine specimens. *Clinical Biomechanics, 28*(3), 246-254.

Huber, G., Nagel, K., Skrzypiec, D. M., Klein, A., Püschel, K., & Morlock, M. M. (2016). A description of spinal fatigue strength. *J Biomech, 49*(6), 875-880.

Iida, T., Abumi, K., Kotani, Y., & Kaneda, K. (2002). Effects of aging and spinal degeneration on mechanical properties of lumbar supraspinous and interspinous ligaments. *The Spine Journal, 2*(2), 95-100. doi:10.1016/s1529-9430(02)00142-0

Imai, K., Ohnishi, I., Bessho, M., & Nakamura, K. (2006). Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site. *Spine, 31*(16), 1789-1794.

Inceoglu, S., & Mageswaran, P. (2014). Multi-scale finite element modelling at the posterior lumbar vertebra: analysis of pedicle stresses due to pars fracture. *Comput Methods Biomech Biomed Engin, 17*(7), 787-791. doi:10.1080/10255842.2012.716046

Inceoğlu, S., Mageswaran, P., Modic, M. T., & Benzel, E. C. (2014). Adaptive remodeling at the pedicle due to pars fracture: a finite element analysis study. *Journal of Neurosurgery. Spine, 21*(3), 475-480. doi:10.3171/2014.5.spine13860

Intolo, P., Milosavljevic, S., Baxter, D. G., Carman, A. B., Pal, P., & Munn, J. (2009). The effect of age on lumbar range of motion: A systematic review. *Man Ther, 14*(6), 596-604. doi:10.1016/j.math.2009.08.006

Ivancic, P. C. (2014). Biomechanics of thoracolumbar burst and chance-type fractures during fall from height. *Global Spine Journal, 4*(3), 161-168.

Ivancic, P. C., Coe, M. P., Ndu, A. B., Tominaga, Y., Carlson, E. J., Rubin, W., . . . Panjabi, M. M. (2007). Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *The Spine Journal, 7*(6), 659-665. doi:10.1016/j.spinee.2006.10.014

Iwamoto, M., Kisanuki, Y., Watanabe, I., Furusu, K., Miki, K., & Hasegawa, J. (2002). Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction. *Proceedings of the 2002 International Research Council on Biomechanics of Injury, Munich, Germany*, 31-42.

Iwaskiw, A. S., Armiger, R. S., Ott, K. A., Wickwire, A. C. M., & Merkle, A. C. (2012). Response of individual thoracolumbar spine ligaments under high-rate deformation. *Biomedical Sciences Instrumentation, 48*, 194-201.

Jackman, T. M., DelMonaco, A. M., & Morgan, E. F. (2016). Accuracy of finite element analyses of CT scans in predictions of vertebral failure patterns under axial compression and anterior flexion. *J Biomech, 49*(2), 267-275.

Jaramillo, H. E., Puttlitz, C. M., McGilvray, K., & García, J. J. (2016). Characterization of the L4–L5–S1 motion segment using the stepwise reduction method. *J Biomech, 49*(7), 1248-1254.

Jaumard, N. V., Welch, W. C., & Winkelstein, B. A. (2011). Spinal Facet Joint Biomechanics and Mechanotransduction in Normal, Injury and Degenerative Conditions. *Journal of Biomechanical Engineering, 133*(7), 71010-NaN. doi:10.1115/1.4004493

Jebaseelan, D. D., Jebaraj, C., Yoganandan, N., & Rajasekaran, S. (2010). Validation efforts and flexibilities of an eight-year-old human juvenile lumbar spine using a three-dimensional finite element model. *Med Biol Eng Comput, 48*(12), 1223-1231. doi:10.1007/s11517-010-0691-1

Joaquim, A. F., Patel, A. A., Schroeder, G. D., & Vaccaro, A. R. (2018). A simplified treatment algorithm for treating thoracic and lumbar spine trauma. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 1-11.

Jones, A. C., & Wilcox, R. K. (2008). Finite element analysis of the spine: Towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Medical Engineering & Physics, 30*(10), 1287-1304. doi:10.1016/j.medengphy.2008.09.006

Jones, D. A., Gaewsky, J. P., Kelley, M. E., Weaver, A. A., Miller, A. N., & Stitzel, J. D. (2016). Lumbar vertebrae fracture injury risk in finite element reconstruction of CIREN and NASS frontal motor vehicle crashes. *Traffic Injury Prevention, 17*(sup1), 109-115.

Kalichman, L., Suri, P., Guermazi, A., Li, L., & Hunter, D. J. (2009). Facet orientation and tropism: associations with facet joint osteoarthritis and degenerative spondylolisthesis. *Spine, 34*(16), E579.

Katzman, W. B., Huang, M. H., Kritz-Silverstein, D., Barrett-Connor, E., & Kado, D. M. (2017). Diffuse Idiopathic Skeletal Hyperostosis (DISH) and Impaired Physical Function: The Rancho Bernardo Study. *Journal of the American Geriatrics Society, 65*(7), 1476-1481.

Kepler, C. K., Vaccaro, A. R., Koerner, J. D., Dvorak, M. F., Kandziora, F., Rajasekaran, S., . . . Schroeder, G. D. (2016). Reliability analysis of the AOSpine thoracolumbar spine injury classification system by a worldwide group of naïve spinal surgeons. *European Spine Journal, 25*(4), 1082-1086.

Keynan, O., Fisher, C. G., Vaccaro, A., Fehlings, M. G., Oner, F. C., Dietz, J., . . . France, J. (2006). Radiographic measurement parameters in thoracolumbar fractures: a systematic review and consensus statement of the spine trauma study group. *Spine, 31*(5), E156-E165.

Kiapour, A. (2016). Biomechanical effects of spinal flexibility and rigidity on lumbar spine loading: a finite element analysis study. *EC Orthopaedics, 3*, 351-358.

Kiefer, A., Parnianpour, M., & Shirazi-Adl, A. (1997). Stability of the human spine in neutral postures. *European Spine Journal, 6*(1), 45-53.

Kim, K., Isu, T., Nomura, R., Kobayashi, S., & Teramoto, A. (2008). Cervical Ligamentum Flavum Ossification. *Neurologia medico-chirurgica, 48*(4), 183-187. doi:10.2176/nmc.48.183

Kim, Y. H., Khuyagbaatar, B., & Kim, K. (2018). Recent advances in finite element modeling of the human cervical spine. *Journal of Mechanical Science and Technology, 32*(1), 1-10.

Kingma, I., Busscher, I., van der Veen, A. J., Verkerke, G. J., Veldhuizen, A. G., Homminga, J., & van Dieën, J. H. (2018). Coupled motions in human and porcine thoracic and lumbar spines. *J Biomech, 70*, 51-58.

Knowles, N. K., Reeves, J. M., & Ferreira, L. M. (2016). Quantitative computed tomography (QCT) derived bone mineral density (BMD) in finite element studies: a review of the literature. *Journal of experimental orthopaedics, 3*(1), 36.

Külling, F. A., Florianz, H., Reepschläger, B., Gasser, J., Jost, B., & Lajtai, G. (2014). High prevalence of disc degeneration and spondylolysis in the lumbar spine of professional beach volleyball players. *Orthopaedic journal of sports medicine, 2*(4), 2325967114528862.

Kumar, R., Lim, J., Mekary, R. A., Rattani, A., Dewan, M. C., Sharif, S. Y., . . . Park, K. B. (2018). Traumatic spinal injury: global epidemiology and worldwide volume. *World neurosurgery, 113*, e345-e363.

Kumaresan, S., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (1999). Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clinical Biomechanics, 14*(1), 41-53. doi:10.1016/s0268-0033(98)00036-9

Kuperus, J. S., Smit, E. J., Pouran, B., van Hamersvelt, R. W., van Stralen, M., Seevinck, P. R., . . . Oner, F. C. (2018). The anterior longitudinal ligament in diffuse idiopathic skeletal hyperostosis: ossified or displaced? *Journal of Orthopaedic Research®*.

Kurutz, M., & Oroszváry, L. (2012). *Finite Element Modeling and Simulation of Healthy and Degenerated Human Lumbar Spine*: INTECH Open Access Publisher.

Labelle, H., Mac-Thiong, J. M., & Roussouly, P. (2011). Spino-pelvic sagittal balance of spondylolisthesis: a review and classification. *European Spine Journal, 20*(5), 641-646.

Labelle, H., Roussouly, P., Berthonnaud, E., Mac-Thiong, J.-M., Hresko, M. T., Dimar, J. R., . . . Hu, S. S. (2009). *Spondylolisthesis Classification Based on Spino-Pelvic Alignment.* Paper presented at the Spine Journal Meeting Abstracts.

