



HAL
open science

Identification et effet des états de tension des ligaments en fonction de la posture du rachis lombaire

Pierre-Hugo Minster

► **To cite this version:**

Pierre-Hugo Minster. Identification et effet des états de tension des ligaments en fonction de la posture du rachis lombaire. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2023. Français. NNT : 2023LYO10199 . tel-04701331

HAL Id: tel-04701331

<https://theses.hal.science/tel-04701331v1>

Submitted on 18 Sep 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**THÈSE de DOCTORAT DE
L'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON 1**

**École Doctorale N°162
(Mécanique ; énergétique ; génie civil ;
acoustique)**

Discipline : Mécanique

Soutenance prévue le 18/10/2023, par :

MINSTER Pierre-Hugo

**Identification et effet des états de tension
des ligaments en fonction de la posture du
rachis lombaire**

Devant le jury composé de :

Mme. EVIN Morgane	Chargée de recherche, Université Gustave Eiffel, Marseille, France	Rapporteure
M. LAPORTE Sébastien	Professeur des Universités, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, France	Rapporteur
Mme. RONEL Sylvie	Professeure des Universités, Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France	Présidente
M. LAFON Yoann	Directeur de Recherche, Université Gustave Eiffel, Bron, France	Directeur de thèse
M. BEILLAS Philippe	Directeur de Recherche, Université Gustave Eiffel, Bron, France	Invité (Co-Directeur de thèse)

Remerciements

Je tiens tout d'abord à exprimer ma sincère reconnaissance envers mes directeurs de thèse, M. Yoann Lafon et M. Philippe Beillas. Leur encadrement, leurs conseils avisés et leurs critiques constructives ont joué un rôle fondamental dans le développement de cette thèse. Leur accompagnement attentif a été une source constante de motivation et d'éclairage tout au long de ces trois années. Je tiens également à les remercier pour leur disponibilité et leur soutien continu. Leur écoute, leur confiance et leurs conseils m'ont été d'une grande aide et ont contribué de manière significative à l'aboutissement de ce travail de recherche.

Je remercie également les membres du jury pour le temps consacré à la lecture de mon manuscrit et à l'évaluation de cette thèse. Merci pour ce moment d'échange, pour les questions et les remarques pertinentes lors de la soutenance de thèse ont été grandement appréciées.

Je remercie également les membres de comités de suivi, Mme Karine Bruyere et M. Emmanuel Ferrier pour leurs disponibilités et leurs écoutes lors de nos entrevues.

Je tiens à exprimer ma gratitude envers le M. Jonas Widmer et son équipe du groupe de biomécanique rachidienne de l'hôpital universitaire de Balgrist (Spine Biomechanics group, Universitätsklinik Balgrist, Zürich, Suisse) pour avoir partagé leurs données utilisées dans cette thèse.

Je remercie M. David Miton ainsi que les membres du LBMC pour m'avoir chaleureusement accueilli aux laboratoires. Un grand merci pour leurs soutiens, pour les moments de partages et d'entraide. Aux doctorants et aux permanents, je souhaite témoigner ma reconnaissance pour chaque moment passé au laboratoire, mais aussi en dehors, qui a incontestablement enrichi ces années sous tous les aspects.

Enfin, un grand merci à ma famille et mes amis qui m'ont soutenu depuis des années. Un remerciement particulier à Tarama pour m'avoir accompagné tout le long de ces années et à chaque moment de cette thèse.

Titre : Identification et effet des états de tension des ligaments en fonction de la posture du rachis lombaire

Résumé

Les modèles numériques de corps humain, en particulier par la méthode des éléments finis, se sont largement répandus en biomécanique et en ingénierie médicale. Ces modèles permettent de décrire le comportement mécanique des structures anatomiques, tout en prenant en compte différentes morphologies. Les modèles incluant une représentation de la colonne lombaire sont aujourd'hui largement utilisés en orthopédie (ex : la conception d'implants), en ergonomie (ex : prédiction des risques de douleur) et en choc automobile (ex : la conception des dispositifs de retenue).

Mais ces modèles supposent presque toujours un état initial de contrainte et déformation nulle. Pour la colonne lombaire, ils ne prennent en compte ni les chargements initiaux des ligaments rachidiens pour une posture initiale donnée, ni les changements résultant d'un changement de posture initiale. Or, les ligaments jouent un rôle crucial dans la stabilité et la réponse mécanique de la colonne vertébrale.

Le projet de thèse vise à identifier et évaluer les états initiaux des ligaments lombaires en fonction de la posture, pour faciliter leur implémentation dans des modèles par éléments finis. Le travail de recherche est divisé en trois parties : l'identification des états initiaux des ligaments, la modélisation de ces états et l'évaluation des réponses des modèles.

Les deux premiers chapitres de cette thèse fournissent des rappels anatomiques sur le rachis lombaire et une revue de littérature sur la modélisation et les caractéristiques des ligaments lombaires. Le troisième chapitre étudie plusieurs modélisations des ligaments ainsi que leurs effets, et présente une méthode permettant de déterminer des gammes admissibles pour les laxités et prétensions ligamentaires afin de répondre aux exigences d'amplitude de mouvement. La méthode est générique et peut être adaptée à tout type de modèle et de structures anatomiques. Le quatrième chapitre décrit l'effet des précédentes laxités et de prétensions des ligaments sur des modèles isolés et de corps complet : la réponse mécanique simulée est comparée à des données expérimentales de la littérature (cinématique, efforts facettaires, pression intra-discale, et risque à rupture des ligaments) et met en évidence l'importance de modéliser les laxités et prétension dans les différents types de modèles pour améliorer leur concordance comportementale aux données expérimentales. Le cinquième chapitre étudie la possibilité de déterminer ou mieux contraindre la laxité des ligaments à partir de résultats expérimentaux détaillés et cohérents issus de plusieurs études récentes. Les corrélations entre laxité expérimentale et paramètres vertébraux sont étudiées et permettent d'expliquer une partie de la variance. Puis l'étude du chapitre 3 est répétée sans que les laxités et prétensions ne puisse être diminuées, mais de nouvelles hypothèses ont émergé. Le chapitre 6 explore de nouvelles approches en matière de modélisation des ligaments en s'appuyant sur des modèles par fibre et des conditions fonctionnelles. Tous ces modèles permettent de prédire dans une certaine mesure des essais de traction ligamentaire, mais des modélisations spécifiques sont requises pour satisfaire aux exigences fonctionnelles. Enfin, le chapitre 7 présente une discussion générale et une conclusion.

Ces travaux ont montré la nécessité de choisir et de modéliser l'état de laxité et prétension initial dans les ligaments lombaires pour améliorer le réalisme des modèles numériques utilisés en biomécanique vertébrale.

Mots-clés : modèle humain numérique, élément fini, rachis lombaire, ligaments, laxité, précharge, amplitude de mouvement

Title: Identification and effects of the initial tension state in ligaments according to the lumbar spine posture

Abstract

Numerical models of the human body, particularly employing the finite element method, have become widespread in biomechanics and medical engineering. These models make it possible to describe the mechanical behavior of anatomical structures while considering different morphologies. Models including a representation of the lumbar spine are now widely used in orthopedics (e.g., design of implants), ergonomics (e.g., prediction of pain risks), and auto-mobile shock (e.g., design of restraint system).

However, these models almost always assume an initial state of zero stress and strain. For the lumbar spine, they consider neither the initial loadings of the spinal ligaments for a given initial posture nor the changes resulting from a change of the initial posture. However, ligaments play a crucial role in the stability and mechanical response of the spine.

The thesis project aims to identify and evaluate the initial states of the lumbar ligaments according to the posture to facilitate their implementation in finite element models. The research work is divided into three parts: the identification of the initial states of the ligaments, the modeling of these states, and the evaluation of the responses of the models.

The first two chapters of this thesis provide anatomical reminders of the lumbar spine and a literature review on the modeling and characteristics of the lumbar ligaments. The third chapter studies several models of ligaments as well as their effects and presents a method for determining admissible ranges for ligament laxities and pretensions to meet the range of motion requirements. The method is generic and can be adapted to any type of model and anatomical structures. The fourth chapter describes the effect of previous laxities and ligament pretensions on isolated and full-body models: the simulated mechanical response is compared with experimental data from the literature (kinematics, facet forces, intra-discal pressure and risk of ligament rupture) and highlights the importance of modeling laxity and pretension in the different types of models to improve their behavioral concordance with experimental data. The fifth chapter studies the possibility of determining or better constraining ligament laxity from detailed and consistent experimental results from several recent studies. The correlations between experimental laxity and vertebral parameters are studied and explain part of the variance. Then the study of Chapter 3 is repeated without the laxities and pretensions being able to be reduced, but new hypotheses have emerged. Chapter 6 explores new approaches to ligament modeling based on per-fiber models and functional conditions. All of these models can predict ligament tensile tests to some extent, but specific modeling is required to meet functional requirements. Finally, Chapter 7 presents a general discussion and a conclusion.

This work has shown the need to choose and model the state of laxity and initial pretension in the lumbar ligaments to improve the realism of the numerical models used in spinal biomechanics.

Keywords: numerical human model, finite element, lumbar spine, ligaments, laxity, preload, range of motion

Sommaire

INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	9
CHAPITRE 1 ANATOMIE	13
1. Anatomie descriptive du rachis.....	14
1.1. <i>Plans anatomiques et repères de référence.....</i>	<i>14</i>
1.2. <i>Le rachis et les vertèbres</i>	<i>14</i>
1.3. <i>Les articulations et ligaments intervertébraux</i>	<i>15</i>
1.4. <i>Les muscles dorsaux</i>	<i>17</i>
2. Repères anatomiques du rachis	19
3. Anatomie fonctionnelle du rachis : mobilité.	19
CHAPITRE 2 ÉTAT DE L'ART	21
1. Introduction.....	22
1.1. <i>Objectif et organisation de l'état de l'art.....</i>	<i>22</i>
1.2. <i>Introduction sur les modèles</i>	<i>22</i>
2. Modélisation des structures de la colonne lombaire	25
2.1. <i>Les vertèbres et les facettes</i>	<i>25</i>
2.2. <i>Les disques intervertébraux.....</i>	<i>25</i>
2.3. <i>Les ligaments intervertébraux.....</i>	<i>26</i>
3. Mobilité et lésions du rachis lombaire	34
3.1. <i>Comportement in vivo du rachis.....</i>	<i>35</i>
3.2. <i>Comportement in vitro du rachis.....</i>	<i>36</i>
4. États initiaux des ligaments lombaires	40
4.1. <i>Introduction et définition</i>	<i>40</i>
4.2. <i>Méthodes de caractérisation.....</i>	<i>41</i>
4.3. <i>États initiaux des ligaments lombaires : modélisation.....</i>	<i>43</i>
5. Synthèse et objectifs.....	45
CHAPITRE 3 MODÉLISATION LIGAMENTAIRE ET IMPLICATIONS DES EXIGENCES D'AMPLITUDES DE MOUVEMENT SUR LA LAXITÉ DES LIGAMENTS	49
1. Introduction.....	51
2. Étude exploratoire de la modélisation lombaire : ligaments, précharges et postures	51

2.1.	<i>Introduction</i>	51
2.2.	<i>Modèles</i>	52
2.3.	<i>Postures et précharges</i>	53
2.4.	<i>Interactions disque/ligaments</i>	54
2.5.	<i>Modélisations de l'ISL avec fibres orientées</i>	56
2.6.	<i>Jeux de données ligamentaires</i>	58
2.7.	<i>Ruptures ligamentaires</i>	60
2.8.	<i>Discussion</i>	61
3.	Implication des exigences d'amplitudes de mouvement sur la laxité des ligaments	62
3.1.	<i>Introduction</i>	62
3.2.	<i>Matériels et méthodes</i>	63
3.3.	<i>Résultats</i>	70
3.4.	<i>Discussions</i>	74
3.5.	<i>Limitations et Perspectives</i>	75
4.	Conclusion	77
	CHAPITRE 4 EFFETS DES LAXITÉS ET PRÉTENSIONS LIGAMENTAIRE POUR DES APPLICATIONS EN BIOMÉCANIQUE : ÉTUDE COMPLÉMENTAIRE	79
1.	Introduction	80
2.	Effet de la laxité sur la réponse de modèles sous charge infra-lésionnelle	80
2.1.	<i>Introduction</i>	80
2.2.	<i>Méthodes</i>	80
2.3.	<i>Résultats et observations</i>	83
2.4.	<i>Discussion</i>	93
3.	Effet de la laxité sur la réponse de modèles sous fortes charges	94
3.1.	<i>Introduction</i>	94
3.2.	<i>Méthodes</i>	94
3.3.	<i>Résultats et observations</i>	97
3.4.	<i>Discussion</i>	103
4.	Conclusion	103
	CHAPITRE 5 DÉTERMINANTS DE LA LAXITÉ ET RAFFINEMENT DES HYPOTHÈSES FONCTIONNELLES	105

1.	Introduction.....	106
2.	Estimation de la laxité à partir d’essais de traction	107
	2.1. <i>Introduction.....</i>	107
	2.2. <i>Matériel et Méthodes.....</i>	108
	2.3. <i>Résultats.....</i>	113
	2.4. <i>Discussion.....</i>	119
3.	Diminution de la gamme de laxité admissible.....	120
	3.1. <i>Introduction.....</i>	120
	3.2. <i>Matériel et Méthode.....</i>	120
	3.3. <i>Résultats.....</i>	122
	3.4. <i>Discussion.....</i>	126
4.	Conclusion	128
CHAPITRE 6 MODÉLISATION PAR FIBRE ET LAXITÉ LIGAMENTAIRE		129
1.	Introduction.....	130
2.	Méthodes	132
3.	Résultats.....	136
	3.1. <i>Origine de la courbe de traction connue.....</i>	136
	3.2. <i>Sans connaissance de l’origine de la courbe de traction.....</i>	145
4.	Discussion et conclusion	147
CHAPITRE 7 SYNTHÈSE ET PERSPECTIVES		150
	Perspectives	153
	<i>Modélisation.....</i>	153
	<i>Expérimental.....</i>	154
RÉFÉRENCES		156
TABLE DES FIGURES.....		167
TABLE DES TABLEAUX.....		170
ANNEXES.....		171

Introduction générale

Les modèles numériques de corps humain, en particulier ceux basés sur la méthode des éléments finis, se sont largement répandus en biomécanique et en ingénierie biomédicale. Ces modèles permettent de décrire le comportement mécanique du corps humain et de ses structures anatomiques en prenant en compte différentes morphologies et cas de chargement. Les modèles de rachis (notamment lombaires) sont largement exploités en orthopédie par exemple pour analyser la compensation posturale chez des patients atteints de maladies dégénératives (Lindsey et al., 2018) ou pour étudier la biomécanique des articulations sacro-iliaques (Mackiewicz et al., 2016) ou les douleurs causées par des surcharges (Más et al., 2017). En ergonomie et santé au travail, ces modèles sont employés pour quantifier les effets de la pression sur les disques intervertébraux et les risques de douleurs associés (Kennedy et al., 2004). En biomécanique des chocs, ces modèles servent à prédire le risque de fractures et glissement de ceinture ventrale associés à de nouvelles postures (Grébonval et al., 2021). Le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) contribue en particulier au développement du modèle commercial GHBMC (www.ghbmc.com), dont sa partie lombaire.

Les modèles de corps humain partiels ou complets (Figure 1), sont développés pour une posture spécifique qui peut être modifiée selon l'application. Ces modèles sont typiquement utilisés en supposant un état nul de contrainte et déformation initial. Or, un chargement initial des tissus (précharge ou laxité, i.e. un relâchement des tissus) peut préexister même dans la posture de référence ayant servi à construire le modèle. De plus, tout changement de posture induit des chargements des tissus de la colonne vertébrale qui sont maintenus en fin de mouvement (illustrations en Figure 2).

Les ligaments rachidiens jouent un rôle essentiel dans la biomécanique de la colonne vertébrale, en assurant sa stabilité lors de mouvements physiologiques (White and Panjabi, 1990) et en protégeant les structures anatomiques par la reprise d'une partie des charges externes (Bogduk, 2005). Là aussi, les modèles de la littérature ne tiennent généralement pas compte des états initiaux des ligaments rachidiens (Dreischarf et al., 2016). Pourtant, plusieurs études ont souligné que la prise en compte des laxités ligamentaires pourrait améliorer la réponse cinématique (Hortin and Bowden, 2016; Lasswell et al., 2017).