Labelle, H., Roussouly, P., Berthonnaud, É., Transfeldt, E., O'Brien, M., Chopin, D., . . . Dimnet, J. (2004). Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance: a correlation study. *Spine, 29*(18), 2049-2054.

Lakes, R. S. (1998). *Viscoelastic solids* (Vol. 9): CRC press.

Lalonde, N. M., Petit, Y., Aubin, C., Wagnac, E., & Arnoux, P. (2013). Method to Geometrically Personalize a Detailed Finite-Element Model of the Spine. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60*(7), 2014-2021. doi:10.1109/tbme.2013.2246865

Lasswell, T. L., Cronin, D. S., Medley, J. B., & Rasoulinejad, P. (2017). Incorporating ligament laxity in a finite element model for the upper cervical spine. *The Spine Journal, 17*(11), 1755-1764.

Legaye, J., Duval-Beaupere, G., Hecquet, J., & Marty, C. (1998). Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal, 7*(2), 99-103.

Leone, A., Cianfoni, A., Cerase, A., Magarelli, N., & Bonomo, L. (2011). Lumbar spondylolysis: a review. *Skeletal Radiology, 40*(6), 683-700. doi:10.1007/s00256-010-0942-0

Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury, 40*(2), 166-172. doi:10.1016/j.injury.2008.06.040

Lucas, S. R., Bass, C. R., Salzar, R. S., Oyen, M. L., Planchak, C., Shender, B. S., & Paskoff, G. R. (2008). Viscoelastic properties of the cervical spinal ligaments under fast strain-rate deformations. *Acta Biomaterialia, 4*, 117-125.

Mac-Thiong, J.-M. (2008). *Morphologie sacro-pelvienne et équilibre spino-pelvien sagittal dans le spondylolisthésis lombosacré pédiatrique : développement d'un modèle postural.* Université de Montréal, Montreal.

Mac-Thiong, J.-M., Berthonnaud, É., Dimar, J. R., Betz, R. R., & Labelle, H. (2004). Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. *Spine, 29*(15), 1642-1647.

Machino, M., Yukawa, Y., Ito, K., Kanbara, S., Morita, D., & Kato, F. (2013). Posterior Ligamentous Complex Injuries Are Related to Fracture Severity and Neurological Damage in Patients with Acute Thoracic and Lumbar Burst Fractures. *Yonsei Medical Journal, 54*(4), 1020-1025. doi:10.3349/ymj.2013.54.4.1020

Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *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, 3*(4), 184-201.

Malandrino, A., Planell, J. A., & Lacroix, D. (2009). Statistical factorial analysis on the poroelastic material properties sensitivity of the lumbar intervertebral disc under compression, flexion and axial rotation. *J Biomech, 42*(16), 2780-2788. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.07.039

Manet, V. (2016). La Méthode des Éléments Finis: vulgarisation des aspects mathématiques et illustrationde la méthode.

Marchetti, P. G., & Bartolozzi, P. (1997). Classification of spondylolisthesis as a guideline for treatment. *The textbook of spinal surgery, 2*, 1211-1254.

Martinez-Perez, R., Jimenez-Roldan, L., & Lagares, A. (2014). Ligaments disruption: a new perspective in the prognosis of spinal cord injury. *Neural Regeneration Research, 9*(5), 456-457. doi:10.4103/1673-5374.130053

Masharawi, Y. (2012). Lumbar shape characterization of the neural arch and vertebral body in spondylolysis: a comparative skeletal study. *Clinical Anatomy, 25*(2), 224-230.

Masharawi, Y., Alperovitch-Najenson, D., Steinberg, N., Dar, G., Peleg, S., Rothschild, B., . . . Hershkovitz, I. (2007). Lumbar Facet Orientation in Spondylolysis: A Skeletal Study. *Spine March 15, 2007, 32*(6). doi:10.1097/01.brs.0000257565.41856.0f

Masharawi, Y., Rothschild, B., Dar, G., Peleg, S., Robinson, D., Been, E., & Hershkovitz, I. (2004). Facet orientation in the thoracolumbar spine: three-dimensional anatomic and biomechanical analysis. *Spine, 29*(16), 1755-1763.

Masharawi, Y., Rothschild, B., Salame, K., Dar, G., Peleg, S., & Hershkovitz, I. (2005). Facet Tropism and Interfacet Shape in the Thoracolumbar Vertebrae: Characterization and Biomechanical Interpretation. *Spine, 30*(11), E281-E292. doi:10.1097/01.brs.0000164098.00201.8d

Masharawi, Y., & Salame, K. (2011). Shape variation of the neural arch in the thoracic and lumbar spine: characterization and relationship with the vertebral body shape. *Clinical Anatomy, 24*(7), 858-867.

Masharawi, Y., Salame, K., Mirovsky, Y., Peleg, S., Dar, G., Steinberg, N., & Hershkovitz, I. (2008). Vertebral body shape variation in the thoracic and lumbar spine: characterization of its asymmetry and wedging. *Clinical Anatomy, 21*(1), 46-54.

Mattucci, S. F. E., Moulton, J. A., Chandrashekar, N., & Cronin, D. S. (2012). Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 10*, 216-226. doi:10.1016/j.jmbbm.2012.02.004

Mattucci, S. F. E., Moulton, J. A., Chandrashekar, N., & Cronin, D. S. (2013). Strain rate dependent properties of human craniovertebral ligaments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 23*, 71-79. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.04.005

Meijer, G. J., Homminga, J., Hekman, E. E., Veldhuizen, A., & Verkerke, G. J. (2010). The effect of three-dimensional geometrical changes during adolescent growth on the biomechanics of a spinal motion segment. *J Biomech, 43*(8), 1590-1597.

Micheli, L. J., & Curtis, C. (2006). Stress fractures in the spine and sacrum. *Clinics in sports medicine, 25*(1), 75-88.

Naserkhaki, S., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F., & El-Rich, M. (2018). Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model. *J Biomech, 70*, 33-42.

Nathan, M., Pope, M., & Grobler, L. (1994). Osteophyte formation in the vertebral column: a review of the etiologic factors--Part II. *Contemporary orthopaedics, 29*(2), 113-119.

Nekouzadeh, A., Pryse, K. M., Elson, E. L., & Genin, G. M. (2007). A simplified approach to quasi-linear viscoelastic modeling. *J Biomech, 40*(14), 3070-3078.

Neumann, P., Ekström, L. A., Keller, T. S., Perry, L., & Hansson, T. H. (1994). Aging, vertebral density, and disc degeneration alter the tensile stress-strain characteristics of the human anterior longitudinal ligament. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society, 12*(1), 103-112. doi:10.1002/jor.1100120113

Neumann, P., Keller, T. S., Ekström, L., Perry, L., Hansson, T. H., & Spengler, D. M. (1992). Mechanical properties of the human lumbar anterior longitudinal ligament. *J Biomech, 25*(10), 1185-1194. doi:10.1016/0021-9290(92)90074-b

Ngo, B. P., Yazdani, A., Carlan, N., & Wells, R. (2017). Lifting height as the dominant risk factor for low-back pain and loading during manual materials handling: A scoping review. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors, 5*(3-4), 158-171.

Niemeyer, F., Wilke, H.-J., & Schmidt, H. (2012). Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—A probabilistic finite element analysis. *J Biomech, 45*(8), 1414-1423. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.021

O'Leary, S. A., Paschos, N. K., Link, J. M., Klineberg, E. O., Hu, J. C., & Athanasiou, K. A. (2018). Facet Joints of the Spine: Structure–Function Relationships, Problems and Treatments, and the Potential for Regeneration. *Annual review of biomedical engineering*(0).

Orchard, J. W., James, T., Portus, M., Kountouris, A., & Dennis, R. (2009). Fast bowlers in cricket demonstrate up to 3-to 4-week delay between high workloads and increased risk of injury. *The American Journal of Sports Medicine, 37*(6), 1186-1192.

Osvalder, A. L., Neumann, P., Lövsund, P., & Nordwall, A. (1993). A method for studying the biomechanical load response of the (in vitro) lumbar spine under dynamic flexion-shear loads. *J Biomech, 26*(10), 1227-1236. doi:10.1016/0021-9290(93)90070-u

Oxland, T. R. (2016). Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions. *J Biomech, 49*(6), 817-832.

Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Yamamoto, I., & Crisco, J. J. (1994). Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *The Journal of Bone & Joint Surgery, 76*(3), 413-424.

Parkinson, R. J., & Callaghan, J. P. (2009). The role of dynamic flexion in spine injury is altered by increasing dynamic load magnitude. *Clinical Biomechanics, 24*(2), 148-154.

Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B., & Dunlap, B. (1999). A Follower Load Increases the Load-Carrying Capacity of the Lumbar Spine in Compression. *Spine, 24*(10), 1003-1009.

Pearsall, D. J., Reid, J. G., & Livingston, L. A. (1996). Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Ann Biomed Eng, 24*(2), 198-210.

Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. A., & Doblaré, M. (2007). An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. *International Journal of Solids and Structures, 44*(3–4), 760-778. doi:10.1016/j.ijsolstr.2006.05.018

Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances, A. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech, 25*(11), 1351-1356.

Provenzano, P., Lakes, R., Corr, D., & Vanderby, R. (2002). Application of nonlinear viscoelastic models to describe ligament behavior. *Biomech Model Mechanobiol, 1*(1), 45-57.

Provenzano, P., Lakes, R., Keenan, T., & Jr, R. v. (2001). Nonlinear Ligament Viscoelasticity. *Ann Biomed Eng, 29*(10), 908-914. doi:10.1114/1.1408926

Qiu, T.-X., Tan, K.-W., Lee, V.-S., & Teo, E.-C. (2006). Investigation of thoracolumbar T12–L1 burst fracture mechanism using finite element method. *Medical Engineering & Physics, 28*(7), 656-664.

Radcliff, K., Kepler, C. K., Rubin, T. A., Maaieh, M., Hilibrand, A. S., Harrop, J., . . . Vaccaro, A. R. (2012). Does the load-sharing classification predict ligamentous injury, neurological injury, and the need for surgery in patients with thoracolumbar burst fractures? *Journal of Neurosurgery-Spine, 16*(6), 534-538. doi:10.3171/2012.3.spine11570

Reese, S. P., & Weiss, J. A. (2015). Tendons and Ligaments: Current State and Future Directions. In S. De, W. Hwang, & E. Kuhl (Eds.), *Multiscale Modeling in Biomechanics and Mechanobiology* (pp. 159-206). London: Springer London.

Robertson, D. J., Von Forell, G. A., Alsup, J., & Bowden, A. E. (2013). Thoracolumbar spinal ligaments exhibit negative and transverse pre-strain. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 23*, 44-52.

Robertson, D. J., Willardson, R., Parajuli, D., Cannon, A., & Bowden, A. E. (2013). The lumbar supraspinous ligament demonstrates increased material stiffness and strength on its ventral aspect. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 17*, 34-43.

Robin, S. (2001). *HUMOS: Human model for safety~ A joint effort towards the development of refined human-like car occupant models*. Retrieved from

Rohlmann, A., Graichen, F., Kayser, R., Bender, A., & Bergmann, G. (2008). Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in two patients. *Spine, 33*(11), 1170-1179.

Rohlmann, A., Zander, T., Rao, M., & Bergmann, G. (2009a). Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. *J Biomech, 42*(10), 1520-1526.

Rohlmann, A., Zander, T., Rao, M., & Bergmann, G. (2009b). Realistic loading conditions for upper body bending. *J Biomech, 42*(7), 884-890.

Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., & Dimnet, J. (2005). Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine, 30*(3), 346-353.

Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., Labelle, H., & Weidenbaum, M. (2006). Sagittal alignment of the spine and pelvis in the presence of L5-s1 isthmic lysis and low-grade spondylolisthesis. *Spine, 31*(21), 2484-2490. doi:10.1097/01.brs.0000239155.37261.69

Roussouly, P., & Pinheiro-Franco, J. L. (2011). Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal, 20*(5), 609.

Sairyo, K., Nagamachi, A., Matsuura, T., Higashino, K., Sakai, T., Suzue, N., . . . Nishisho, T. (2015). A review of the pathomechanism of forward slippage in pediatric spondylolysis: the Tokushima theory of growth plate slippage. *The Journal of Medical Investigation, 62*(1.2), 11-18.

Sakai, T., Sairyo, K., Suzue, N., Kosaka, H., & Yasui, N. (2010). Incidence and etiology of lumbar spondylolysis: review of the literature. *Journal of Orthopaedic Science, 15*(3), 281-288. doi:10.1007/s00776-010-1454-4

Schapery, R. A. (1969). On the characterization of nonlinear viscoelastic materials. *Polymer Engineering & Science, 9*(4), 295-310.

Schmidt, H., Heuer, F., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2008). The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces–a finite element analysis. *Clinical Biomechanics, 23*(3), 270-278.

Schmidt, H., Heuer, F., Drumm, J., Klezl, Z., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2007). Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. *Clinical Biomechanics, 22*(4), 377-384. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.11.008

Schmidt, H., Heuer, F., Simon, U., Kettler, A., Rohlmann, A., Claes, L., & Wilke, H. J. (2006). Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 21*(4), 337-344. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.12.001

Schoenfeld, A. J., Selhorst, M., Passias, P., Allen, M., & Bono, C. M. (2018). Webinar: Spondylolysis in Adolescents: Diagnosis, Treatment, and Outcomes: JOSPT, Inc. JOSPT, 1033 North Fairfax Street, Suite 304, Alexandria, VA 22134-1540.

Schroeder, G. D., Harrop, J. S., & Vaccaro, A. R. (2017). Thoracolumbar Trauma Classification. *Neurosurgery Clinics of North America, 28*(1), 23-29.

Schroeder, G. D., Kepler, C. K., Koerner, J. D., Oner, F. C., Fehlings, M. G., Aarabi, B., . . . Bellabarba, C. (2015). A worldwide analysis of the reliability and perceived importance of an injury to the posterior ligamentous complex in AO type A fractures. *Global Spine Journal, 5*(5), 378-382.

Schroeder, Y., Wilson, W., Huyghe, J. M., & Baaijens, F. P. (2006). Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc. *European Spine Journal, 15*(3), 361.

Sevrain, A., Aubin, C. E., Gharbi, H., Wang, X., & Labelle, H. (2012). Biomechanical evaluation of predictive parameters of progression in adolescent isthmic spondylolisthesis: a computer modeling and simulation study. *Scoliosis, 7*(1), 2. doi:10.1186/1748-7161-7-2

Shim, V. P. W., Liu, J. F., & Lee, V. S. (2006). A Technique for Dynamic Tensile Testing of Human Cervical Spine Ligaments. *Experimental Mechanics, 46*(1), 77-89. doi:10.1007/s11340-006-5865-2

Siegmund, G. P., Chimich, D. D., & Elkin, B. S. (2015). Role of Muscles in Accidental Injury *Accidental Injury* (pp. 611-642): Springer.

Silva, M. J., Keaveny, T. M., & Hayes, W. C. (1998). Computed tomography-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections. *Journal of Orthopaedic Research, 16*(3), 300-308.

Singh, H., Lee, M., Solomito, M. J., Merrill, C., & Nissen, C. (2018). Lumbar Hyperextension in Baseball Pitching: A Potential Cause of Spondylolysis. *Journal of applied biomechanics*, 1-19.

Skrzypiec, D. M., Bishop, N. E., Klein, A., Püschel, K., Morlock, M. M., & Huber, G. (2013). Estimation of shear load sharing in moderately degenerated human lumbar spine. *J Biomech, 46*(4), 651-657.

Skrzypiec, D. M., Klein, A., Bishop, N. E., Stahmer, F., Püschel, K., Seidel, H., . . . Huber, G. (2012). Shear strength of the human lumbar spine. *Clinical Biomechanics, 27*(7), 646-651.

Soler, T., & Calderón, C. (2000). The prevalence of spondylolysis in the Spanish elite athlete. *The American Journal of Sports Medicine, 28*(1), 57-62.

Sopakayang, R. (2013). A new viscoelastic model for preconditionning in ligaments and tendons. *Proceedings of the world Congress on Engineering, III.*

Stemper, B. D., Pintar, F. A., & Baisden, J. L. (2015). Lumbar Spine Injury Biomechanics. In N. Yoganandan, A. M. Nahum, & J. W. Melvin (Eds.), *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention* (pp. 451-470). New York, NY: Springer New York.

Sun, W., Sacks, M. S., & Scott, M. J. (2005). Effects of boundary conditions on the estimation of the planar biaxial mechanical properties of soft tissues. *Journal of Biomechanical Engineering, 127*(4), 709-715.

Sundgren, P. C., Philipp, M., & Maly, P. V. (2007). Spinal Trauma. *Neuroimaging Clinics of North America, 17*(1), 73-85. doi:10.1016/j.nic.2006.11.006

Swärd, L., Hellström, M., Jacobsson, B., & Peterson, L. (1989). Spondylolysis and the sacro-horizontal angle in athletes. *Acta Radiologica, 30*(4), 359-364.

Teo, E. C., & Guo, L.-X. (2007). Material property sensitivity analysis of dynamic characteristics of human spine using finite element method. *J Biomech, 40, Supplement 2*, S273. doi:10.1016/s0021-9290(07)70269-5

Teo, E. C., & Ng, H. W. (2001). Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Medical Engineering & Physics, 23*(3), 155-164. doi:10.1016/s1350-4533(01)00036-4

Terai, T., Sairyo, K., Goel, V. K., Ebraheim, N., Biyani, A., Faizan, A., . . . Yasui, N. (2010). Spondylolysis originates in the ventral aspect of the pars interarticularis: a clinical and biomechanical study. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 92-B*(8), 1123-1127. doi:10.1302/0301-620x.92b8.22883

Trajkovski, A., Omerovic, S., Hribernik, M., & Prebil, I. (2014). Failure Properties and Damage of Cervical Spine Ligaments, Experiments and Modeling. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme, 136*(3), 031002. doi:10.1115/1.4026424

Troyer, K. L., & Puttlitz, C. M. (2011). Human cervical spine ligaments exhibit fully nonlinear viscoelastic behavior. *Acta Biomaterialia, 7*(2), 700-709. doi:10.1016/j.actbio.2010.09.003

Vaccaro, A. R., Lehman Jr, R. A., Hurlbert, J., Anderson, P. A., Harris, M., Fehlings, M. G., . . . Oner, F. C. (2005). A New Classification of Thoracolumbar Injuries. *Spine, 30*(20), 2325-2333.

Vaccaro, A. R., Schroeder, G. D., Kepler, C. K., Oner, F. C., Vialle, L. R., Kandziora, F., . . . Schnake, K. J. (2016). The surgical algorithm for the AOSpine thoracolumbar spine injury classification system. *European Spine Journal, 25*(4), 1087-1094.

Van der Merwe, A., Işcan, M., & L'abbé, E. (2006). The pattern of vertebral osteophyte development in a South African population. *International Journal of Osteoarchaeology, 16*(5), 459-464.

Vavalle, N. A., Moreno, D. P., Rhyne, A. C., Stitzel, J. D., & Gayzik, F. S. (2013). Lateral impact validation of a geometrically accurate full body finite element model for blunt injury prediction. *Ann Biomed Eng, 41*(3), 497-512.

Wagnac, E. (2011). *Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens.* École polytechnique de Montréal, Montréal.

Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., El-Rich, M., & Aubin, C.-E. (2011). Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads. *Journal of Biomechanical Engineering, 133*(10), 101007. doi:10.1115/1.4005224

Wagnac, E., Arnoux, P. J., Garo, A., & Aubin, C. E. (2012). Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Med Biol Eng Comput, 50*(9), 903-915.

Wagnac, E., Aubin, C.-É., Chaumoître, K., Mac-Thiong, J.-M., Ménard, A.-L., Petit, Y., . . . Arnoux, P.-J. (2017). Substantial vertebral body osteophytes protect against severe vertebral fractures in compression. *PLoS ONE, 12*(10), e0186779.

Wang, J.-P., Zhong, Z.-C., Cheng, C.-K., Chen, C.-S., Yu, C.-h., Chang, T.-K., & Wei, S.-H. (2006). Finite element analysis of the spondylolysis in lumbar spine. *Bio-Medical Materials and Engineering, 16*(5), 301-308.

Wang, W., Aubin, C. E., Cahill, P., Baran, G., Arnoux, P. J., Parent, S., & Labelle, H. (2016). Biomechanics of high-grade spondylolisthesis with and without reduction. *Med Biol Eng Comput, 54*(4), 619-628.

Wasser, J. G., Zaremski, J. L., Herman, D. C., & Vincent, H. K. (2017). Prevalence and proposed mechanisms of chronic low back pain in baseball: part i. *Research in Sports Medicine, 25*(2), 219-230.

Watanabe, R., Miyazaki, H., Kitagawa, Y., & Yasuki, T. (2011). *Research of collision speed dependency of pedestrian head and chest injuries using human FE model (THUMS version 4).* Paper presented at the 22nd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), WA.

Waters, R. L., & Morris, J. M. (1973). An in vitro study of normal and scoliotic interspinous ligaments. *J Biomech, 6*(4), 343-348. doi:10.1016/0021-9290(73)90094-8

Weiss, J. A., Gardiner, J. C., Ellis, B. J., Lujan, T. J., & Phatak, N. S. (2005). Three-dimensional finite element modeling of ligaments: technical aspects. *Medical Engineering & Physics, 27*(10), 845-861.

Weiss, J. A., Maker, B. N., & Govindjee, S. (1996). Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 135*(1–2), 107-128. doi:10.1016/0045-7825(96)01035-3

Westerveld, L., Verlaan, J., & Oner, F. (2009). Spinal fractures in patients with ankylosing spinal disorders: a systematic review of the literature on treatment, neurological status and complications. *European Spine Journal, 18*(2), 145-156.

White, A. A., & Panjabi, M. M. (1978). *Clinical biomechanics of the spine*: Lippincott.

Wilcox, R. K. (2007). The influence of material property and morphological parameters on specimen-specific finite element models of porcine vertebral bodies. *J Biomech, 40*(3), 669-673.

Wilke, H.-J., Kienle, A., Maile, S., Rasche, V., & Berger-Roscher, N. (2016). A new dynamic six degrees of freedom disc-loading simulator allows to provoke disc damage and herniation. *European Spine Journal, 25*(5), 1363-1372.

Wilke, H.-J., Krischak, S., & Claes, L. E. (1996). Formalin fixation strongly influences biomechanical properties of the spine. *J Biomech, 29*(12), 1629-1631.

Wilke, H.-J., & Volkheimer, D. (2018). Basic Biomechanics of the Lumbar Spine *Biomechanics of the Spine* (pp. 51-67): Elsevier.

Willen, J., Lindahl, S., Irstam, L., Aldman, B., & Nordwall, A. (1984). The thoracolumbar crush fracture. An experimental study on instant axial dynamic loading: the resulting fracture type and its stability. *Spine, 9*(6), 624-631.

Wiltse, L. L., Newman, P. H., & Macnab, I. A. N. (1976). Classification of Spondyloisis and Spondylolisthesis. *Clinical orthopaedics and related research, 117*, 23-29.

Winckler, G. (1974). *Manuel d'anatomie topographique et fonctionnelle*: Masson.

Wood, K. B., Khanna, G., Vaccaro, A. R., Arnold, P. M., Harris, M. B., & Mehbod, A. A. (2005). Assessment of two thoracolumbar fracture classification systems as used by multiple surgeons. *JBJS, 87*(7), 1423-1429.

Wood, K. B., Li, W., Lebl, D. S., & Ploumis, A. (2014). Management of thoracolumbar spine fractures. *The Spine Journal, 14*(1), 145-164. doi:10.1016/j.spinee.2012.10.041

Wynne-Davies, R., & Scott, J. (1979). Inheritance and spondylolisthesis: a radiographic family survey. *The Journal of bone and joint surgery. British volume, 61*(3), 301-305.

Yahia, L. H., Audet, J., & Drouin, G. (1991). Rheological properties of the human lumbar spine ligaments. *Journal of Biomedical Engineering, 13*(5), 399-406. doi:10.1016/0141-5425(91)90021-x

Yang, K.-H. (2017). *Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics*: Academic Press.

Yang, K. H. (2018). Modeling the Spine and Upper and Lower Extremities for Impact Scenarios *Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics* (pp. 609-654): Elsevier.

Yang, K. H., & Chou, C. C. (2015). Mathematical models, computer aided design, and occupant safety *Accidental Injury* (pp. 143-182): Springer.

Yoganandan, N., Kumaresan, S., & Pintar, F. A. (2000). Geometric and Mechanical Properties of Human Cervical Spine Ligaments. *Journal of Biomechanical Engineering, 122*(6), 623-629. doi:10.1115/1.1322034

Yoganandan, N., Nahum, A. M., & Melvin, J. W. (2014). *Accidental injury: biomechanics and prevention*: Springer.

Yoganandan, N., Pintar, F., Butler, J., Reinartz, J., Sances Jr, A., & Larson, S. J. (1989). Dynamic response of human cervical spine ligaments. *Spine, 14*(10), 1102-1110.

Yoshii, T., Yamada, T., Hirai, T., Taniyama, T., Kato, T., Enomoto, M., . . . Okawa, A. (2014). Dynamic Changes in Spinal Cord Compression by Cervical Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament Evaluated by Kinematic Computed Tomography Myelography. [Miscellaneous Article]. *Spine January 15, 2014, 39*(2), 113-119. doi:10.1097/brs.0000000000000086

Yukawa, Y., Kato, F., Suda, K., Yamagata, M., Ueta, T., & Yoshida, M. (2018). Normative data for parameters of sagittal spinal alignment in healthy subjects: an analysis of gender specific differences and changes with aging in 626 asymptomatic individuals. *European Spine Journal, 27*(2), 426-432.