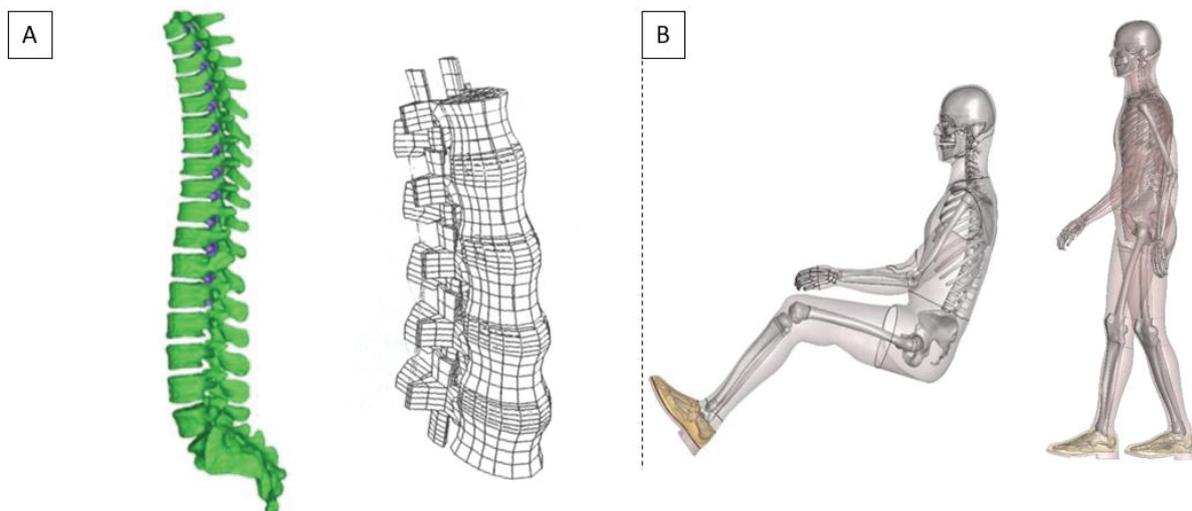


Figure 1. Exemples de modèles éléments finis.

A) Modèles régionaux : colonne entière (Henao et al., 2016) et de colonne lombaire (Lavaste et al., 1992). B) Modèle corps complet GHBMC M50 en position occupant (assis) et piéton (debout) (www.ghbmc.com).

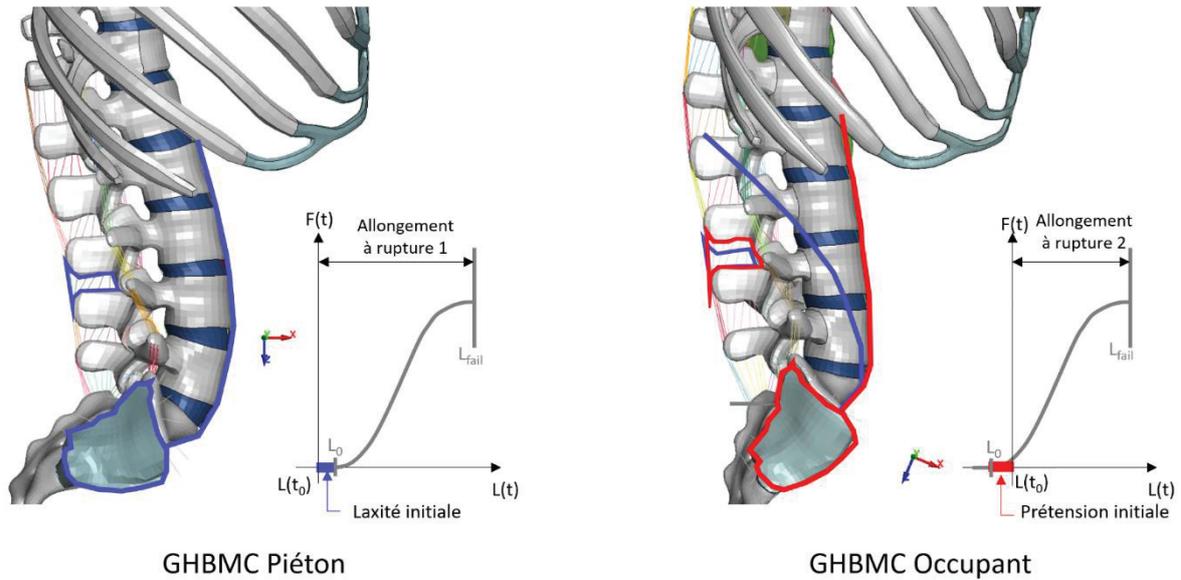


Figure 2. Modèles du rachis du modèle GHBMC M50 en postures piéton et occupant (profil antérieur de la colonne surligné). Un ligament postérieur est entouré entre deux épineuses. En position debout (gauche, bleu), le ligament est plus court qu'en position assise (droite, rouge). L'allongement à rupture depuis la posture initiale est affecté par la posture : une laxité initiale qui pourrait être présente dans le ligament en position debout pourrait devenir une prétension en position assise.

Dans ce cadre de la modélisation par éléments finis du rachis lombaire, l'objectif général de cette thèse consiste à identifier et modéliser les états initiaux des ligaments et à évaluer leurs effets sur le comportement, en fonction de la posture.

Le premier chapitre propose quelques rappels d'anatomie. Le deuxième chapitre présente trois revues de littérature sur la caractérisation expérimentale du rachis lombaire, sa modélisation, et sur les caractéristiques et la modélisation des ligaments lombaires.

Le troisième chapitre étudie d'abord l'effet de modélisations des ligaments sur des modèles d'unité fonctionnelle. Puis, pour la modélisation retenue, une méthodologie numérique est développée pour déterminer les amplitudes de laxité et prétension des ligaments permettant de respecter des hypothèses fonctionnelles.

Le quatrième chapitre étudie l'effet des gammes de laxité et de prétension prédites dans le chapitre précédent sur la réponse de divers modèles, au regard de référence de la littérature expérimentale. L'analyse porte sur plusieurs indicateurs (cinématique, pression intra-discale, efforts facettaires, ruptures ligamentaires), pour des analyses d'amplitude infra-lésionnelle et lésionnelles pour des unités vertébrales fonctionnelles (ex : L1-L2), des groupes fonctionnels (ex : L3-L5), et d'un modèle corps complet.

Le chapitre 5 propose dans un premier temps d'évaluer les méthodes de calcul des laxités et prétensions ainsi que d'examiner les relations entre avec des paramètres spécifiques aux spécimens. Ensuite, elle applique l'approche de détermination des laxités/prétensions ligamentaires du chapitre 3, non pas à partir de données hétéroclites publiées, mais à partir de résultats expérimentaux détaillés et cohérents : cette base de données récentes contient, pour plusieurs niveaux vertébraux, les géométries osseuses en position initiale, le niveau de dégénérescence discale, et la caractérisation tant des unités fonctionnelles (pour plusieurs chargements) que de chacun de leurs ligaments (en traction). Cette base de données a été fournie par Jonas Widmer (Spine Biomechanics group, Universitätsklinik Balgrist, Zürich, Suisse) dans le cadre d'une collaboration. Notre hypothèse était que la cohérence et

l'étendue des données expérimentales permettrait d'affiner les hypothèses utilisées pour la détermination des laxités.

À la suite des divers résultats obtenus dans les chapitres 3 et 5, le chapitre 6 explore de nouvelles approches en matière de modélisation des ligaments. Ces approches s'appuient sur des modèles simplifiés destinés à être utilisés dans le cadre des simulations par éléments finis dans le domaine de la biomécanique. Les modèles reposent sur une méthodologie de modélisation à base de fibres et examinent comment ces modèles interagissent avec des hypothèses fonctionnelles.

Chapitre 1

Anatomie

Ce chapitre a pour objectif de fournir une introduction sur l'anatomie du rachis. Après un rappel de l'anatomie descriptive du rachis et des repères traditionnellement utilisés, l'anatomie fonctionnelle du rachis sera centrée sur la définition de la zone neutre et des mobilités.

SOMMAIRE

CHAPITRE 1 ANATOMIE	13
1. Anatomie descriptive du rachis.....	14
1.1. Plans anatomiques et repères de référence.....	14
1.2. Le rachis et les vertèbres	14
1.3. Les articulations et ligaments intervertébraux	15
1.4. Les muscles dorsaux	17
2. Repères anatomiques du rachis	19
3. Anatomie fonctionnelle du rachis : mobilité.	19

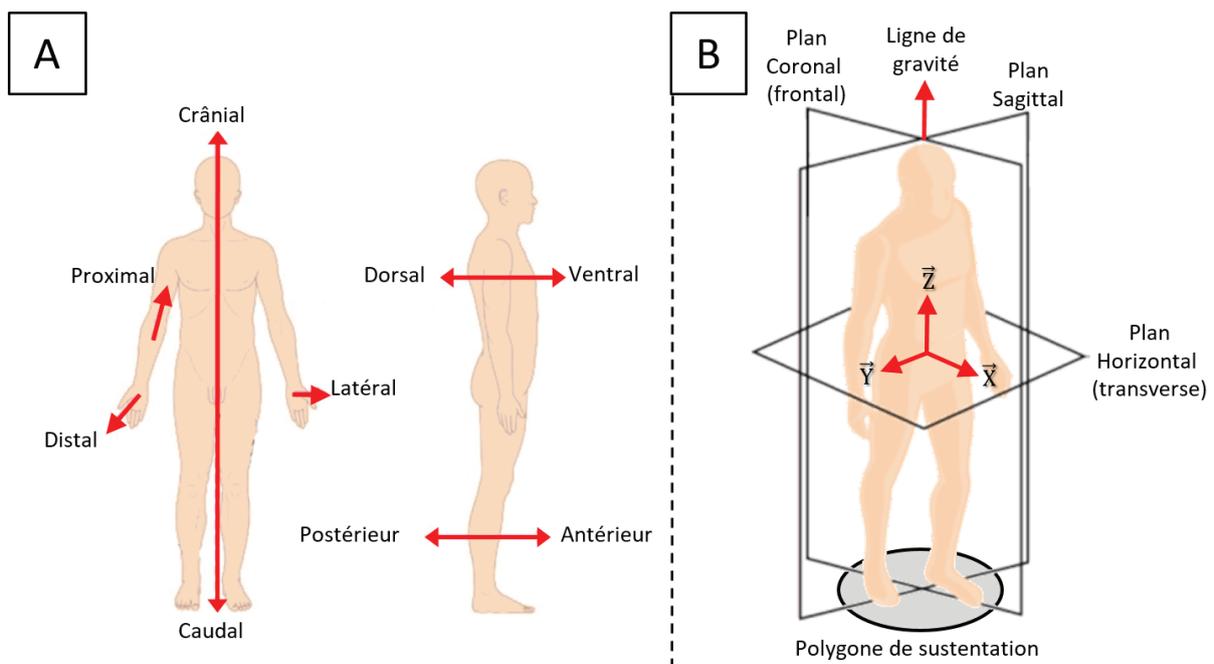
1. Anatomie descriptive du rachis

1.1. Plans anatomiques et repères de référence

La « position anatomique de référence » (Figure 3 - A) est la position du corps humain à partir de laquelle toutes les terminologies anatomiques sont définies. Le repère du corps humain (ou repère global) permet de préciser la localisation d'une structure anatomique et de décrire les mouvements du corps humain. Ce repère est construit à partir des plans anatomiques définis respectivement par l'axe postéro-antérieur (ou sagittal) \vec{X} , l'axe latéral \vec{Y} et l'axe vertical \vec{Z} (Figure 3 - B).

1.2. Le rachis et les vertèbres

La colonne vertébrale (aussi appelée rachis) est un agencement de vertèbres qui se distinguent par leur niveau et leur courbure (Figure 4- A). La colonne se compose de 7 vertèbres cervicales (C1-C7), de 12 vertèbres thoraciques (T1-T12), de 5 vertèbres lombaires (L1-L5), ainsi que du sacrum et du coccyx (constituant, avec les ailes iliaques, le bassin). Chaque vertèbre est articulée avec la vertèbre sus et sous-jacente, la liaison se faisant par les ligaments, les disques intervertébraux, les muscles rachidiens et les capsules articulaires. La colonne vertébrale a pour fonction principale de protéger la moelle épinière dans le canal vertébral tout en permettant le mouvement du haut du corps. Elle soutient le poids du haut du corps (de la tête au bassin) et assure sa stabilité grâce aux muscles.



Position anatomique de référence et terminologie anatomique spatiale (Delamarche et al., 2018)

Repère du corps humain et plans anatomiques (espacesoignant.com)

Figure 3. Plans et repères anatomiques

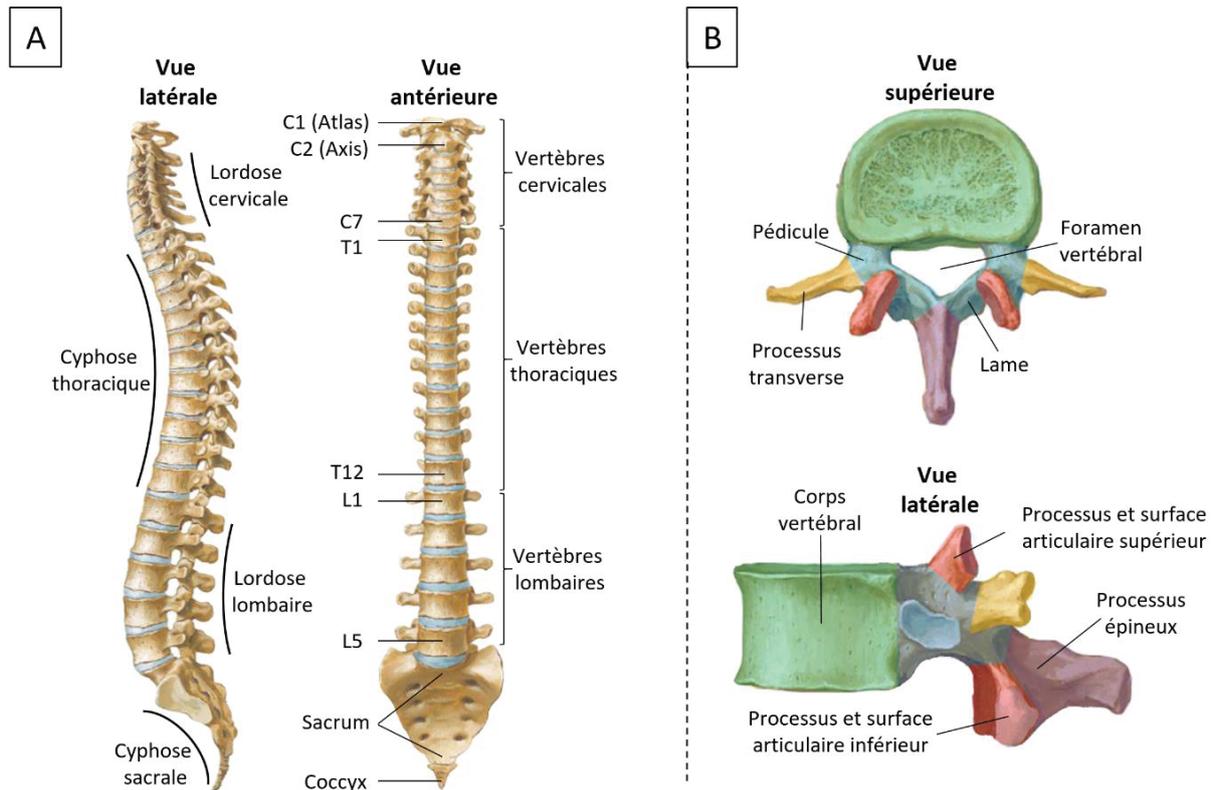


Figure 4. Représentations du rachis d'après Netter et al. (2014).

A) Rachis de C1 au coccyx, en vues latérale/sagittale gauche et antérieure/frontale. B) Vertèbre lombaire générique en vues supérieure et latérale : corps vertébral (vert), arc neural (bleu), processus articulaires (rouge), processus transverse (jaune), processus épineux (violet).

Toutes les vertèbres, à l'exception de l'atlas (C1) et de l'axis (C2) du rachis cervical, ont une structure similaire, composée du corps vertébral et de l'arc neural postérieur (Figure 4- B). Le corps vertébral est un ensemble massif qui constitue la partie antérieure de la vertèbre, composé d'os spongieux englobé par de l'os cortical. Ses surfaces supérieures et inférieures, appelées "plateaux", sont recouvertes de cartilage. L'arc neural postérieur est un demi-anneau osseux qui se réunit en arrière du corps vertébral grâce aux deux pédicules, et est constitué des différents processus fusionnés à l'aide des lames. Cet anneau protège la moelle épinière qui descend tout le long du rachis depuis la tête. Les processus épineux de l'arc neural postérieur permettent les insertions des divers ligaments et muscles du dos, tandis que les processus articulaires permettent la jonction entre les différentes vertèbres.

Considéré dans son ensemble, le rachis peut être étudié comme étant une articulation permettant les mouvements de rotation en flexion-extension (plan sagittal), flexions latérales (plan frontal) et rotations axiales (plan horizontal) (Kapandji, 2005).