Yurube, T., Kakutani, K., Okamoto, K., Manabe, M., Maeno, K., Yoshikawa, M., . . . Nishida, K. (2017). Lumbar spondylolysis: A report of four cases from two generations of a family. *Journal of Orthopaedic Surgery, 25*(2), 2309499017713917.

Zander, T., Dreischarf, M., Schmidt, H., Bergmann, G., & Rohlmann, A. (2015). Spinal loads as influenced by external loads: a combined in vivo and in silico investigation. *J Biomech, 48*(4), 578-584.

Zander, T., Dreischarf, M., Timm, A. K., Baumann, W. W., & Schmidt, H. (2017). Impact of material and morphological parameters on the mechanical response of the lumbar spine–A finite element sensitivity study. *J Biomech, 53*, 185-190.

Zander, T., Rohlmann, A., & Bergmann, G. (2004). Influence of ligament stiffness on the mechanical behavior of a functional spinal unit. *J Biomech, 37*(7), 1107-1111. doi:10.1016/j.jbiomech.2003.11.019

Zhang, Y., Ma, Y., & Liu, G. (2016). Lumbar spinal loading during bowling in cricket: a kinetic analysis using a musculoskeletal modelling approach. *Journal of Sports Sciences, 34*(11), 1030-1035.

Zheng, J., Tang, L., & Hu, J. (2018). A Numerical Investigation of Risk Factors Affecting Lumbar Spine Injuries Using a Detailed Lumbar Model. *Applied Bionics and Biomechanics, 2018*.

Zhu, R., Yu, Y., Zeng, Z.-L., & Cheng, L.-M. (2015). A review of the static loads applying on the finite element models of the lumbar spine. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 5*(5), 893-897.

ANNEXE A - LOIS CONSTITUTIVES UTILISÉES POUR LA MODÉLISATION DU COMPORTEMENT DES TISSUS LIGAMENTAIRES

Trois approches peuvent être adoptées pour modéliser mathématiquement le comportement des ligaments : l'approche structurelle, l'approche phénoménologique (ou rhéologique) ou l'approche thermodynamique. Les modèles structurels s'appuient sur la connaissance des constituants du tissu et leur contribution au comportement mécanique de la structure. Parmi ces modèles, le modèle de Weiss (Weiss et al., 1996) a été plusieurs fois utilisé pour la modélisation du comportement des ligaments (Bradshaw, 2011). Les modèles phénoménologiques évaluent le comportement du matériau sans considération pour sa structure. Il s'agit de modèles continus qui sont calibrés et validés par l'approche expérimentale. Dans l'approche thermodynamique, la loi constitutive est construite en partant du principe fondamental de la thermodynamique.

Trois théories sont utilisées pour la modélisation du comportement des ligaments : l'élasticité, la viscoélasticité et l'hyperélasticité.

1. Élasticité

La théorie de l'élasticité décrit les déformations réversibles des solides. Dans le cas élastique linéaire, la loi de Hooke généralisée décrit la relation contrainte-déformation de la manière suivante :

$$[\sigma] = [C] \,.\, [\varepsilon]$$

Avec σ, le tenseur des contraintes, C, le tenseur des rigidités et ε, le tenseur des déformations

Dans le cas élastique linéaire isotrope, le tenseur des rigidités est définit par trois invariants et seulement deux valeurs doivent être déterminées pour établir la relation: le module d'Young (E) et le coefficient de poisson (ν). La relation s'écrit alors :

$$[\varepsilon] = \frac{1+\nu}{E} \,.\, [\sigma] - \frac{\nu}{E} . Tr(\sigma)\mathbf{I}$$

- Loi élastique non-linéaire anisotrope transverse

Une loi élastique non-linéaire anisotrope transverse a été implémentée dans le modèle. Cette loi est une loi phénoménologique basée sur la théorie de l'élasticité et intégrant une région initiale de

faible résistance mécanique. Deux directions définissent l'orientation principale et secondaire des fibres. Le comportement des fibres est modélisé par l'équation suivante :

$$\sigma = E\varepsilon - B\varepsilon^2$$

Avec

$$E = Flex_i . E_i \text{ pour i=1,2}$$

Où E_i est le module d'Young des fibres dans chaque direction et $Flex_i$, le multiplicateur permettant de définir le module d'Young réduit de la zone neutre. Au-delà de la limite de déformation de la zone neutre (S_i), $Flex_i$ est égale à 1 (Figure A- 1).

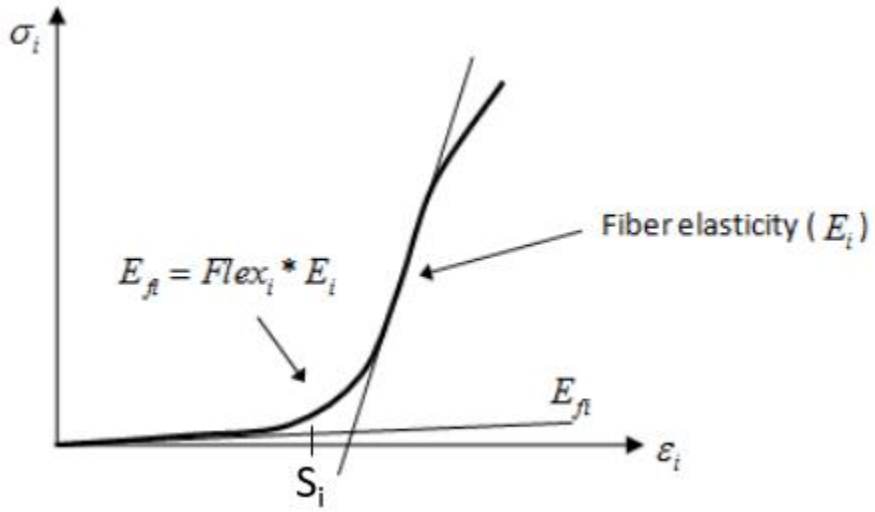


Figure A- 1: Représentation de la loi élastique non linéaire implémentée dans le modèle SM2S pour modéliser le comportement des ligaments

2. Viscoélasticité

La théorie de la viscoélasticité décrit la variation de la réponse d'un matériau à une perturbation en fonction du temps et de l'historique de chargement. Des modèles viscoélastiques linéaires et non-linéaires ont été établis pour modéliser le comportement des ligaments.

a. Modèle viscoélastique linéaire

Le modèle viscoélastique linéaire permet d'approximer le comportement des ligaments. Il peut être représenté par un modèle physique constitué d'une combinaison de ressorts Hookéens et d'amortisseurs Newtoniens. Les matériaux viscoélastiques linéaires doivent satisfaire deux

conditions : la contrainte est proportionnelle à la déformation à un temps donné et on peut y appliquer une superposition linéaire, c'est-à-dire que la somme des contraintes résultantes de deux déformations appliquées à des temps différents est égale à la contrainte résultante à l'application de la somme de ces déformations. Un des modèles viscoélastiques utilisés pour la modélisation des tissus mous est le modèle de Kelvin-Voigt (Freutel et al., 2014), représenté par un ressort Hookéen fonctionnant en parallèle avec un amortisseur newtonien (Figure A- 2). Ce modèle permet de représenter le comportement en fluage des matériaux. Dans ce modèle, la déformation est la même dans les deux éléments et la contrainte globale est la somme des contraintes visqueuse et élastique. Les relations en deux dimensions sont alors :

$$\sigma^{KV} = \sigma^{e1} + \sigma^{v} \text{ et } \varepsilon^{KV} = \varepsilon^{e1} = \varepsilon^{v}$$

Avec $\sigma^{e1} = E_1\varepsilon^{e1}$ et $\sigma^{v} = \eta_0\dot{\varepsilon}^{v}$

L'expression de la contrainte est alors :

$$\sigma^{KV} = E_1\varepsilon^{e1} + \eta_0\dot{\varepsilon}^{e1}$$

σ^e : Contrainte élastique
σ^v : Contrainte visqueuse
E : Module d'Young
η : Coefficient de viscosité