1.3. Les articulations et ligaments intervertébraux

Les articulations intervertébrales sont essentielles aux mouvements intervertébraux tout en assurant la protection des éléments nerveux. En effet, la vertèbre protège la moelle osseuse dans le foramen vertébral tout en permettant aux racines nerveuses de sortir dans les foramens intervertébraux (Figure 4). Outre les tissus musculaires, il existe trois types de liaison entre deux vertèbres : le **disque intervertébral**, les **articulations facettaires** et les **ligaments intervertébraux** (Figure 5).

White and Panjabi (1990) et Bogduk (1987) soulignent le rôle clé du **disque intervertébral**. Il est constitué de deux éléments différents : le noyau pulpeux (ou *nucleus pulposus*) entouré d'un anneau

fibreux (ou *annulus fibrosus*). Le noyau pulpeux est constitué de fibres dans une matrice de gel de mucoprotéine (70% à 90% d'eau). Cette matrice quasi-incompressible répartit uniformément la pression sur tout le disque et prévient l'apparition de concentrations de contraintes à l'interface des vertèbres supérieures et inférieures. L'anneau fibreux, quant à lui, est composé de plusieurs couches de fibrocartilage disposées de manière concentrique et orientées obliquement (± 30 à 75° selon les auteurs). Le collagène, présent en périphérie (type I) et au niveau interne (type II), relie les différentes couches de l'anneau. Le type I confère une grande solidité à l'anneau. Au niveau des plateaux vertébraux, du cartilage hyalin assure la liaison entre le disque et le corps vertébral. Les disques représentent entre 20% et 33% de la hauteur de la colonne vertébrale et sont solidement attachés aux corps vertébraux. Leur hauteur dépend du niveau vertébral et de paramètres inter-individuels (âge, taille, poids, pathologie, etc.).

Les **articulations facettaires (FJ)** (ou zygapophysiales) représentent les liaisons entre les apophyses articulaires supérieures et inférieures des vertèbres sus et sous-jacentes. Elles vont par paire symétrique par rapport au plan sagittal. Chaque articulation facettaire est constituée d'une capsule fibroélastique (capsule articulaire) renforcée et épaisse, où les os sont recouverts par du cartilage et peuvent entrer en contact.

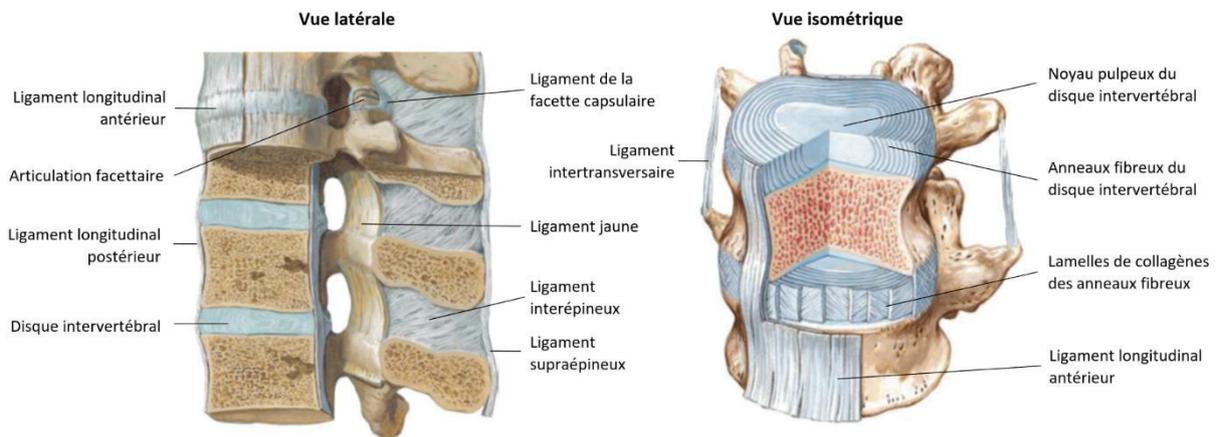


Figure 5. Vertèbres, ligaments et disques intervertébraux, représentés en vue latérale et isométrique. Netter et al. (2014).

Les **ligaments intervertébraux** jouent un rôle important dans la stabilité et la rigidité de la colonne vertébrale. Les ligaments se situent à la fois à l'échelle globale (ligaments longitudinaux antérieurs et postérieurs, ligaments surépineux) et à l'échelle d'une unité fonctionnelle (ligaments jaunes, ligaments interépineux, ligaments intertransversaires et ligaments capsulaires). Ce sont des faisceaux ou des bandes de tissus conjonctifs fibreux qui relient les vertèbres les unes par rapport aux autres, limitant certains mouvements (Bogduk, 1987; Kapandji, 2005; White and Panjabi, 1990). On distingue sept ligaments :

- Les **ligaments intertransversaire (ITL)** sont au nombre de deux par segment vertébral. Ce sont des faisceaux qui unissent les processus transverses. Parfois décrit comme un « faux » ligament (Bogduk, 1987) car sa structure serait différente des autres ligaments, mais il peut aussi être décrit comme apportant une résistance à certains mouvements comme la flexion latérale (Kapandji, 2005). Les ligaments intertransversaires sont les seuls ligaments au rôle mécanique discuté (White and Panjabi, 1990) et pour certains, ils pourraient surtout jouer un rôle proprioceptif (Yahia et al., 1988).
- Le **ligament longitudinal antérieur (ALL)** est une bande large s'insérant sur les parties supérieure et inférieure des faces antérieures (et en partie latérales) des corps vertébraux passant au-dessus des disques et présente tout le long du rachis. Ce ligament est reconnu pour jouer un rôle de maintien et pour s'opposer à l'hyperextension.
- Le **ligament longitudinal postérieur (PLL)** est semblable à l'ALL, sur la face postérieure des corps vertébraux. Il joue aussi un rôle de maintien, et s'oppose à l'hyperflexion.
- Le **ligament jaune** (ou *flavum* en latin) (**FL**) unit latéralement les lames des vertèbres adjacentes. En arrière, il prolonge le ligament interépineux. Sa tension limite les mouvements de flexion et de flexion latérale.
- Le **ligament de la facette capsulaire (CL)** joint les processus articulaires supérieur et inférieur de deux vertèbres consécutives. Il entoure (sous forme de capsule) l'articulation entre les processus articulaires supérieur et inférieur. Le CL joue un rôle dans tous les mouvements, mais surtout en flexion, car il maintient les processus proches pour stabiliser la colonne.
- Le **ligament supraépineux (SSL)** est tendu au sommet des apophyses épineuses et s'insère tout le long de la colonne vertébrale ainsi que sur le ligament interépineux. Il limite la flexion avec les ligaments FL, ALL et ISL.
- Le **ligament interépineux (ISL)** est l'élément d'union entre les apophyses épineuses. Il se confond en avant avec le ligament jaune et en arrière avec le ligament supraépineux. L'orientation de ses fibres est complexe et reste sujet à débat dans la littérature (Scapinelli et al., 2006). Le chapitre suivant détaillera ce point.

1.4. Les muscles dorsaux

Le système musculaire du tronc joue un rôle important dans le contrôle des mouvements, et la stabilisation et la protection de la colonne. De nombreux muscles, de forme et de longueur différentes, sont présents en couches superposées. Les muscles profonds ont un faible bras de levier alors que les muscles intermédiaires et superficiels ont des bras de levier plus importants. Les muscles moteurs ont un rôle dans une ou plusieurs directions de chargements de la colonne (Figure 6 et Figure 7).

Les muscles de la sangle abdominale (grand droits, grand oblique, petit oblique et transverse) ainsi que le psoas sont moteurs de la flexion. Les muscles intertransversaires, interépineux, transversaires épineux, long dorsal, iliocostal lombaire, fascia thoraco-lombaire, petits dentelés et grand dorsal sont liés à l'extension du dos. Les muscles de la flexion latérale sont les mêmes que ceux de la flexion et de l'extension ainsi que le carré des lombes. Enfin, les muscles rotateurs sont les muscles petit dentelé, obliques, psoas iliaque et transversaire épineux.

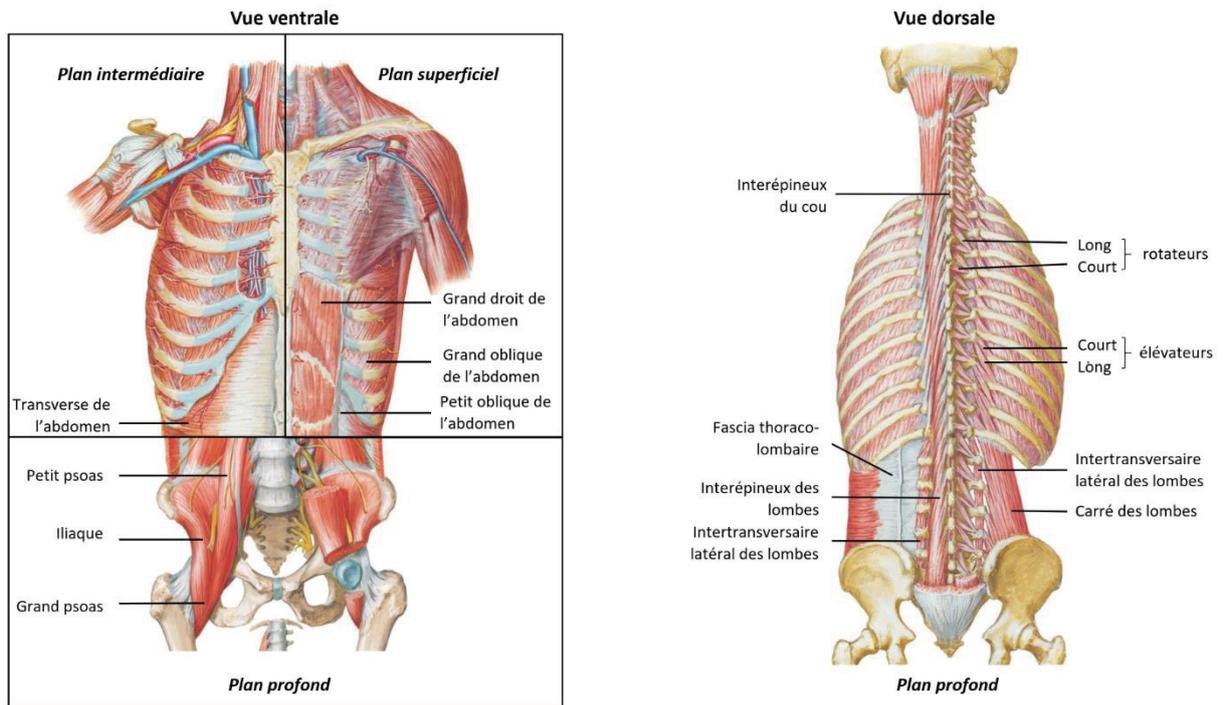


Figure 6. Représentation du système musculaire profond du rachis. D'après Netter et al. (2014).

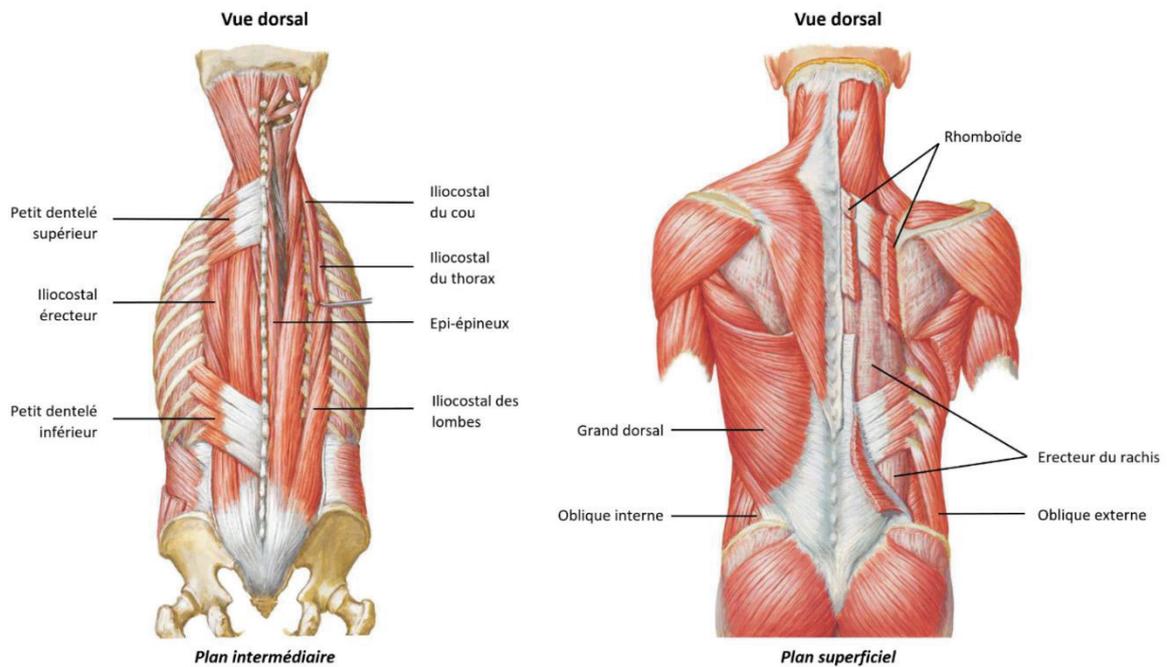


Figure 7. Représentation du système musculaire intermédiaire et superficiel du rachis. D'après Netter et al. (2014).

2. Repères anatomiques du rachis

On définit le repère d'une vertèbre avec une origine nommée O au barycentre du plateau vertébral supérieur, ainsi que les vecteurs \vec{X} \vec{Y} \vec{Z} définis en suivant les recommandations de Wilke et al. (1998) (Figure 8) :

- \vec{X} : direction postéro-antérieure, vers l'avant (plan sagittal) ;
- \vec{Y} : direction latérale, vers la gauche (plan frontal) ;
- \vec{Z} : direction caudo-craniale, vers le haut.

La biomécanique et la clinique requièrent des descriptions dimensionnelles afin de quantifier, comparer et normaliser les données. White and Panjabi (1990) ont proposé des mesures (longueurs et angles) pour la comparaison de la morphologie des vertèbres (qui dépendent de l'individu) (Figure 8).

3. Anatomie fonctionnelle du rachis : mobilité.

La mobilité de la colonne vertébrale est la combinaison des mobilités de ses unités fonctionnelles (faites de deux vertèbres consécutives). La mobilité de chaque unité vertébrale se définit suivant 6 degrés de liberté, c'est à dire 3 rotations (flexion-extension, flexion latérale et rotation axiale) et 3 translations (cisaillement antéro-postérieur, latérale et traction-compression). Panjabi (1992) définit plusieurs concepts pour décrire et quantifier la posture et le mouvement du rachis :

- « Position neutre » : posture de la colonne vertébrale pour laquelle les contraintes internes dans la colonne vertébrale et les efforts musculaires maintiennent la posture sont minimales.
- « Limite physiologique » : limite extrême au-delà duquel l'organisme ne peut plus fonctionner normalement.
- « Gamme de mouvement » (ROM) : gamme entière du mouvement physiologique, mesurée à partir de la position neutre. Il est divisé en deux parties : les zones neutres et élastiques.
- « Zone neutre » (NZ) : partie de la gamme de mouvement physiologique, mesurée à partir de la position neutre, dans laquelle le mouvement de la colonne vertébrale est produit avec une résistance interne minimale. La notion de « résistance interne minimale » reste à définir. C'est la zone de fonctionnement dite aussi de « grande flexibilité » ou encore de « laxité ».
- « Zone élastique » (EZ) : partie du mouvement physiologique au-delà de la zone neutre, sans déformation permanente ni endommagement des structures anatomiques. Au sein de l'EZ, le mouvement de la colonne vertébrale est produit contre une résistance interne importante. D'où l'appellation de zone de « haute rigidité ».

Les amplitudes de mouvements dépendent principalement des niveaux lombaires, thoraciques ou cervicales impliqués. La revue de littérature de White and Panjabi (1990) fournit une estimation des amplitudes *in vivo* (Figure 9).

En mobilité comme en position neutre, les structures actives et passives de la colonne vertébrale (muscles, vertèbres, ligaments, disques, facettes) jouent un rôle crucial dans le maintien de la stabilité du rachis et donc de l'équilibre du corps. La stabilité rachidienne est réalisée par une combinaison de forces entre les structures anatomiques en liaison : les forces de contact entre les apophyses articulaires, les forces de compression au sein du disque intervertébral, les efforts de traction dans les ligaments, et les efforts musculaires (Figure 10). Même en position neutre, la colonne est constamment soumise à des forces internes, liées au poids du haut du corps et aux efforts musculaires.

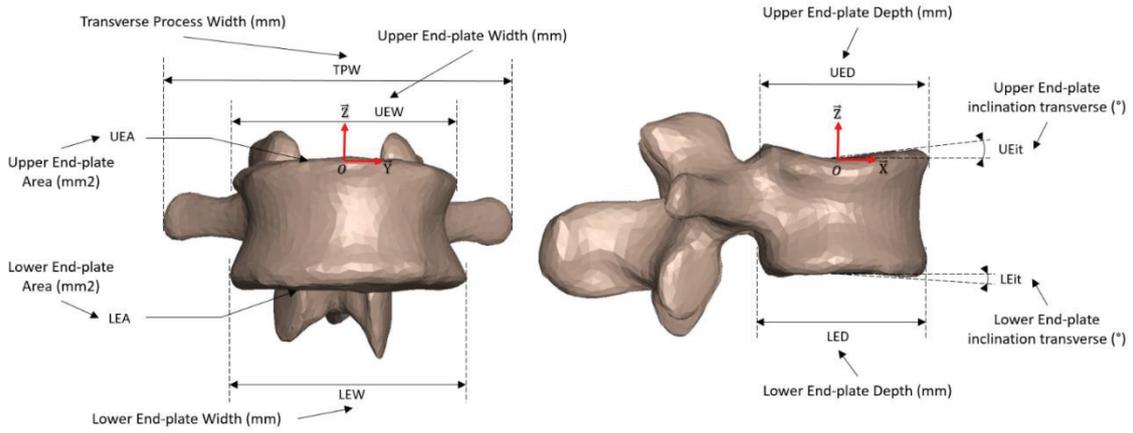


Figure 8. Mesures (linéaires et angulaires) d'une vertèbre selon White and Panjabi (1990) (noir). Repères anatomiques selon Wu et al. (2002) (rouge) représentés sur un modèle numérique d'une vertèbre.

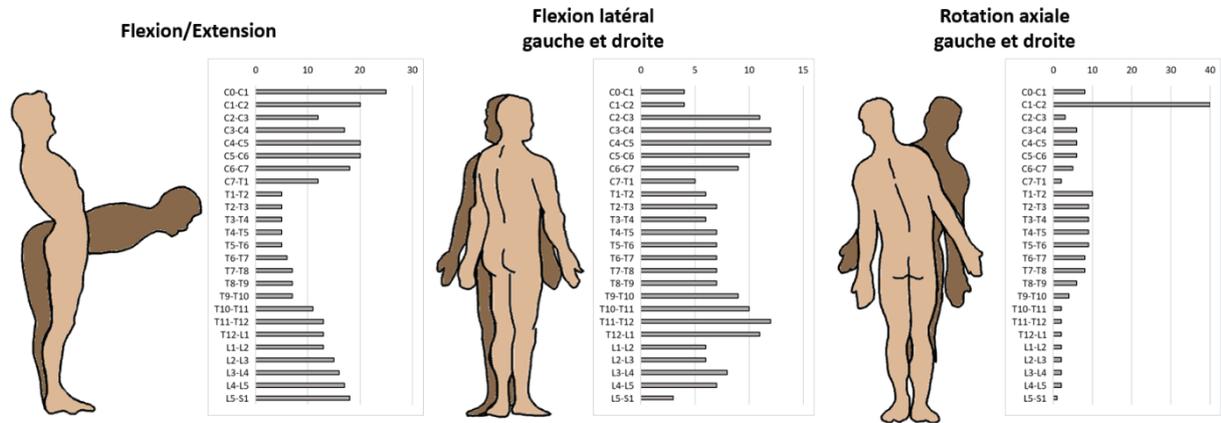


Figure 9. Mouvements principaux du rachis (angle en °), d'après White and Panjabi (1990).

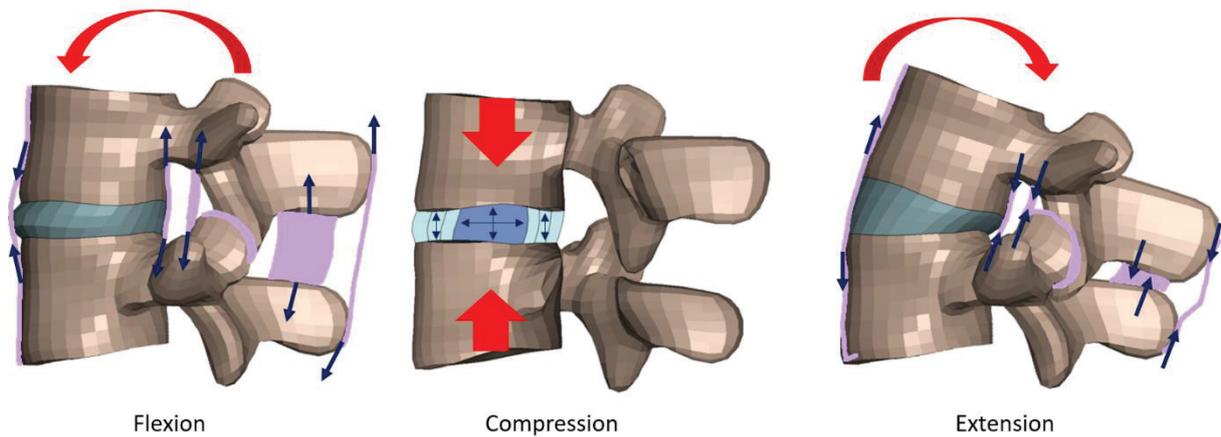


Figure 10. Illustration des efforts internes dans une FSU L4-L5 du modèle GHBMC en flexion, compression et extension.

Chapitre 2

État de l'art

L'objectif de cet état de l'art est de présenter les travaux publiés permettant d'identifier les états initiaux des ligaments, pour leur prise en compte dans les modèles éléments finis couramment utilisés en biomécanique. Après une description générale des modèles publiés, nous nous pencherons sur la modélisation des structures du rachis lombaire d'expérimentale à numérique. Une attention particulière sera portée aux ligaments, le cœur de la thèse. Ensuite, nous aborderons les mobilités infra-lésionnelles et lésionnelles utilisées pour évaluer les modèles. Enfin, nous examinerons les études expérimentales et numériques portant sur les états initiaux des ligaments lombaires.

SOMMAIRE

CHAPITRE 2 ÉTAT DE L'ART	21
1. Introduction.....	22
1.1. <i>Objectif et organisation de l'état de l'art.....</i>	22
1.2. <i>Introduction sur les modèles</i>	22
2. Modélisation des structures de la colonne lombaire	25
2.1. <i>Les vertèbres et les facettes</i>	25
2.2. <i>Les disques intervertébraux.....</i>	25
2.3. <i>Les ligaments intervertébraux.....</i>	26
2.3.1. <i>Caractéristiques géométriques</i>	26
2.3.2. <i>Histologie des ligaments</i>	27
2.3.3. <i>Caractérisation et comportement type des structures ligamentaires</i>	28
3. Mobilité et lésions du rachis lombaire	34
3.1. <i>Comportement in vivo du rachis.....</i>	35
3.2. <i>Comportement in vitro du rachis.....</i>	36
3.2.1. <i>Comportement infra-lésionnel.....</i>	36
3.2.2. <i>Comportement lésionnel</i>	39
4. États initiaux des ligaments lombaires	40
4.1. <i>Introduction et définition</i>	40
4.2. <i>Méthodes de caractérisation.....</i>	41
4.3. <i>États initiaux des ligaments lombaires : modélisation.....</i>	43
5. Synthèse et objectifs.....	45

1. Introduction

1.1. Objectif et organisation de l'état de l'art

Cet état de l'art se focalise sur la modélisation des ligaments lombaires. Après avoir présenté les aspects anatomiques et comportementaux de ces structures, nous examinerons leur représentation dans les modèles du rachis lombaire. Ensuite, les comportements *in vivo/ex vivo* de la colonne seront explorés. Nous terminerons par la caractérisation des états initiaux en tension dans les ligaments, et leur modélisation. Sur tous ces aspects, une attention particulière sera portée aux données de la littérature ayant été utilisées pour de la modélisation. Seules les données expérimentales utilisées pour la calibration du modèle ont été retenues.

Les modèles de lombaire et ceux utilisés pour servir de support à la revue sont présentés ci-après.

1.2. Introduction sur les modèles

Les modèles par éléments finis du corps humain représentent les éléments de l'anatomie humaine en termes de géométrie, de comportement mécanique, de morphologies et de chargement. Ils sont généralement créés à partir de données d'imagerie (tomodensitométrie, IRM) pour la géométrie et de la littérature pour le comportement des différentes parties du corps. Les modèles numériques humains sont généralement développés et validés pour une taille et une posture spécifique, mais peuvent être personnalisés ou repositionnés. Nous différencions les modèles régionaux et les modèles corps entiers.

Modèles régionaux de colonne lombaire

Les premiers modèles dans les années 1970 (Figure 11) décrivent le comportement du disque intervertébral (ex : Belytschko et al. 1974), des vertèbres (ex : Hakim and King, 1978) ou encore de la cage thoracique (ex : Sundaram and Feng, 1977). Les modèles régionaux de la colonne suivent rapidement, comme les modèles d'unités fonctionnelles (FSU) (A. Shirazi-Adl et al., 1986; Yang and King, 1984) puis de colonne lombaire d'un groupe d'unités fonctionnelles (FSG) (Breau et al., 1991). Aujourd'hui, des modèles d'éléments finis du rachis lombaire sont encore développés (Zhang and Zhu, 2019). Ces modèles sont utilisés pour l'aide à la conception d'implants (ex : Nikkhoo et al., 2020 et Oktenoglu et al., 2015), pour comprendre les pathologies (ex : le mal de dos, Joukar et al., 2018), pour l'analyse de la marche (Ezquerro et al., 2004), etc. Malgré des niveaux de détails/d'échelles variables, ces modèles représentent le plus souvent les vertèbres, les ligaments et les disques intervertébraux.

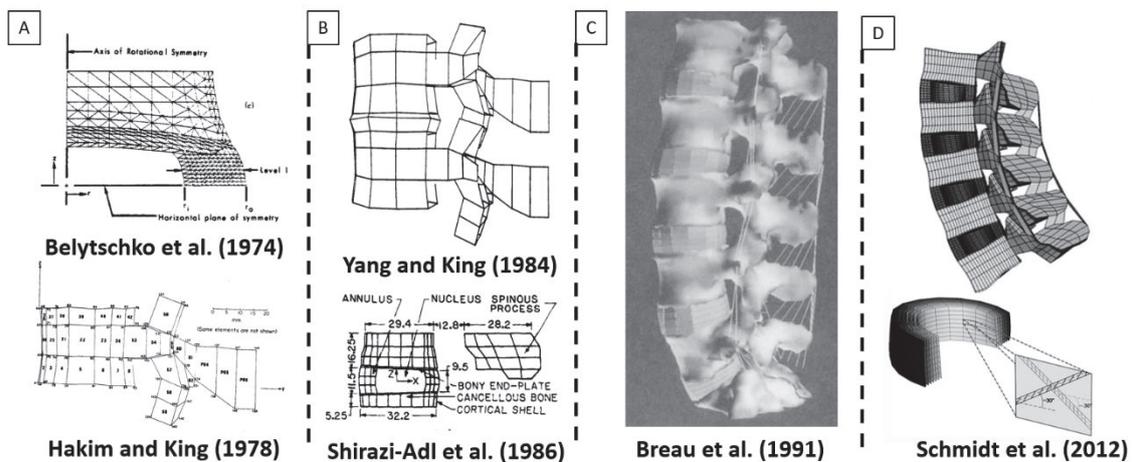


Figure 11. Illustrations de différents modèles régionaux de rachis lombaire.

A) Modèle de disque (haut) de Belytschko et al. (1974) et de vertèbre (bas) de Hakim and King (1978). B) Modèle de FSU de Shirazi-Adl et al. (1986) et Yang and King (1984). C) Modèle de FSG de Breau et al. (1991). D) Modèle récent de FSG de Schmidt et al. (2012).

Modèles corps complet éléments finis

Les modèles corps entiers s'appuient sur les connaissances développées sur des modèles régionaux. En plus de la recherche, ces modèles sont généralement utilisés dans l'industrie automobile pour aider au développement de dispositifs de sécurité grâce à des critères lésionnels. Deux familles sont principalement utilisées aujourd'hui : THUMS (Total Human Model for Safety) (Iwamoto et al., 2002) et GHBM (Global Human Body Model Consortium) (Combest, 2011). Seul le modèle du GHBM utilisé dans cette thèse sera présenté ici.

Le modèle GHBM M50-O v6.0 détaillé représente un occupant masculin de taille et de corpulence médiane (50^{ème} percentile). La géométrie du modèle est basée sur des mesures externes, de la tomodensitométrie et de l'IRM d'un sujet volontaire masculin (26 ans, poids : 78 kg, taille : 175 cm) (Gayzik et al., 2012, 2011), dans différentes postures. Le modèle compte plus de 2.5 millions d'éléments qui décrivent plus de 1 300 structures anatomiques. Ces structures, presque toutes déformables, sont représentées par différents types d'éléments (1D, 2D, 3D), des lois de matériaux dérivées de la littérature, avec différentes interfaces (ex : maillage continu, contact glissant avec ou sans séparation). Le modèle est évalué au regard de plus de 200 scénarios de chargement, pour des configurations locales, régionales et corps complet. Il est continuellement mis à jour pour ajouter de nouveaux détails, des conditions de validation, et améliorer sa capacité de prédiction. Le GHBM est responsable de l'abdomen et de la colonne lombaire utilisés dans les modèles détaillés depuis 2008. En plus d'exister en version piéton, ce modèle peut être repositionné par simulation ou par d'autres méthodes numériques (revue dans Beillas, 2018) pour des applications spécifiques (ex : effet de posture, (Grébonval et al., 2021) (Figure 12). Les effets liés au repositionnement sont rarement pris en compte au niveau des états initiaux des tissus, notamment au niveau des ligaments.

Liste de modèles considérés pour la revue des approches de modélisation et données de validation

La littérature portant sur la modélisation est abondante. Pour limiter l'étendue de la revue, nous avons d'abord considéré des revues de littérature récentes sur la modélisation lombaire (Dreischarf et al., 2014; Knapik et al., 2022 ; Naserkhaki et al., 2018 ; Borrelli et al., 2022) puis complété avec d'autres études où les états initiaux ligamentaires étaient considérés et avec le modèle GHBM utilisé (qui considère aussi l'état initial). Sur les 91 références, seules les premières citations de 37 modèles avec ligaments post année 2000 ont été conservées (Tableau 1). Bien que non systématique, cette revue fournit un aperçu des modèles éléments finis. Un seul modèle multi-corps rigide (MBS) a été retenu, car il utilise la laxité dans les modèles ligamentaires (Damm et al., 2020). La représentation musculaire n'est pas étudiée ici. Presque tous les modèles sont utilisés avec des mouvements physiologiques, généralement déterminés par des références *in vivo* (ex : Pearcy, 1985) ou *ex vivo* (ex : Yamamoto et al., 1989). Les applications citées sont alors l'orthopédie (stabilisation du rachis sain (ex : Chen et al., 2001) ou scoliotique (ex : Meijer et al., 2010), la dégénérescence discale (ex : Holekamp et al., 2007), et l'instrumentation discale (ex : Zhong et al., 2006) ou des éléments postérieurs (ex : Goel et al., 2007) ou l'analyse du mouvement, de la marche (ex : Ezquerro et al., 2004). Quelques modèles sont sollicités jusqu'à rupture. L'application citée est alors la traumatologie (ex : Sterba et al., 2019) et le choc (modèle GHBM).



Figure 12. Modèle GHBMC M50-O positionné pour diverses inclinaisons de dossier d'après Grébonval et al. (2021).

Tableau 1. Revue des modèles lombaires (FSU, FSG ou de la colonne lombaire complète noté « lombaire »). Les éléments finis utilisés pour représenter les vertèbres, le disque intervertébral (DIV) et les ligaments peuvent être 1D (câble, poutre, ressort), 2D (plaque, coque) ou 3D (hexa, tétra). AMHP : Analyse du Mouvement Humain Physiologique. GMKV : Generalized Maxwell–Kelvin–Voigt. MBS : Multi-Body System.