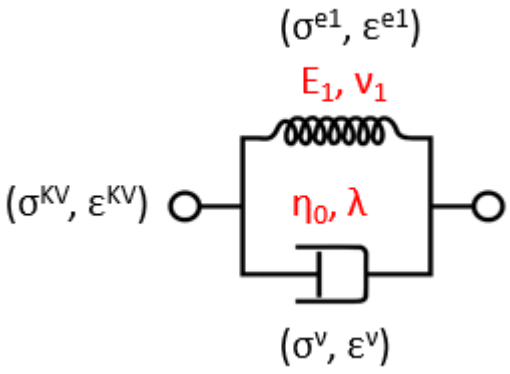


Figure A- 2: Représentation du modèle de Kelvin-Voigt

Le modèle de Zener met en série un ressort avec le dispositif de Kelvin-voigt. Ce modèle permet alors de représenter, en plus du comportement en fluage, le comportement en relaxation. La déformation totale est la somme des déformations dans le ressort et dans le module de Voigt alors que la contrainte est la même dans les deux éléments.

$$\sigma^t = \sigma^{e2} = \sigma^{KV} = E_1\varepsilon^{e1} + \eta_0\dot{\varepsilon}^{e1}$$

$$\varepsilon^t = \varepsilon^{e2} + \varepsilon^{KV}$$

On a alors les relations

$$E_2\varepsilon^{e2} = E_1\varepsilon^{e1} + \eta_0\dot{\varepsilon}^{e1}$$

et

$$(E_1 + E_2).\varepsilon^{e1} + \eta_0\dot{\varepsilon}^{e1} = E_2.\varepsilon^t$$

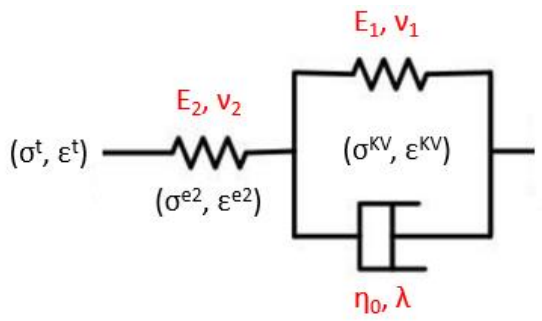


Figure A- 3: Modèle de Zener

Pour intégrer l'effet du taux de déformation sur le comportement du matériau, le ressort monté en série peut être définit comme dépendant du taux de déformation (Figure A- 4).

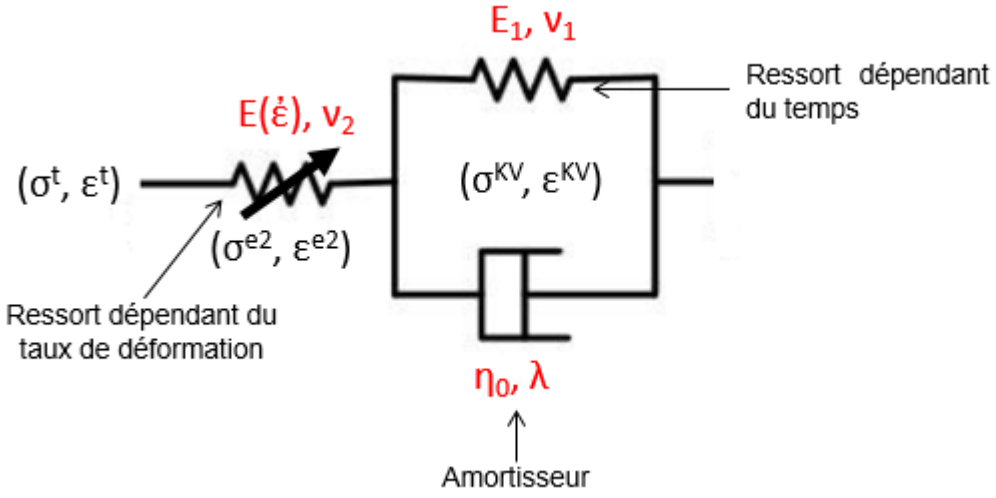


Figure A- 4: Modèle généralisé de Kelvin-Voigt avec ajout d'un ressort non-linéaire dépendant du taux de déformation.

Dans la loi Kelvin-Voigt généralisée initialement implémentée dans le modèle SM2S (Wagnac, 2011), la relation entre le module d'Young et le taux de déformation est la suivante :

$$E(\dot{\varepsilon}) = E_1.\dot{\varepsilon} + E_2$$

Pour obtenir la forme tridimensionnelle, les équations sont réécrites sous forme tensorielle en décomposant les tenseurs de contrainte et de déformation comme la somme de leurs composantes déviatorique et sphérique.

Ce modèle nécessite la définition de 8 paramètres matériaux : E, E_1, E_2 et ν (ressort dépendant du taux de déformation), E_t et ν_t (ressort dépendant du temps) et η_0 et λ (amortisseur) afin de trouver la déformation et la contrainte du système global.

Si l'on considère les comportements en fluage et en relaxation négligeables en condition dynamique, le module de Kelvin-Voigt peut être désactivé. Dans ce cas, seul l'effet du taux de déformation est considéré. Quatre paramètres (E_1, E_2, E et υ) doivent être définis (Wagnac et al., 2012) à partir d'essais de traction uniaxiale à deux vitesses différentes. Cependant, cette approche ne modélise pas la non-linéarité du comportement élastique des fibres de collagènes, ne permettant pas la reproduction de mouvements physiologiques (voir chapitre 4).

b. La loi viscoélastique quasi-linéaire (Fung, 1993)

La théorie de la viscoélasticité quasi-linéaire (QLV), développée par Fung en 1993 est une forme généralisée de la viscoélasticité dans laquelle la contrainte survenant dans un matériau dépend du temps et de la déformation. Cette loi, de par l'hypothèse de séparation des comportements dépendant du temps et de la déformation, est un outil relativement simple pour la description du comportement de nombreux tissus mous biologiques tels que les ligaments (Lucas et al., 2008; Yahia et al., 1991). Elle intègre l'effet de l'élasticité instantanée, $\sigma^e(\varepsilon)$ et de la relaxation en considérant une fonction de relaxation réduite, G(t). La contrainte est calculée d'après la relation suivante (Fung, 1993):

$$\sigma(\varepsilon, t) = \int_0^t G(t-\tau).\frac{d\sigma^e(\varepsilon)}{d\varepsilon}.\frac{d\varepsilon(\tau)}{d\tau}d\tau$$

La fonction de relaxation réduite dépend du matériau. Elle est souvent décrite par la relation suivante (Nekouzadeh et al., 2007) :

$$G(t) = G_\infty + \sum_i G_i e^{-t/\tau_i}$$

Avec τ_i les constantes de temps.

L'élasticité instantanée est décrite par :

$$\sigma^e(\varepsilon) = A(e^{B\varepsilon} - 1)$$

Avec A et B, les paramètres élastiques instantanés.

L'hypothèse limitant le pouvoir prédictif du modèle viscoélastique quasi-linéaire est l'indépendance de la force de relaxation par rapport au niveau de déformation. Ainsi, les courbes de relaxation pour un matériau donné auront la même forme et la même pente quel que soit le niveau de déformation. De plus, le QLV ne permet pas de modéliser la zone neutre car il ne permet pas de prendre en compte la différence entre la vitesse de relaxation et la vitesse de fluage.

c. Loi viscoélastique non linéaire

Pour des élongations ou des contraintes faibles (appartenant à l'intervalle physiologique), le modèle de viscoélasticité quasi-linéaire n'est pas suffisant pour décrire le comportement des ligaments (Provenzano et al., 2002; Provenzano et al., 2001). Des modèles entièrement non linéaires (Provenzano et al., 2001; Troyer & Puttlitz, 2011) sont alors utilisés en appliquant la méthode de la superposition modifiée (Findley et al., 1977; Lakes, 1998) ou encore la théorie de Schapery (Schapery, 1969). Dans ce modèle, le module de relaxation dépend de l'amplitude de déformation appliquée. La loi constitutive peut alors s'écrire :

$$\sigma(\varepsilon, t) = \int_0^t E(t-\tau, \varepsilon(t)).\frac{d\varepsilon(\tau)}{d\tau}d\tau$$

3. Hyperélasticité

Les modèles hyperélastiques permettent de décrire le comportement élastique non linéaire en contrainte-déformation des matériaux biologiques. Dans ces modèles, une fonction de densité d'énergie est utilisée pour décrire le comportement du matériau. Le modèle Neo-Hookéen est le modèle le plus simple. Il décrit le matériau comme un matériau élastique jusqu'à certain point à partir duquel il adoptera un comportement non-linéaire. Le modèle de Mooney-Rivlin, plus adéquat pour les grandes déformations que le modèle Néo-Hookien, est une combinaison linéaire des deux invariants du tenseur des déformations de Cauchy-Green. En général, le modèle Néo-Hookien et de Mooney-Rivlin sont valides pour des déformations inférieures à 20% et 100% respectivement (Freutel et al., 2014). Ces modèles sont généralement utilisés pour modéliser le comportement de la substance fondamentale non-fibreuse des tissus mous (Freutel et al., 2014). Dans certains cas, cette théorie a été utilisée pour modéliser le comportement des ligaments en adaptant la loi pour distinguer le comportement de la substance fondamentale et des fibres dans un continuum (Peña et al., 2007; Trajkovski et al., 2014).

4. Modèle d'endommagement et de rupture

Afin d'étudier les mécanismes de rupture des ligaments ainsi que du rachis dans son ensemble, il est important de définir un modèle de rupture. Un modèle de rupture par délétion d'élément a été implémenté dans les ligaments du modèle SM2S. Lorsque la déformation principale ε_1 atteint une valeur seuil ε_{t1} un facteur de dommage, $D = (\varepsilon_1 - \varepsilon_{t1}) / (\varepsilon_{t2} - \varepsilon_{t1})$ est appliqué pour réduire la contrainte dans l'élément. La rupture se produit lorsque D=1, i.e. lorsque la déformation principale atteint une valeur critique ε_{t2}. Une fonction de mise à l'échelle est définie pour tenir compte de l'influence du taux de déformation sur ε_{t1} et ε_{t2}.

ANNEXE B - TRAVAUX DE CARACTÉRISATION DES LIGAMENTS

Auteurs	Age	Région	Ligament	n	L (mm)	Aire (mm²)	v (mm.s^{-1}) / $\dot{\varepsilon}$ (s^{-1})	E (Mpa)	K (N/mm)	ε_{fail}	D_{fail} (mm)	σ_{fail} (Mpa)	F_{fail} (N)
								Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Chazal et al. 1985	[30-69]	T1-T12	ALL	3	6.0	30.3	0.02		127±22		4.6±1.7		417±85
			PLL	4	6.6	14.0			101±21		3.3±1		260±113
			LF	6	12.5	34.0			274±117		2.6±0.6		427±67
			ISL-SSL	5	10.7	16.8			58±36		2.8±0.3		130±90
			ITL	2	5.5	5.1			118±2		1.5±0.1		95±14
	[40-80]	T12-L1	ALL	5	12.3	65.6			120±25		6.3±0.7		511±43
			PLL	6	11.6	25.7			129±31		4.3±0.8		383±88
			LF	1	19.0	39.0			109±0		4.8±0		340
			ISL-SSL	9	11.2	30.3			67±30		4.9±0.8		213±79
Yoganandan et al. 1989	[46-88]	C2-T1	ALL	13			250		47±10		6.4±0.4		166±31
			LF	13			2500		83±7		6.3±0.6		350±45
			ALL	13			250		62±14		6.3±0.8		182±13
			LF	13			2500		93±13		8±0.7		335±28

Auteurs	Age	Région	Ligament	n	L (mm)	Aire (mm²)	v (mm.s^{-1}) / $\dot{\varepsilon}$ (s^{-1})	E (Mpa)	K (N/mm)	ε_{fail}	D_{fail} (mm)	σ_{fail} (Mpa)	F_{fail} (N)
								Mean± SD	Mean±SD	Mean± SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Pintar et al 1992	[30-89]	T1-S1	ALL	132	37.1	32.4	10		33±16	[0.28 - 0.49]		[8.2 - 16.1]	
			PLL		33.3	5.2			20±12	[0.11 - 0.16]		[7.2 - 28.4]	
			LF		15.2	84.2			27±9	[0.29 - 1.02]		[1.3 -4.1]	
			JC		16.4	43.8			34±11	[0.48 - 0.90]		[3.5 - 14.4]	
			ISL		16.0	35.1			12±7	[0.52 - 1.20]		[1.8 - 5.9]	
			SSL		25.2	25.2			24±11	[0.71 - 1.15]		[8.9 - 15.5]	
Yoganandan et al 2000	>60	C2-C5	ALL	10	18.8	11.1	10	43.8	16±3	0.31±0.05		8.4±1.8	
		C5-T1		7	18.3	12.1		28.2	18±1	0.35±0.06		12±1.4	
		C2-C5	PLL	7	19.0	11.3		40.9	25±7	0.18±0.03		6.3±2.3	
		C5-T1		10	17.9	14.7		23.0	23±2	0.34±0.03		12.8±3.4	
		C2-C5	LF	12	8.5	46.0		3.1	25±7	0.77±0.13		2.6±0.8	
		C5-T1		11	10.6	48.9		3.5	22±4	0.88±0.13		2.6±0.3	
		C2-C5	JC	8	6.9	42.2		5.0	34±6	1.48±0.29		5.7±1.5	
		C5-T1		11	6.7	49.5		4.8	37±6	1.16±0.2		7.4±1.3	
		C2-C5	ISL	8	10.4	13.0		4.9	8±2	0.61±0.11		3±0.8	
		C5-T1		8	9.9	13.4		5.0	6±1	0.68±0.14		2.9±0.7	

Auteurs	Age	Région	Ligament	n	L (mm)	Aire (mm²)	v (mm.s^{-1}) / $\dot{\varepsilon}$ (s^{-1})	E (Mpa)	K (N/mm)	ε_{fail}	D_{fail} (mm)	σ_{fail} (Mpa)	F_{fail} (N)
								Mean± SD	Mean±SD	Mean± SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Iida et al. 2002	[18-85]	L4-L5	ISL-SSL	24	9.9	185.1	0.50	3.3±2.1	61±37			1.2±0.6	203±103
Shim et al. 2006	[40-69]	C2-C7	ALL	11	4.8		2916	186.5±83		0.22±0.06		22.5±5.7	
			PLL	5	4.6		2967	189.1±163.9		0.32±0.12		23±13	
			LF	12	5.7		2554	37.3±14.8		0.41±0.23		8.1±2.5	
			JC	15	6.5		1920	27.2±14.4		0.39±0.14		7.2±3.3	
			ISL	9	9.4		1321	9.5±4.9		0.32±0.12		1.9±1.4	
Ivancic et al 2007	[71 - 92]	C2-T1	ALL	14			723		50±53		4±1		138±112
			PLL	16					53±34		4.2±1.5		164±80
			LF	15					118±83		4.2±1.5		244±143
			JC	32					58±29		4.9±1.4		220±84
			ISL-SSL	9					20±12		5.9±2.9		86±68
Bass et al 2007	[50-68]	C2-T1	ALL	61			627					33.3±19.5	400±239
			PLL	61								32.6±24.8	435±290
			LF	61								5.3±2.8	231±119

Auteurs	Age	Région	Ligament	n	L (mm)	Aire (mm²)	v (mm.s^{-1}) / $\dot{\varepsilon}$ (s^{-1})	E (Mpa)	K (N/mm)	ε_{fail}	D_{fail} (mm)	σ_{fail} (Mpa)	F_{fail} (N)
								Mean± SD	Mean±SD	Mean± SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Mattucci et al 2012	[26 - 50]	C7-T1	ALL	16	3.9		0.5	50±22	139±58	1.15±0.49	4±1.1	31.9±13.2	342±149
				12			50	68±33	164±57	0.93±0.41	3.9±1.5	35.8±14.9	384±166
				15			150	106±25	242±65	0.9±0.31	3.8±1	45.6±11.9	450±132
			PLL	16	3.9		0.5	63±22	215±68	0.76±0.31	2.7±1.1	29.3±12.1	341±104
				13			20	98±40	288±90	0.73±0.21	2.9±0.9	43.8±19.3	497±167
				19			150	142±69	362±151	0.65±0.2	2.8±0.7	39.4±15.2	437±135
			LF	14	8.5		0.5	24.6±15.1	118±70	0.62±0.12	5.6±1.4	5.6±2.4	243±118
				13			20	28.6±13.3	141±65	0.58±0.13	4.9±1.5	8±3.1	328±121
				15			150	29.5±15.5	144±70	0.52±0.16	4.2±1.5	6.5±2.4	258±99
			JC	25	4.0		0.5	6.9±3.2	85±41	0.97±0.32	4.4±1.4	3.5±1.2	195±62
				24			20	10.1±3.4	122±43	1.12±0.51	4.2±1.9	6±2.2	270±91
				36			150	11.8±3.6	142±40	1.11±0.46	4.3±1.8	6.1±1.7	286±73
			ISL	14	10.7		0.5	13.7±10	13±8	0.65±0.17	6.7±1.9	4.5±2.9	56±37
				12			20	33.2±25.7	36±25	0.4±0.12	4.7±1.5	7.5±6.5	93±69
				17			150	29.9±15	35±17	0.45±0.12	4.6±1.3	8.3±6.2	98±66
Iwasky 2012		T12-L1	ALL	8			[242-2808]						815±234
			PLL	9									463±162
			LF	6									865±313