Référence et Domaine			Représentation du segment lombaire				Propriétés ligamentaires		
Référence	Activité	Mobilité	Niveaux	Vertèbres	DIV	Lig.	Matériau / comportement	Mention Rupture	Mention Laxité / prétension
Chen et al. (2001)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	1D/3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Pitzen et al. (2002)	Ortho.	Physio.	FSU	3D	2D/3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Ezquerro et al. (2004)	AMHP	Physio.	Entier	3D	1D/3D	1D	Courbes	-	SV
Zhong et al. (2005)	Ortho.	Physio.	FSG	3D	1D/3D	1D	Élastique Linéaire	-	-
Noailly et al. (2006)	Ortho.	Physio.	FSG	3D	3D	1D	Hypoélastique	-	-
Rohlmann et al. (2006)	AMHP	Physio.	Entier	3D	3D	1D	Élastique Lin.	-	-
Fantigrossi et al. (2007)	Ortho.	Physio.	FSU	3D	3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Goel et al. (2007)	Ortho.	Physio.	FSG	3D	3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Holekamp et al. (2007)	Ortho.	Physio.	FSG	3D	2D/3D	1D	Élastique Lin.	-	-
Renner et al. (2007)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	3D	1D	Courbes	-	-
schmidt et al. (2007)	Ortho.	Physio.	FSU	3D	3D	1D	Courbes	-	-
Shin et al. (2007)	Ortho.	Physio.	FSU	3D	3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Tyndynk et al. (2007)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	1D/3D	1D	Élastique Non-lin.	-	Oui
Van Der Plaats et al. (2007)	Ortho.	Physio.	Entier	2D/1D	1D	1D	Élastique Linéaire	-	Oui
Little et al. (2008)	Ortho.	Physio.	Entier	3D/2D/1D	1D/3D	1D	Élastique Linéaire	-	-
El-Rich et al. (2009)	AMHP	Rupture	FSU	2D/3D	1D/3D	2D	GMKV viscoélast.	Oui	-
Zander et al. (2009)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	1D/3D	1D	Courbes	-	-
Meijer et al. (2010)	Ortho.	Physio.	FSU	2D/3D	1D/3D	1D	Courbes	-	Oui
Ayturk et al. (2011)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	3D	1D	Courbes	-	-
Niemeyer et al. (2012)	AMHP	Physio.	FSU	3D	2D/3D	2D	Courbes	-	-
Weisse et al. (2012)	Ortho.	Physio.	FSU	3D	1D/3D	1D	Courbes	-	-
Kim et al. (2013)	Ortho.	Physio.	FSG	3D	1D/3D	1D	Hypoélastique	-	-
Park et al. (2013)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	3D	1D	Hyperélastique	-	-
Robertson et al. (2013)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	3D	2D	Courbes	Oui	Oui
Song et al. (2014)	Ortho.	Physio.	FSG	3D	3D	1D	Élastique Linéaire	-	-
Campbell and Petrella (2015)	Ortho.	Physio.	Entier	Rigide	2D/3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Jaramillo et al. (2015)	AMHP	Physio.	FSG	3D	3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Naserkhaki et al. (2016)	AMHP	Physio.	Entier	3D	1D/3D	1D	Courbes	Oui	-
Coombs et al. (2017)	Ortho.	Physio.	FSU	Rigide	3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Natarajan et al. (2018)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	3D	1D	Élastique Non-lin.	-	-
Sharabi et al. (2018)	AMHP	Physio.	FSU	3D	1D/3D	1D	Élastique Linéaire	-	-
Sterba et al. (2018)	AMHP	Rupture	FSG	3D	1D/3D	1D	Elastique Non-lin.	Oui	Calibrée
Zhang and Zhu (2019)	AMHP	Physio.	Entier	3D	1D/3D	1D	Hyperélastique	-	-
Damm et al. (2020)	AMHP	Physio.	FSU	MBS	MBS	MBS	Elastique Non-lin.	Oui	Oui
Nikkhoo et al. (2020)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	3D	1D	Courbes	-	SV
Leszczynski et al. (2021)	Ortho.	Physio.	Entier	3D	1D/3D	1D	Courbes	-	Calibrée
GHBMC (2022)	Chocs	Rupture	Entier	2D/3D	2D/3D	1D	Courbes	-	Calibrée
Code	Statique						Force/Élongation		SV : oui, Sans Valeur
	Dynamique						Contrainte/déf		

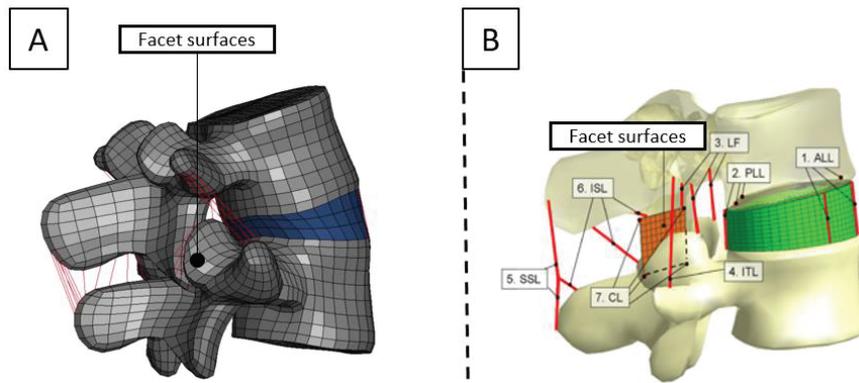


Figure 13. Exemple de modélisation des vertèbres et des facettes articulaires.

A) Modèle L4-L5 dérivé du modèle GHBMC M50-O. Les facettes sont simplifiées, mais le contact se fait directement sur la géométrie. B) Modèle L4-L5 de Meijer et al. (2010). Les facettes, issues d'une image de CT-Scan, sont simplifiées en surfaces 2D pour porter le contact.

2. Modélisation des structures de la colonne lombaire

2.1. Les vertèbres et les facettes

La géométrie (Chapitre 1 section 1.2) est souvent issue de données d'imagerie médicale, plus rarement de modèles paramétriques mis à l'échelle (Nikkhoo et al., 2020).

Les tissus osseux sont généralement homogénéisés dans des éléments solides 3D. Les lois de matériaux peuvent être linéaires ou non-linéaire, définies *a minima* par le module de Young et le coefficient de Poisson (issus de la littérature). Lorsque l'os cortical est modélisé avec un matériau spécifique, il est maillé avec une fine couche d'éléments solides 3D ou de coques 2D. Pour limiter le coût de calcul, des modèles rigides sont également utilisés pour interfacer les vertèbres avec les tissus mous.

Les facettes articulaires sont parfois modélisées séparément en raison de leur difficulté d'identification à partir des données d'imagerie et de l'impact de leur petite dimension sur la taille du modèle. Leurs représentations sont d'ailleurs ainsi souvent simplifiées (par exemple, le modèle GHBMC : Figure 13-A), ou idéalisées (par exemple par des surfaces planes orientées, Meijer et al., 2010 : Figure 13 – B). Les surfaces des facettes articulaires des vertèbres caudale et crâniale sont recouvertes de contacts pour transmettre des efforts.

2.2. Les disques intervertébraux

La représentation des disques intervertébraux constitue l'une des principales différences entre les modèles. Cette modélisation s'appuie souvent sur la littérature scientifique et la géométrie des vertèbres sus et sous adjacentes. Chaque composant du disque (Chapitre 1 section 1.3), à savoir le noyau pulpeux et l'anneau fibreux, ont fait l'objet de représentations détaillées.

Le gonflement du disque, en particulier du côté antérieur, dépend de la posture, du poids du sujet, de son âge et du taux de dégénérescence du disque (Brinckmann and Grootenboer, 1991). Le noyau pulpeux est généralement modélisé à l'aide d'éléments 3D, et sa taille varie selon les auteurs. En général, l'anneau fibreux est modélisé en deux parties : la matrice annulaire et les fibres. Les fibres sont généralement représentées par des éléments 1D ou 2D, organisés en couches concentriques superposées pour rendre compte des orientations des fibres dans les deux sens (par exemple, Weisse et al., 2012). La matrice annulaire est représentée en 3D et peut être homogène, ou subdivisée en plusieurs zones (antérieure, postérieure, latérales) avec des variations régionales des propriétés pour un meilleur ajustement aux données expérimentales (par exemple, Coombs et al., 2017; Jaramillo et al., 2015).

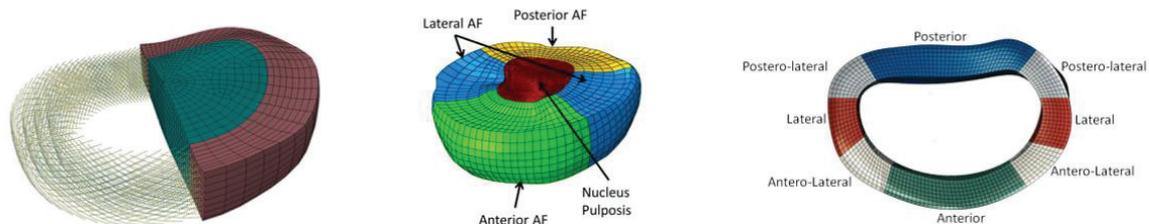


Figure 14. Exemples de représentations du disque intervertébral L4-L5.

A) Modèle de Weisse et al., 2012 : l'annulus est homogène et les fibres sont représentées en couches concentriques 1D pour représenter les orientations de fibres. B) Modèle de Coombs et al., 2017 et de Jaramillo et al., 2015 : l'annulus fibrosus est subdivisé en plusieurs zones (antérieure, postérieure, latérales et postéro-antéro latérales). On observe que le nucleus pulposus n'a pas la même géométrie dans les deux modèles.

2.3. Les ligaments intervertébraux

Les travaux de White and Panjabi (1990) ont souligné l'importance des ligaments en fournissant une résistance à la traction pour concilier un "mouvement physiologique adéquat" tout en maintenant la stabilité de la colonne dans son amplitude de mouvement physiologique. Ils contribuent également à la protection des structures anatomiques en limitant les mouvements à des plages non-traumatiques et en absorbant une partie des grandes quantités d'énergie subies lors de charges élevées appliquées à des vitesses rapides.

2.3.1. Caractéristiques géométriques

Pour les modèles et la caractérisation expérimentale, la géométrie des ligaments est typiquement mesurée directement (ex : dimensions au pied à coulisse pour les longueurs, épaisseurs) ou par imagerie médicale (tomodensitométrie ou IRM). Toutefois, les ligaments n'étant pas vraiment visibles sur CT-scans et la résolution IRM n'étant pas forcément suffisante pour les résoudre, la définition des ligaments dans les modèles est souvent faite à partir des zones d'insertion identifiées sur l'imagerie à partir de descriptions anatomiques (cas du GHBM par exemple). Même physiquement pour des essais, il semble difficile de séparer les ligaments supraépineux et interépineux (Chazal et al., 1985). Le récapitulatif des mesures directes pour les principaux ligaments lombaires est présenté Tableau 2.

Tableau 2. Caractéristiques géométriques des ligaments (thoraco-)lombaires.

Ligament	N	Section transversale (mm ²)		Longueur (mm)	
		Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type
Longitudinal antérieur ALL ^(a)	5	65.6	12.5	12.3	0.8
Longitudinal postérieur PLL ^(a)	7	24.7	6.8	11.3	1.1
Jaune (flavum) FL ^(a)	1	39	-	19	-
Interépineux/supraépineux ISL/SSL ^(a)	7	33.7	14.5	10.8	1.8
Capsulaire CL ^(b)	24	43.8	28.3	16.4	2.9
Intertransversaire ITL ^(c)	2	1.85	0.2	8.75	0.4

(a) Données T12-L5 issues de Chazal et al. (1985) (b) Données T12-S1 issues Pintar et al. (1992). (c) Données T7-T10 issues de Chazal et al. (1985) en l'absence de données spécifiques à la région lombaire.

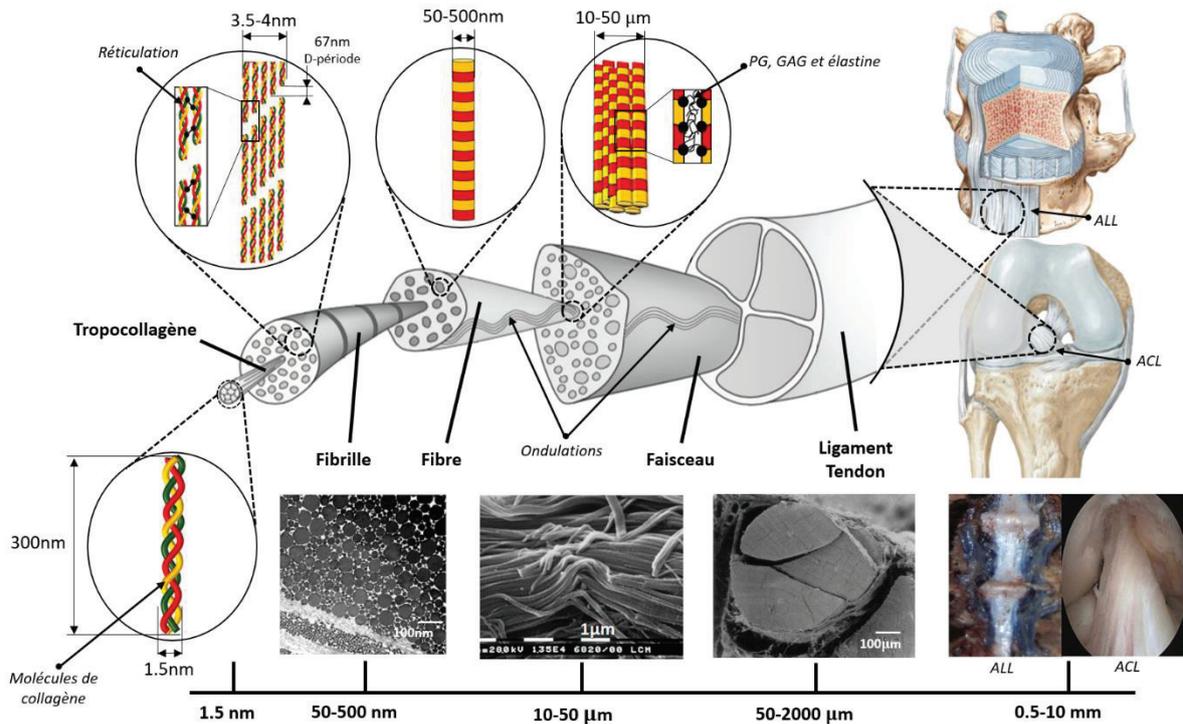


Figure 15. Structure du tissu tendon/ligament avec les ordres et échelles de grandeurs.

Les images sont basées sur Jull et al., (2015), Sharabi (2022) et Silver et al. (2003). Ici, la structure en faisceau est représentative du ligament croisé antérieur (ACL). Le faisceau se sépare en fibre puis en fibrille et enfin en tropocollagène. Différentes imageries et illustrations sont utilisées en fonction de l'échelle.

2.3.2. Histologie des ligaments

Les ligaments, comme les tendons, sont principalement composés de collagène ainsi que de fibres plus élastiques (élastine) et d'eau. Les tendons ont fait l'objet de nombreuses études à différentes échelles, ce qui en fait un modèle de référence pour la compréhension des ligaments. Le collagène est un polymère biologique structurel, la protéine la plus abondante dans les tissus biologiques. Les collagènes sont classés en 28 groupes généraux. La forme la plus courante de collagène est le type I, qui est un collagène fibrillaire (Sharabi, 2022). Les tendons et les ligaments présentent une organisation hiérarchique similaire, influencée par l'architecture du collagène à l'échelle moléculaire et organique (Figure 15).

Les ligaments entiers se présentent sous la forme d'un faisceau ou d'une bande de tissus conjonctifs fibreux, visible à l'œil nu, et pouvant atteindre plusieurs millimètres de longueur (voire de centimètres pour les plus longs). À une échelle microscopique (jusqu'à 2000 µm), ils peuvent être composés de faisceaux séparés de fibres résistantes (ex : ACL). Ces faisceaux sont organisés en un réseau parallèle de fibres, de fibrilles et de tropocollagène.

Les fibres sont constituées de fibrilles non-homogènes parallèles de diamètres entre 10 et 50 micromètres. Les fibrilles sont des agrégats de tropocollagène qui créent un motif de bandes caractéristiques visible (période D) de 67 nm (Orgel et al., 2011). Les fibrilles ont des diamètres hétérogènes (entre 50 et 500 nm) qui affectent le comportement mécanique du ligament : à mesure que le diamètre des fibrilles augmente, la rigidité en traction diminue (Han et al., 2012). La longueur des fibrilles, difficile à mesurer, peut être considérée comme « structurellement continue » le long du ligament (Svensson et al., 2017). De plus, les fibrilles sont ondulées (ou frisées) et structurées comme un réseau cylindrique de fibrilles planes en zig-zag que l'on retrouve au niveau des fibres.

La matrice lie les fibrilles, les fibres et les faisceaux, permettant des mécanismes tels que le glissement entre fibrilles, fibres et faisceaux. Cette matrice confère aux ligaments des propriétés viscoélastiques, de flexibilité et d'absorption des chocs, grâce aux différentes interactions entre l'eau, les protéoglycanes, les glycosaminoglycanes et les élastines (Sharabi, 2022). Le dépliement des fibrilles est responsable du comportement spécifique au début des courbes effort-allongement (ou contrainte-déformation) appelé « pied de courbe » (Fratzl and Weinkamer, 2007).

2.3.3. Caractérisation et comportement type des structures ligamentaires

Les essais de traction sont couramment utilisés pour caractériser ces structures, en établissant des courbes force-déplacement ou contrainte-déformation, depuis l'échelle de la fibrille (Shen et al., 2008) ou jusqu'au ligament entier (Chazal et al., 1985). Ces courbes présentent généralement un comportement caractéristique non-linéaire, avec de grandes déformations possibles et des mécanismes de recrutement progressifs décrits ci-après.

Caractérisation ligamentaire : échelle micro

À l'échelle microscopique, le collagène et l'élastine ont des comportements non-linéaires selon Gosline et al. (2002). Ces auteurs suggèrent que le collagène du tendon arrive à rupture avec une contrainte d'environ 120 MPa pour une déformation de 13%. Ces mêmes auteurs indiquent aussi que l'élastine du ligament bovin a une contrainte à rupture d'environ 2 MPa pour une déformation de 150%. Le comportement mécanique de la fibrille est lui aussi non-linéaire. Une déformation élastique initiale (due au déroulement moléculaire du collagène) est suivie d'une zone linéaire de glissement moléculaire, puis d'une phase élastique supplémentaire plus rigide résultant de l'étirement de la structure moléculaire du collagène (Depalle et al., 2015). Récemment, Barrett et al. (2021) présentent des réponses de la fibrille de la queue de rat à environ 30 % de déformation maximum pour 15 MPa alors que Shen et al. (2008) observent des valeurs plus importantes pour le concombre de mer. Au niveau de la fibre, le comportement est similaire, avec un pied de courbe non-linéaire, suivi d'une zone linéaire, puis d'une zone plastique avant la rupture. Le comportement du pied de courbe résulte du redressement/dépliage des fibrilles lié à la structure ondulée des fibres (Miller et al., 2012). Le rôle mécanique du tendon ou du ligament influence les propriétés de cette ondulation. La fibre présente une contrainte à rupture de 0.3 à 0.6 MPa pour une déformation de 100 à 220 % avec une remarquable résistance à la fatigue lorsque l'élastine est hydratée (Sharabi, 2022). Les taux d'élastine et de collagène influencent aussi les propriétés des ligaments (Sharabi, 2022; White and Panjabi, 1990).

Caractérisation ligamentaire macroscopique/entière : essais de traction uniaxiale

Dans les modèles éléments finis (EF), les caractérisations à l'échelle du ligament sont généralement utilisées. Les essais sur ligament isolé (cervical, thoracique et lombaire) sont généralement effectués en appliquant un déplacement unidirectionnel de traction jusqu'à la rupture, en condition quasi-statique (Chazal et al., 1985; Cornaz et al., 2021; Cyron and Hutton, 1981; Iida et al., 2002; Neumann et al., 1992; Pintar et al., 1992; Trajkovski et al., 2014; Waters and Morris, 1973; Yoganandan et al., 2001) ou dynamique (Ivancic et al., 2006; Lucas et al., 2009; Mattucci et al., 2012; Shim et al., 2006). Les ligaments sont généralement fixés à l'aide de mors soit sur les os (Figure 16 – A), soit sur les ligaments eux-mêmes. Les paramètres initiaux tels que la position, l'orientation des insertions, et la longueur des ligaments ne sont pas toujours clairement rapportés. L'effet du positionnement relatif des insertions ligamentaires peut avoir un impact important sur la réponse ligamentaire comme démontré pour le ligament croisé antérieur du genou (Momersteeg et al., 1995). On peut toutefois noter que dans certains essais (ex : Widmer et al., 2020), la position initiale correspond à celle d'une étape lors d'un protocole de sectionnement successif. La position est alors connue et peut être mise en relation avec une réponse en rotation.

Les essais de traction sont effectués en appliquant le déplacement le long de l'axe principal du ligament. Des cycles de chargement-déchargement, ou de relaxation sont parfois utilisés afin d'observer le comportement viscoélastique du tissu ligamentaire. Les résultats permettent d'établir des courbes de force/déplacement ou de contrainte/déformation (en supposant un ligament homogène).

À cette échelle macroscopique aussi, le ligament présente une réponse non-linéaire avec une augmentation progressive de la raideur (Figure 16 - B). Lors du chargement, les fibres de collagène présentent des ondulations qui disparaissent progressivement à mesure que le déplacement est appliqué, résultant en une zone de faible force appelée "pied de courbe" (ou « *toe zone* ») (Miller et al., 2012; Tkaczuk, 1968) ou aussi zone neutre (NZ, Figure 16 – B). Comme nous l'avons vu lors de la caractérisation à l'échelle micro, cette zone est suivie d'une région de chargement où les fibres de collagène non ondulées s'étirent progressivement. Cette région (aussi appelée zone élastique, EZ, Figure 16 – B) a une rigidité quasi constante jusqu'au début de la rupture des fibres (Chazal et al., 1985; Pintar et al., 1992) qui marque la fin de la zone physiologique et le début de la zone plastique (PZ, Figure 16 – B). Cette zone plastique correspond à la zone traumatique avant la rupture totale du ligament. Cependant, il a été montré que des fibres peuvent rester ondulées dans la zone de comportement linéaire, et que certaines fibres peuvent se rompre avant le début de cette zone (Miller et al., 2012). Des ruptures mineures peuvent entraîner des dommages « sous-catastrophiques » du tissu avant d'atteindre la tension maximale (Quinn and Winkelstein, 2007). De plus, des maximums locaux en tension peuvent exister après la tension maximale (Siegmund et al., 2001), avec des dommages « sur-catastrophiques ».

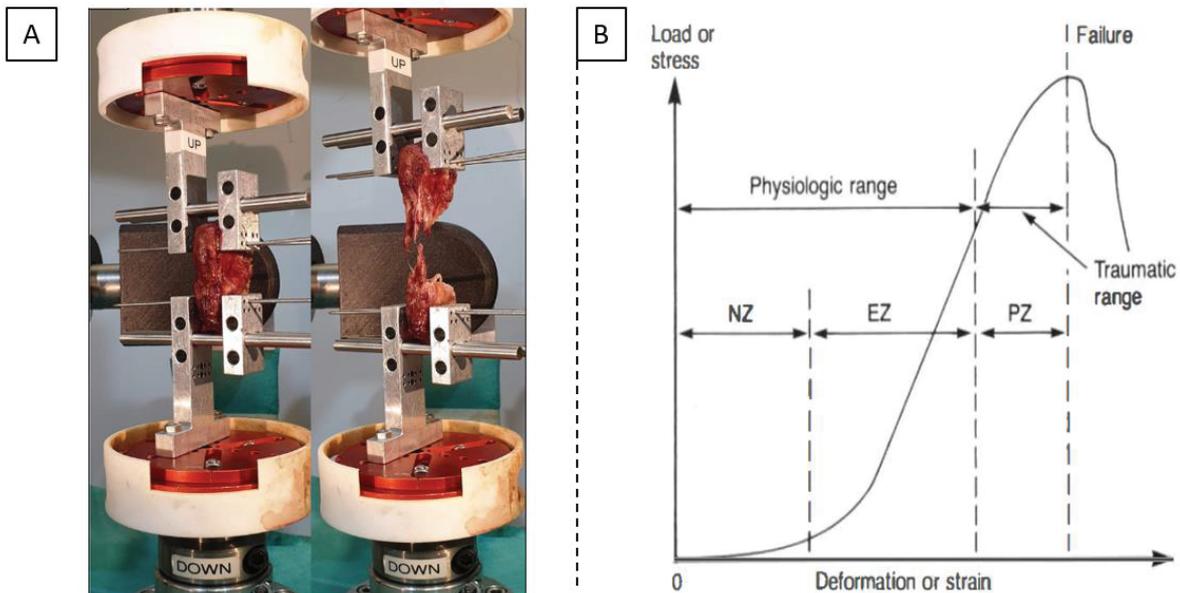


Figure 16. Exemple d'un essai de traction et de la courbe associée.

A) Essai de traction sur ligament (ISL/SSL) selon Cornaz et al. (2021). B) Courbe comportementale obtenue pour un essai de traction selon White and Panjabi (1990). La courbe comporte trois zones : zone neutre (NZ), élastique (EZ) et plastique (PZ). Les zones neutre et élastique sont associées au fonctionnement physiologique du ligament, tandis que la zone plastique est associée au fonctionnement traumatique/lésionnel.

Des essais biaxiaux (Bradshaw, 2011; D. Robertson et al., 2013) ont aussi été utilisés afin de caractériser les propriétés anisotropes des ligaments en appliquant des forces dans différentes directions. Ces essais sont réalisés sur de petites éprouvettes de ligament, et donc ne représentent pas l'ensemble du comportement ligamentaire et peuvent poser des questions encore plus importantes sur l'état initial des fibres.

Propriétés macroscopiques utilisées dans les modèles

Naserkhaki et al. (2018) ont examiné huit ensembles de propriétés ligamentaires (Figure 17) largement utilisés dans la littérature pour représenter les sept ligaments lombaires (y compris dans le GHMBC). Ces propriétés ligamentaires sont dérivées d'essais de traction *in vitro* (Chazal et al., 1985; Pintar et al., 1992), d'essais de mouvement FSU (McGill, 1988), ou basées sur la calibration de modèles sur des données *in vitro* (Schmidt et al., 2007). Les différences entre études sont considérables et, si l'on se reportait aux études spécifiques, les différences interindividuelles seraient aussi importantes.

Plusieurs paramètres et causes pourraient être listés. Il existe des paramètres comme le niveau vertébral (régions thoraciques vs. Lombaires, Chazal et al., 1985; Myklebust et al., 1988; Pintar et al., 1992 et intracervicales Mattucci et al. 2012) mais les effets sont moins clairs à l'intérieur de la colonne lombaire. De plus, si la longueur et la section initiales des ligaments augmentent en approchant du sacrum (Chazal et al., 1985; Tkaczuk, 1968), le lien entre ces dimensions et les propriétés mécaniques n'est pas avéré (Cornaz et al., 2021). Les propriétés peuvent dépendre de l'âge (Iida et al., 2002; Keorochana et al., 2010 ; Nachemson and Evans, 1968 ; Tkaczuk, 1968 ; Keorochana et al. 2010). Ceci peut être en lien avec une diminution de la teneur en élastine avec le vieillissement (Kosaka et al., 2007) ou la présence d'ostéophytes (Widmer, 2020). Toutefois, la plupart des échantillons testés sont issus de sujets âgés et il n'est donc pas clair si ce paramètre permet d'expliquer de telles différences.

Pour les conditions d'essais, en plus des conditions environnementales (stockage, maintien de l'humidité, Hohmann et al., 2019 ; Verstraete et al., 2015 ; Bass et al., 2007), l'application du chargement et le traitement des données peuvent aussi affecter les résultats. Certains auteurs utilisent un pré-cycle de charge et de relaxation, qui peut réduire la rigidité ligamentaire (Mullins, 1948) et la résistance à la rupture (Sopakayang, 2013). De plus, la précharge souvent utilisée pour définir la longueur initiale avant les tests à rupture (fixe de 1 à 10 N, Bass et al., 2007 ; Cornaz et al., 2021 ; Mattucci et al., 2012 ou en pourcentage de l'effort à rupture Mattucci and Cronin, 2015) peut tronquer le pied de courbe et donc sous-estimer la zone de faible raideur / laxité (Lasswell et al., 2017). La présence ou l'absence de zones de laxité à faible raideur en Figure 17 (ex : Shirazi-Adl et al., 1986) pourrait être liée à un tel effet. Enfin, des différences de positionnement des insertions (orientation) déjà mentionnées pourraient affecter les réponses.

Les modèles de ligaments implémentent ces propriétés à travers diverses différentes lois de matériaux (linéaire élastique, Mooney-Rivlin, Néo-Hookeen, etc.) ou utilisent directement les courbes (cf. Tableau 1). Naserkhaki et al. (2018) montrent que le jeu de propriétés des ligaments a une influence significative sur la mobilité et le centre de rotation des modèles testés. Les trois paramètres influents sont la raideur de la zone linéaire, l'étendue du pied de courbe et la longueur à rupture. Si Chazal et al. (1985) donnent les points A, B et C qui délimitent le pied de courbe (0-A), la zone linéaire (A-B) et la zone plastique (B-C) jusqu'à rupture, rares sont les auteurs qui fournissent tous ces paramètres : Pintar et al. (1992) ne donnent qu'une raideur, Goel et al. (1995) et Rohlmann et al. (2006) ne donnent pas d'information sur la rupture. Les caractéristiques (thoraco-)lombaire décrit par Chazal et al. (1985) et Pintar et al. (1992) sont présentées Tableau 3.

De plus, de nombreux auteurs ne rapportent ni les longueurs initiales des ligaments (L_0), ni la position spécifique du spécimen lors des essais, qui peuvent différer de celle du modèle et qui pourraient affecter la laxité ligamentaire (Lasswell et al., 2017). Cornaz et al. (2021) ont réalisé récemment des essais de traction uniaxiale sur les ligaments SSL/ISL, FL et ITL avec comme position initiale la position de départ d'essais de mobilité. Ces données, non disponibles au début de l'étude, qui n'ont pas encore été utilisées avec des modèles, feront l'objet d'une étude distincte (chapitre 5 section 2).

Tableau 3. Caractérisation des ligaments selon les points de Chazal et al. (1985) ou en raideur pour Pintar et al. (1992).

	N	A		B		C	
		F (N)	L (mm)	F (N)	L (mm)	F (N)	L (mm)
Longitudinal antérieur ALL ^(a)	5	55 (19.4)	1.52 (0.41)	456 (44.5)	4.98 (0.51)	511 (47.2)	6.26 (0.75)
Longitudinal postérieur PLL ^(a)	7	57.1 (15.2)	0.88 (0.33)	354 (75)	3.28 (0.7)	384.3(80.2)	4.31 - 0.71)
Jaune (flavum) FL ^(a)	1	75	1.6	315	3.8	340	4.8
Interépineux/supraépineux ISL/SSL ^(a)	7	40.1 (11.2)	1.54 (0.64)	215 (57.2)	3.81 (0.74)	240.7 (64.7)	5.05 (0.67)
Intertransversaire ITL ^(c)	2	20 (0)	0.8 (0)	87.5 (10.6)	1.35 (0.07)	95 (14.1)	1.5 (0.14)
	N	Raideur (N/mm)					
Capsulaire CL ^(b)	24	33.9 (10.7)					

(a) Données T12-L5 issues de Chazal et al. (1985) (b) Données T12-S1 issues Pintar et al. (1992). (c) Données T7-T10 issues de Chazal et al. (1985) en l'absence de données spécifiques à la région lombaire.

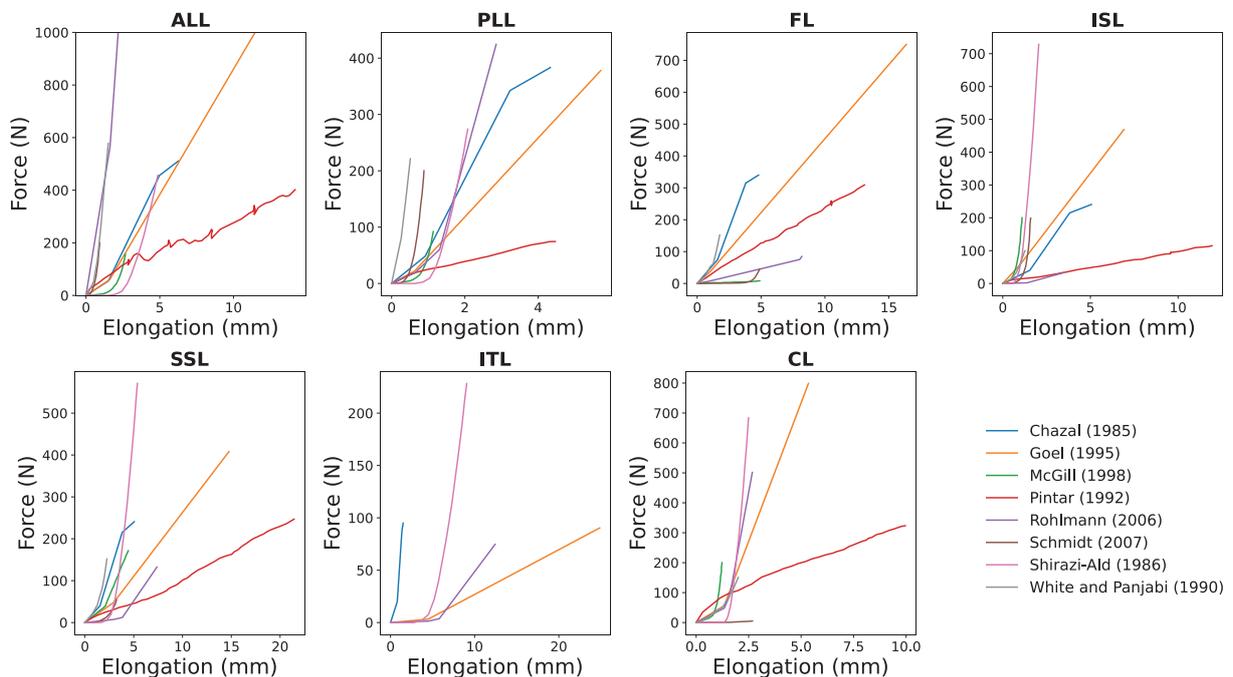


Figure 17. Ensemble des propriétés ligamentaires force-déplacement étudiées par Naserkhaki et al. (2018).