Auteurs	Age	Région	Ligament	n	L (mm)	Aire (mm²)	v (mm.s^{-1}) / $\dot{\varepsilon}$ (s^{-1})	E (Mpa)	K (N/mm)	ε_{fail}	D_{fail} (mm)	σ_{fail} (Mpa)	F_{fail} (N)
								Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Trajkovski et al 2014	<25	C2-C7	ALL	3	3.5	10.5	2	38.6±8.4	100±1	1.27±0.3	4.7±1.2	30.5±6.9	319±67
	[26 - 60]		PLL	7	3.8	10.4		34.3±8.7	96±16	1.03±0.18	3.8±0.7	21.8±5	227±44
	>60		LF	5	3.7	10.6		30.3±6.4	89±13	0.81±0.15	2.9±0.6	17.3±3.9	182±51
	<25		ALL	4	4.0	13.1		42.4±4.8	136±13	0.94±0.16	3.7±0.3	27.9±5.6	360±44
	[26 - 60]		PLL	5	3.9	13.5		37.9±5.4	134±27	0.89±0.05	3.6±0.4	22.2±4.8	310±76
	>60		LF	6	3.5	13.2		27.5±7	111±23	0.77±0.12	2.7±0.7	14.7±4.5	181±53
	<25		ALL	5	4.1	33.1		8.3±1.2	64±15	1.52±0.18	5.9±0.6	6.7±0.7	224±23
	[26 - 60]		PLL	5	4.1	34.0		7.4±2.8	48±11	1.26±0.41	4.6±0.2	3.9±0.1	131±10
	>60		LF	3	4.0	33.6		5.5±1.7	42±15	1.09±0.23	4.2±0.3	3.5±0.7	115±24
Robertson et al. 2015	[67-86]	T1-T12	SSL	11			2		17±9	0.83±0.27		8.3±5.9	
	[47-100]	T12-L5		19					19±9	0.89±0.46		11±9.7	

ANNEXE C - RÉSULTATS DES ESSAIS DE TRACTION DES LIGAMENTS RACHIDIENS

Tests dynamique lente

ID essai	N° corps	Niveau vertébral	Région	Type de ligament	Type courbe (linéaire / concave / convexe)	Taux de déformation	K (N/mm)	Taux de déformation	K (N/mm)	% d'erreur sur K	K_{mean} (2 essais)
1	1	L2-L3	L	ALL	concave	0.6	255	0.6	243	4	249
2	1	T12-L1	TL	LF	convexe	0.5	88	0.5	90	2	89
3	1	T12-L1	TL	PLL	L	0.6	506	0.6	492	3	499
4	1	C7-T1	T	LF	convexe	0.8	144	0.7	134	7	139
6	1	L2-L3	L	PLL	convexe	0.5	383	0.5	370	3	376
7	1	L2-L3	L	ISL	L	0.6	6	0.6	5	13	6
8	1	T9-T10	T	PLL	convexe	0.8	209	0.8	204	2	206
9	1	T12-L1	TL	ALL	L	0.7	453	0.7	453	0	453
10	1	L4-L5	L	ALL	L	2.1	160	2.1	154	4	157
11	1	L4-L5	L	ISL	L	0.8	9	0.9	7	18	8
12	1	T9-T10	T	LF	convexe	1.0	113	1.0	106	6	109
13	1	C7-T1	T	PLL	L	1.1	113	1.1	101	10	107
14	17-15	L4-L5	L	LF	L	0.2	12	0.2	13	4	13
15	17-15	T12-L1	TL	LF	L	0.9	25	0.9	25	0	25
16	17-15	L4-L5	L	ALL	L	0.6	69	0.6	67	4	68
17	17-15	T8-T9	T	ALL	L	1.1	291	1.0	286	2	288
18	17-15	T9-T10	T	PLL	L	0.7	316	0.8	315	0	316
20	17-15	L1-L2	TL	PLL	concave	0.6	69	0.6	64	7	66
21	36-15	T5-T6	T	PLL	concave	1.0	324	1.1	231	29	278
22	36-15	L1-L2	L	ALL	L	0.5	463	0.5	455	2	459
23	36-15	T11-T12	TL	ALL	L	0.7	693	0.7	646	7	669

24	36-15	L1-L2	TL	PLL	HE	0.8	163	0.7	161	1	162
25	36-15	T7-T8	T	PLL	L	1.3	600	1.2	558	7	579
26	36-15	L3-L4	L	ALL	concave	0.4	942	0.4	850	10	896
27	36-15	L1-L2	TL	LF	L	0.8	242	0.9	214	12	228
28	36-15	T11-T12	TL	PLL	L	0.8	512	0.8	481	6	496
37	121-15	T10-T11	T	ALL	L	0.5	166	0.6	156	6	161
38	121-15	T8-T9	T	PLL	convexe	0.8	207	0.8	193	7	200
39	121-15	T10-T11	T	LF	L	0.3	59	0.3	58	1	59
40	121-15	C7-T1	T	LF	L	0.8	36	0.9	35	4	35
41	121-15	T8-T9	T	ALL	L	0.8	222	0.7	219	1	221
42	121-15	T2-T3	T	ALL	L	0.9	90	0.8	84	7	87
43	121-15	T10-T11	T	PLL	convexe	0.5	71	0.5	68	5	69
44	121-15	T8-T9	T	LF	L	0.4	105	0.5	76	28	90
46	67-17	T12-L1	TL	ALL	concave	0.5	26	0.5	23	9	24
47	67-17	L2-L3	L	PLL	L	0.6	33	0.6	32	2	33
48	111-16	L4-L5	L	PLL	L	0.6	14	0.6	14	0	14
50	67-17	T4-T5	T	PLL	concave	1.0	185	1.0	181	2	183
51	67-17	T8-T9	T	PLL	concave	0.8	408	0.8	382	6	395
52	67-17	L4-L5	L	PLL	concave	0.7	55	0.7	50	9	53
53	67-17	T6-T7	T	PLL	L	0.9	294	0.9	280	5	287
54	67-17	T4-T5	T	ALL	L	1.0	645	1.0	642	1	643
55	111-16	T4-T5	T	PLL	L	1.1	167	1.0	161	4	164
56	111-16	T10-T11	T	PLL	L	1.0	130	1.0	126	3	128
57	67-17	L2-L3	L	ALL	L	0.4	184	0.4	175	5	180

Tests dynamique rapide

ID essai	N° corps	Niveau vertébral	region	Type ligament	vitesse (mm/s)	Taux de déformation	D_{fail} (mm)	F_{fail} (N)	K (N/mm)	ε_{fail}	σ_{fail} (Mpa)	E (Mpa)
37	121-15	T10-T11	T	ALL	841	92.7	2.50	928	712	0.3	20.2	141
38	121-15	T8-T9	T	PLL	438	72.9	1.18	994	1859	0.2	67.6	759
39	121-15	T10-T11	T	LF	648	43.5	3.12	694	534	0.2	21.4	246
40	121-15	C7-T1	T	LF	647	117.3	3.01	186	147	0.5	7.3	32
42	121-15	T2-T3	T	ALL	709	118.6	2.21	798	486	0.4	26.4	96
43	121-15	T10-T11	T	PLL	134	13.7	2.22	1250	1781	0.2	52.0	727
44	121-15	T8-T9	T	LF	663	56.1	4.85	806	457	0.4	31.4	210
46	67-17	T12-L1	TL	ALL	398	42.3	7.39	632	363	0.8	13.3	72
47	67-17	L2-L3	L	PLL	389	45.7	3.00	691	833	0.4	125.2	1282
48	111-16	L4-L5	L	PLL	295	35.4	4.05	732	1004	0.5	144.8	1654
50	67-17	T4-T5	T	PLL	253	51.6	1.42	745	1777	0.3	62.0	725
51	67-17	T8-T9	T	PLL	253	41.4	2.78	1419	2608	0.5	95.0	1064
52	67-17	L4-L5	L	PLL	242	33.7	3.62	923	1215	0.5	184.2	1747
53	67-17	T6-T7	T	PLL	115	21.2	0.78	389	557	0.1	29.4	228
54	67-17	T4-T5	T	ALL	173	36.1	0.63	561	1294	0.1	23.1	256
56	111-16	T10-T11	T	PLL	467	96.8	3.36	294	103	0.7	24.9	42
57	67-17	L2-L3	L	ALL	382	33.5	5.37	884	204	0.5	27.9	73