Types d'éléments

La plupart des modèles (Tableau 1) utilisent des éléments 1D (souvent des câbles) pour représenter les ligaments. Cette approche suppose que localement, le ligament ne transmet des efforts que dans une direction spécifique et qu'il n'y a pas d'interaction avec les zones voisines (ex : Schmidt et al., 2007). Les éléments des ligaments ALL, PLL, FL et ITL sont généralement parallèles le long des insertions (Figure 18). Les ligaments ALL et PLL peuvent être reliés avec les éléments du disque afin de prendre en compte le gonflement discal. Les ligaments capsulaires ont la géométrie la plus complexe et leurs éléments relient les surfaces articulaires (Figure 18). Enfin les ligaments ISL et SSL, bien que difficilement séparables expérimentalement, sont modélisés comme deux entités distinctes : le SSL relie les bords postérieurs des processus épineux, le ligaments ISL relie les processus caudal et crânial (Figure 18). Les propriétés sont supposées homogènes, par exemple en répartissant une courbe de traction force-allongement sur les éléments 1D du ligament en parallèle.

Si quelques modèles utilisent des éléments coque en 2D, les propriétés ligamentaires restent issues de tests de traction uniaxiale (Niemeyer et al., 2012) dans lesquels les interactions bi ou tri dimensionnelles ne sont pas documentées.

Peu d'études se sont penchées sur les effets de la modélisation des ligaments lombaires. Récemment, Hamidrad et al. (2021) ont étudié plusieurs approches de modélisation (1D, 2D et treillis en 3D), avec un nombre d'éléments, une orientation et des propriétés similaires entre les approches (Figure 19). Bien que le modèle 3D soit celui qui se rapproche le plus de la réalité, l'approche importe moins que les propriétés ligamentaires utilisées. Avec des propriétés linéaires (par exemple, Pintar et al., 1992), tous les ligaments travaillaient ensemble quelle que soit la tension, et des contraintes trop élevées sont souvent rapportées. Les modèles de ligaments avec des lois non-linéaires, d'autant plus avec une laxité ligamentaire (Shirazi-Adl et al., 1986), permettraient de diminuer davantage les écarts entre les modèles de FSU et les réponses cibles (Naserkhaki et al., 2018). Enfin, les auteurs ont souligné les difficultés pour identifier la position des insertions et l'orientation des fibres (Hortin and Bowden 2016).

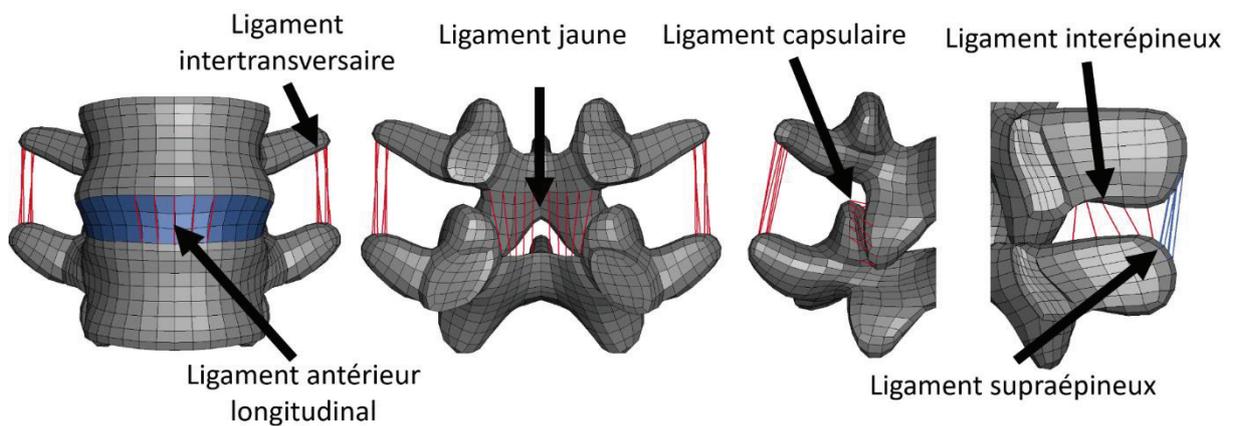


Figure 18. Représentation des ligaments du modèle GHBMCM50 (L4-L5).
Le ligament longitudinal postérieur est similaire au longitudinal antérieur.

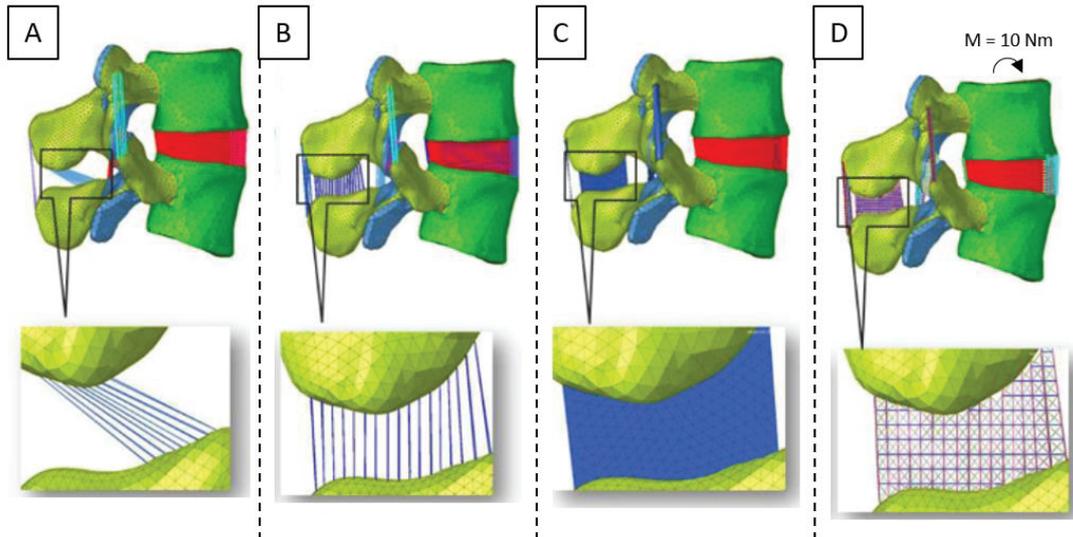


Figure 19. Différentes approches de modélisation des ligaments selon Hamidrad et al. (2021).
 A) Éléments de poutre 1D orientés postérieur. B) Éléments de poutre 1D parallèles. C) Éléments de coque 2D. D) Représentation 3D par éléments en treillis 1D.

Cas du ligament interépineux

Si les illustrations anatomiques des ligaments lombaires peuvent varier, des écarts importants existent pour l'orientation des fibres du ligament interépineux. Une étude histologique réalisée par Scapinelli et al. (2006) fait une revue et propose une disposition des fibres selon un schéma en trois zones, avec une orientation oblique d'avant en arrière dans une direction caudo-crânienne (Figure 20). Scapinelli et al. (2006) concluent qu'aucune représentation ne reprenait toutes les fonctions de l'organisation de l'ISL qu'ils proposent (généralement, les modèles utilisent l'organisation décrite par Grant's Atlas of Anatomy (Figure 20 - F). Cette complexité anatomique et l'absence de consensus posent la question de la modélisation de ce ligament.

Littérature	A) Fick, Piersol, Gerard, Spalteholz, Parke, Netter. B) Woerdeman, Kapandji, Platzer et Monsen, Seeger. C) Paturet et Rouvière. D) Tandler, Wolf-Heidegger. E) Romanes et Jackson. F) Testut, Orts Llorca, Chiarugi et Bucciante, Testut et Jacob, Putz, Platzer, Grant's Atlas of Anatomy et Gray's Anatomy.			
	Proposition d'orientation en trois parties : ventral (A), moyen (B) et dorsal (C).			

Figure 20. Schéma de l'orientation des faisceaux de fibres des ligaments interépineux lombaires selon Scapinelli et al. (2006).

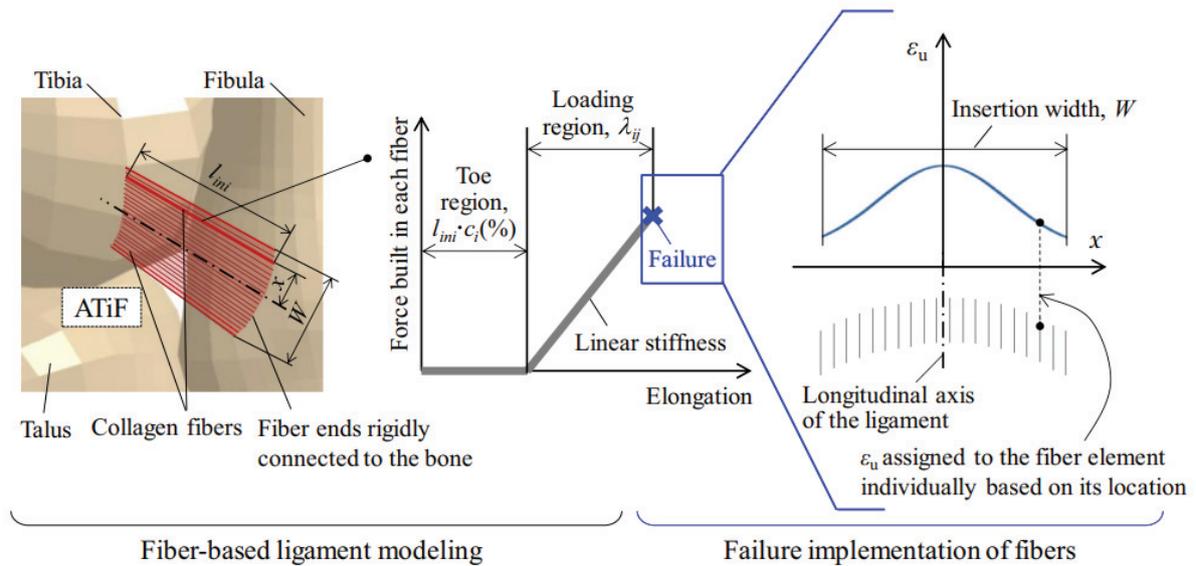


Figure 21. Hypothèses du modèle de ligament selon Nie et al. (2017a).

« Ligaments majeurs reproduits sous la forme d'un faisceau d'éléments fibreux dans le modèle de pied et de cheville (illustré : le ligament ATiF) ». Le comportement de chaque fibre est défini par une courbe force-allongement, avec un seuil de rupture par fibre distribué statistiquement dans la largeur du ligament.

Modélisation décrivant les fibres des ligaments

Comme les modèles décrivent rarement la rupture ligamentaire (ex : Chen et al., 2001), les courbes ligamentaires sont extrapolées au-delà du point de rupture. Par conséquent, une mobilité importante peut entraîner une force irréaliste (non-physiologique, Hamidrad et al., 2021). Lorsque la rupture est modélisée, le seuil est identique pour tous les éléments d'un ligament (ex : Sterba et al., 2019). Des approches alternatives se concentrant sur le comportement de fibres individuelles plutôt que sur celui du ligament dans sa globalité ont été proposés.

Barrett and Callaghan (2018, 2017) décrivent une population de fibres de collagène et utilisent un processus d'optimisation pour identifier ses paramètres. Ils décrivent ainsi la zone d'orteil et les zones de rupture lors d'essais de traction. Avec des hypothèses similaires, Nie et al. (2017b, 2017a, 2016) décrivent la rupture progressive d'un ligament de la cheville dans un modèle élément finis. Les fibres sont décrites avec des courbes de force/déplacement bilinéaires (Figure 21) avec une laxité et une rupture, ainsi qu'une distribution statistique dans l'espace. Cependant, aucune de ces approches n'est utilisée dans les modèles lombaires actuels.

3. Mobilité et lésions du rachis lombaire

La caractérisation expérimentale du rachis a fait l'objet de nombreuses études depuis les années 1980, principalement pour comprendre des problèmes cliniques tels que la mobilité réduite ou la douleur (Borrelli et al., 2022). Les études *in vivo* visent le plus souvent à mesurer la cinématique (déplacements, vitesses et accélérations) du rachis lors de mouvements spécifiques et à en prédire la cinétique (forces et moments). Les études *in vitro* permettent de caractériser dans des conditions contrôlées la réponse biomécanique du rachis et de ses structures jusqu'à rupture, et de mesurer la cinématique et la cinétique en même temps (Sterba, 2019).

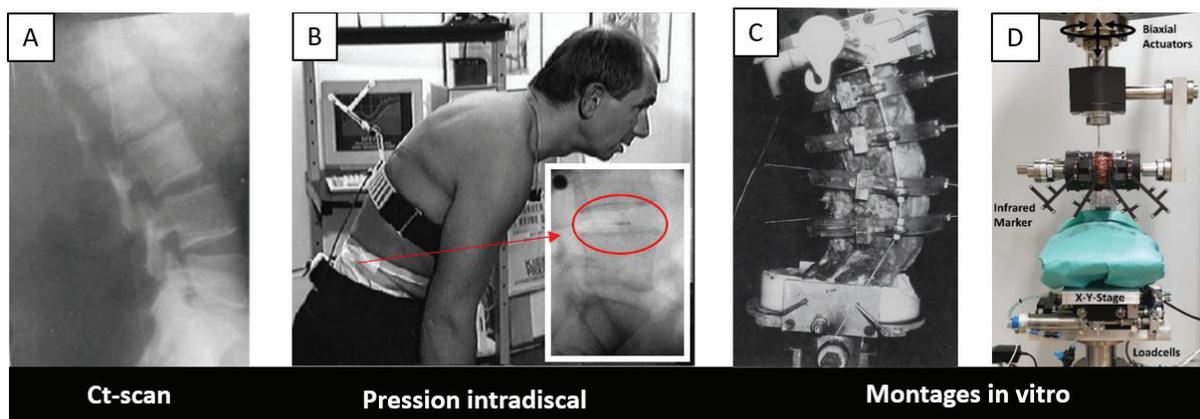


Figure 22. Exemple de méthodes de mesure sur la colonne lombaire *in vivo* et *ex vivo*.

In vivo : radio de profil (Pearcy 1985) (A) ; système de mesure de la pression intradiscale L4-L5 issu (Wilke et al., 2001) (B). *In vitro* : montage d'un test biomécanique pour les 6 chargements (Patwardhan et al., 1999, (C) et Widmer et al., 2020 (D).

Différentes méthodes de mesure sont utilisées sur patient volontaire (*in vivo*) ou spécimen anatomique (*ex vivo*) (Figure 22), pour acquérir des grandeurs physiques liées à la mobilité physiologique dans les chargements de la vie courante (flexion, extension, rotation, flexion latérale) (Daniel et al., 2023; Watt et al., 2022). De rares auteurs utilisent des méthodes invasives *in vivo* comme les implants instrumentés pour le rachis pathologique (ex : Dreischarf, 2016) ou des capteurs de pression pour la pression intradiscale (Wilke et al., 2001).

Ces données jouent un rôle crucial dans la construction des modèles éléments finis et surtout de leur validation. Les modèles lombaires sont typiquement évalués au regard de l'amplitude de mouvement, des efforts internes dans les ligaments, ou de la pression intra-discale mesurés *in vitro* ou *in vivo*.

Certains des concepts et des données importants qui seront réutilisés sont présenté ci-après.

3.1. Comportement *in vivo* du rachis

Posture neutre

La plupart des expérimentations démarrent de la posture dite neutre. Selon (Monohar M Panjabi, 1992), elle est la posture qui minimise les contraintes internes dans les tissus et l'effort musculaire pour la maintenir. *In vivo*, cette posture est considérée comme la position debout, droite et dite « naturelle ».

Géométriquement, cette posture est dépendante de l'individu, ce qui peut rendre difficile sa modélisation pour un individu particulier. Jackson and McManus (1994) ont mesuré les angles de lordose chez cent volontaires asymptomatiques âgés de 20 à 75 ans, ce qui peut fournir une estimation des valeurs de ces angles et de leur variance *in vivo* (Tableau 4) y compris par âge.

Tableau 4. Lordose moyenne en position neutre (debout droit) selon Jackson and McManus (1994).

Lordose (°)	L1-S1	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
Moyenne (écart-type)	-60.9 (12)	-1.7 (4.2)	-7.0 (4.3)	-11.3 (3.8)	-16.5 (5.0)	-24.6 (6.2)

Tableau 5. Mesure des angles de lordose des niveaux L1 à L5 selon Pearcy et al., (1984) et Pearcy (1985) entre 2 postures. La lordose en initiale est indiquée par la posture. Les variations de lordose entre cette posture neutre et l'amplitude maximum volontaires sont ensuite indiquées en fonction du chargement.

Angle (°)	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5
Angle de lordose en position neutre	2	7	11	17
Mouvement en extension	5	3	1	2
Mouvement en flexion	8	10	12	13
Mouvement en flexion Latérale	5	5.5	5	3
Mouvement en rotation axiale	1	1	1.5	1.5

Amplitude de mouvement

Les amplitudes de mouvement (RoM) *in vivo* peuvent être mesurées par radio ou fluoroscopie (ex : du Rose and Breen, 2016) ou estimées à partir de trajectoires de marqueurs réfléchissants posés sur la peau avec des systèmes optoélectroniques (ex : Ghasemi and Arjmand, 2021). Les premières méthodes sont irradiantes, mais n'ont pas de problèmes d'artefacts de tissus mous.

Pour modéliser des sujets non-pathologiques, plusieurs études (ex : Dreischarf et al., 2014) utilisent les données de Pearcy et al., (1984) et Pearcy (1985). Ils ont calculé à partir de radios les mouvements vertébraux entre la position neutre et une position « maximum volontaire » (Tableau 5).

Centre de rotation

Les centres de rotation (CoR) des segments intervertébraux sont utilisés pour calculer des caractéristiques cinématiques de la colonne lombaire. Selon Seligman et al. (1984), ils peuvent être un indicateur d'instabilité vertébrale.

In vivo, Pearcy and Bogduk (1988) calculent leur position à partir de radios en posture neutre et de flexion/extension « maximum volontaire ». Liu et al. (2016) utilisent 5 paires d'images fluoroscopiques pour les identifier durant le mouvement. Les deux auteurs ont des conclusions similaires pour des mouvements de flexion/extension avec un centre de rotation plutôt en position postérieure (au 3/5 pour Pearcy) au milieu du disque pour Liu et près du plateau inférieur pour Pearcy.

Pression intradiscale

Seuls Wilke et al. (1999, 2001) fournissent des mesures de pressions directes dans L4-L5 lors d'activités quotidiennes, mais sur un seul sujet (Figure 22 - B). Lors de mouvements volontaires dit maximaux, la pression est inférieure à 1.2 MPa en flexion à 0.6 MPa en extension, flexion latérale et rotation axiale. Elle est de 1.6 MPa en flexion maximale lors du toucher des orteils avec les doigts. Ceci est très inférieur aux pressions mesurées lors d'activités telle que porter une caisse de bière (jusqu'à 2.3MPa selon la posture) et supérieur aux données assises (jusqu'à 0.9 MPa sans dossier et 0.38 MPa avec) ou debout relaxé (0.5 MPa). Ceci suggère que la colonne peut être soumise à des chargements bien supérieurs à ceux d'une flexion maximale sans lésions.

3.2. Comportement *in vitro* du rachis

3.2.1. Comportement infra-lésionnel

Des méthodes de caractérisation du comportement infra-lésionnel ont été développées pour reproduire sur des spécimens isolés *ex vivo* des chargements proches des conditions *in vivo*. Fréquemment, la vertèbre inférieure est fixée et un chargement quasi-statique appliqué à la vertèbre supérieure (exemple, Figure 22 – C et D). Les mouvements couplés sont souvent impossibles. En plus des principales rotations (flexion, extension, rotation, flexion latérale), des translations (cisaillement,

compression, traction) (Figure 23 - A) ou des combinaisons (ex : flexion + compression) peuvent être générées. Les mesures peuvent inclure des d'angles, moments, forces, pressions, déformation des tissus (jauges), etc. Les cas avec déchargement incluent typiquement de l'hystérésis, et l'on peut délimiter plusieurs zones (zone neutre, zone élastique, etc.) durant le mouvement.

Posture neutre

Avant l'application de chargement, les auteurs positionnent les spécimens en « posture neutre ». Cette posture neutre est différente de l'*in vivo* puisqu'elle ne résulte pas des mêmes conditions aux limites (debout). *In vitro*, cette position est souvent définie comme le point médian aux deux points de déformation à charge nulle à partir de la courbe de mobilité (Figure 23 – B). Mais il peut aussi correspondre à une position dite « naturelle » au repos ou à un parallélisme des plateaux. En conséquence, cette position est peut-être difficile à simuler puisque la position initiale est le plus souvent définie à partir de la réponse du spécimen (et donc du modèle qui parfois n'est pas encore validé). La documentation de la position est alors très utile (marqueurs, CT, autres) mais malheureusement pas toujours présente dans les études (Borrelli et al., 2022).

Amplitude de mouvement

Des forces et des moments purs, avec ou sans précharge de compression, sont appliqués sur des unités fonctionnelles rachidiennes (FSU, par exemple L1-L2) ou des segments fonctionnels rachidiens (FSG, par exemple, L1-L5). Les moments purs résultent souvent de mécanismes avec des poulies et renvois (ex : Heuer et al., 2007) et plus rarement de chargements avec des robots.

Andersson and Schultz (1979), Berkson et al. (1979) et Schultz et al. (1979) furent les premiers à rapporter des résultats sur FSU lombaires (de T12 à L5). Ils ont appliqué des moments de 20.5 N.m et des cisaillements de 205 N. Comme aucun spécimen n'a atteint 15 N.m sans lésion, les auteurs ont conclu que 10 N.m représentait une amplitude maximale *in vivo*, pour des angles de flexion/extension de 4 à 8° par FSU. Yamamoto et al. (1989) ont étudié les FSU du segment L1-S1 soumis à 10 N.m. Comparé aux mobilités *in vivo* de Percy et al. (1984) et Percy (1985), les amplitudes de mouvement *in vitro* étaient similaires en flexion latérale, plus élevées en rotation axiale à 10 N.m, et nettement inférieures en flexion/extension (sauf pour L5-S1). Les auteurs ont conclu qu'un moment pur de 10 N.m appliqué à la vertèbre caudale ne répartit pas les charges de la même manière que lors des mouvements *in vivo*. Toutefois, la plupart des études ont continué à utiliser ce niveau voire même l'ont réduit à 7.5 N.m (ex : Heuer et al., 2007).

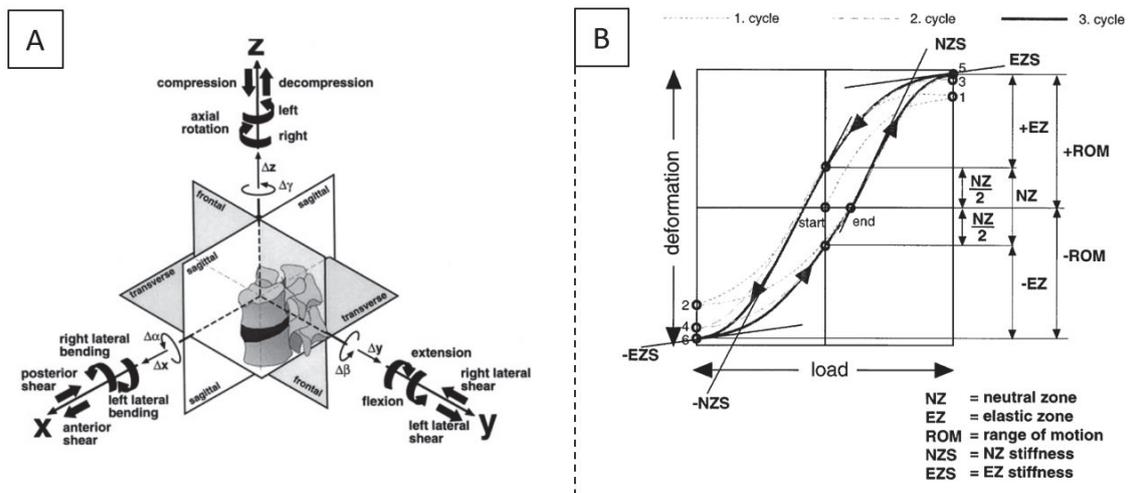


Figure 23. Représentation des mobilités et des réponses possibles pour des chargements ex vivo.

Amplitude de mouvement pour une précharge en compression

Des précharges en compression peuvent être utilisées pour reproduire les forces résultant du poids du corps et de l'action musculaire *in vivo*. Initialement, ces précharges étaient appliquées verticalement à la vertèbre crâniale. Puis Patwardhan et al. (1999) ont développé une méthode de "charge suiveuse" (*follower load*) : une charge est appliquée le long du segment en mettant en tension deux câbles ancrés à gauche et à droite de chaque vertèbre (proche des centres de rotation en sagittal). Cette méthode permet d'appliquer des forces plus proches de l'*in vivo*, sans flambement du spécimen. Les auteurs observent une augmentation de la raideur d'un segment L1-S1 avec une précharge suiveuse par rapport à une précharge verticale, ce qui a été confirmé au niveau FSU par Cripton et al. (2000). La raideur sans précharge se trouverait entre les deux types de précharge. Il convient de noter qu'un préchargement n'est pas toujours appliqué même dans des études récentes (ex : Widmer et al., 2020).

En complément des essais classiques, certaines études consistent à retirer/réséquer séquentiellement des structures (ligaments, facettes, disque) puis de répéter le chargement afin d'étudier leur contribution à la réponse. Heuer et al. (2007) ont étudié en flexion/extension/flexion latérale et rotation axiale la contribution de 8 structures de FSU lombaire : l'ISL/SSL, le FL, le CL, l'arc postérieur, le PLL, l'ALL, et enfin, le nucleus pulposus. Ils ont aussi mesuré la pression intra-discale et le gonflement latéral du disque. Cette étude est largement utilisée dans la validation des modèles de FSU pour vérifier ou calibrer les contributions ligamentaires (par exemple, Naserkhaki et al., 2018 et modèle GHBM). Cependant, elle présente un inconvénient majeur : un pilotage en effort/moment à 7.5 ou 10 N.m peut entraîner soit une absence de chargement de certaines structures au moment de leur résection si l'ensemble des moments est repris par d'autres structures (et donc une absence de caractérisation), soit des chargements excessifs causant des lésions ligamentaires quand il reste peu de structures présentes. Récemment, Widmer et al. (2020) ont utilisé des déplacements contrôlés d'amplitudes déterminées par des chargements initiaux de 7.5 N.m (rotation), 150 N (cisaillement et traction) et 400 N (compression). Les translations (cisaillement, traction, compression) ont aussi été étudiées. Les auteurs observent des contributions des ligaments inférieures à 20 % pour la plupart des mouvements, le disque intervertébral étant la structure avec la contribution majeure. Les ligaments FL n'ont un effet qu'en flexion, l'ALL en extension et flexion latérale et les ligaments capsulaires en rotation axiale.

Pression intradiscale

Les pressions mesurées dans les disques intervertébraux en essais de mobilité (Berkson et al., 1979; Heuer et al., 2007; Schultz et al., 1979) ou de compression (Newell et al., 2017) sont utiles pour vérifier les états de pression intra-discale des modèles (dont GHBM). Pour des chargements inférieurs à 10 N.m, les mesures sont comparables aux données *in vivo* en extension, flexion latérale et rotation axiale (inférieures à 0.65 MPa). Cependant, en flexion, les mesures *in vitro* de Andersson and Schultz (1979) ont atteint 0.56 MPa, contre 1.2 voire 1.8 MPa en *in vivo* (Wilke et al., 2001).

Force aux facettes articulaires

Le retrait des facettes diminue la résistance en cisaillement antérieur et postérieur jusqu'à 40 à 70% (Skrzypiec et al., 2012). Leur contribution en rotation axiale à 7.5 N.m est d'environ 40% (Widmer et al., 2020). Les efforts sur les facettes ont aussi été estimés grâce à des jauges de déformation pour relier la déformation lors de chargements en mobilité aux déformations connues après l'application directe d'une pression sur la facette (Sawa and Crawford, 2008; Schendel et al., 1993), des capteurs d'efforts (Niosi et al., 2008), ou le remplacement des facettes par des implants instrumentés avec des capteurs d'efforts (Goel et al., 2007). Les efforts facettaires présentent une grande variabilité, mais sont toujours inférieurs à 120 N sauf pour Goel et al. (2007) (200 N en extension). Les efforts facettaires

ont été utilisées pour valider des modèles de FSU (Naserkhaki et al., 2018) et de segments de la colonne vertébrale (Dreischarf et al., 2014).

3.2.2. Comportement lésionnel

La compréhension des mécanismes de blessure est importante dans les domaines traumatologiques et en particulier du choc automobile. En dehors des blessures du système nerveux, les lésions au niveau de la colonne lombaire sont généralement des fractures de compression des corps, et parfois en coin (ex : Pintar et al., 2012). Les chargements attendus pour générer de telles lésions sont la compression, éventuellement associée à de la flexion et du cisaillement antéro-postérieur. Les blessures thoraco-lombaires ont été classifiées (classification AOSpine) d'après les dossiers de plus de 1400 patients (Magerl et al., 1994; Vaccaro et al., 2016), par type (lésions par compression, distraction et rotation axiale) : ces traumatismes présentent généralement des fractures osseuses, mais aussi nerveuses ou ligamentaires.

Si de nombreuses études se sont donc focalisées sur le chargement en compression (ex : Brinckmann et al., 1988), elles ne seront pas décrites ici car la contribution des ligaments en compression est supposée négligeable. Plusieurs études ont examiné les effets lésionnels du cisaillement antéro-postérieur, de la flexion de la compression et de leur combinaison. En cisaillement antéro-postérieur, Begeman et al. (1994) ont observé des ruptures ligamentaires, des dommages au disque et des lésions des facettes articulaires dans des conditions de chargement allant de 155 N à 2894 N, avec des vitesses variant de 0.5 mm/s à 50 mm/s. Skrzypiec et al. (2012) ont constaté que des décollements des plateaux vertébraux se produisent à une vitesse de 0.5 mm/s avec des forces de 565 N. Pour des segments T12-L5, Demetropoulos et al. (1998) n'ont pas mentionné de lésion pour un déplacement de 38.1 mm de la vertèbre T12. Les mêmes auteurs ne mentionnent pas de lésion lors d'essais de flexion pour un moment de 200 N.m. Osvalder et al. (1993) ont mené des essais d'impact sur les vertèbres supérieures (L1-L2 et L3-L4). Des impacts par un pendule générant des impulsions à 5 g et 12 g, provoquaient des mouvements de cisaillement et de flexion. Les forces atteignaient 2000 N en cisaillement, 2150 N en compression et 174 N.m en flexion. Les rares blessures ligamentaires étaient souvent associées à d'autres types de blessures, comme des fractures osseuses. Plus récemment, Tushak et al. (2022) ont étudié le comportement de deux segments lombaire (T12-L2 et L3-L5) soumis à de la flexion à une vitesse de 600°/s, avec des préchargements en compression de 2200 N, 3300 N et 4500 N : aucune rupture ligamentaire n'a été observée bien que des ruptures partielles n'aient pas été écartées selon une communication personnelle avec les auteurs.

Ainsi, si des lésions de ligaments spinaux sont mentionnées dans des revues de littérature (par exemple, Belwadi and Zhao, 2015 ou Sterba, 2019), ces ruptures semblent principalement associées à la colonne cervicale. La rupture des ligaments postérieurs sans lésion osseuse au niveau lombaire est également présente dans les classifications AOSpine, mais semblent rare. Le comportement ligamentaire à des niveaux lésionnels pourrait donc être d'intérêt principalement pour sa contribution au comportement des FSU.

4. États initiaux des ligaments lombaires

4.1. Introduction et définition

La longueur initiale d'un ligament (avant le mouvement) est déterminée par la distance entre ses points d'insertion. Cette distance change avec la posture. Des distances plus courtes lors de mouvement que les distances initiales peuvent entraîner un relâchement du tissu (laxité), tandis que des distances plus longues peuvent entraîner des contraintes dans les tissus (prétension). La longueur de référence L_0 correspondant à un état hypothétique sans contrainte ni déformation séparerait les longueurs avec une laxité (plus petite) et de celles avec précharge (plus grande). Si l'on ne considère que l'allongement du ligament, la précharge pourrait être décrite comme une laxité négative. Considérer une élongation sans prendre en compte la laxité pourrait conduire à de grandes différences en termes d'élongation à rupture et d'effort (Figure 24). Des laxités et des précharges ont été constatées *in situ* après dissection des ligaments (Cornaz et al., 2021; Hukins et al., 1990; Nachemson, 1960; Robertson et al., 2013; Tkaczuk, 1968), même dans des postures vertébrales considérées comme neutres. Le terme « états initiaux » sera utilisé pour qualifier un état de laxité ou de prétension dans ce manuscrit.

Dans le domaine clinique, le concept de « laxité » appliqué à un ligament est couramment employé pour décrire la capacité de ce dernier à subir un étirement permettant à une articulation de réaliser des mouvements au-delà des limites normales physiologiques. Toutefois, dans le contexte des modèles élément finis ligamentaires, la laxité suit la définition des états initiaux mentionnés au dernier paragraphe. S'il serait donc plus exact de l'appeler « laxité fonctionnelle », nous utilisons le terme « laxité » dans la suite de cette thèse pour simplifier la lecture. Cette section expose les diverses approches utilisées dans la littérature pour mesurer et modéliser ces états initiaux des ligaments, et les résultats associés.

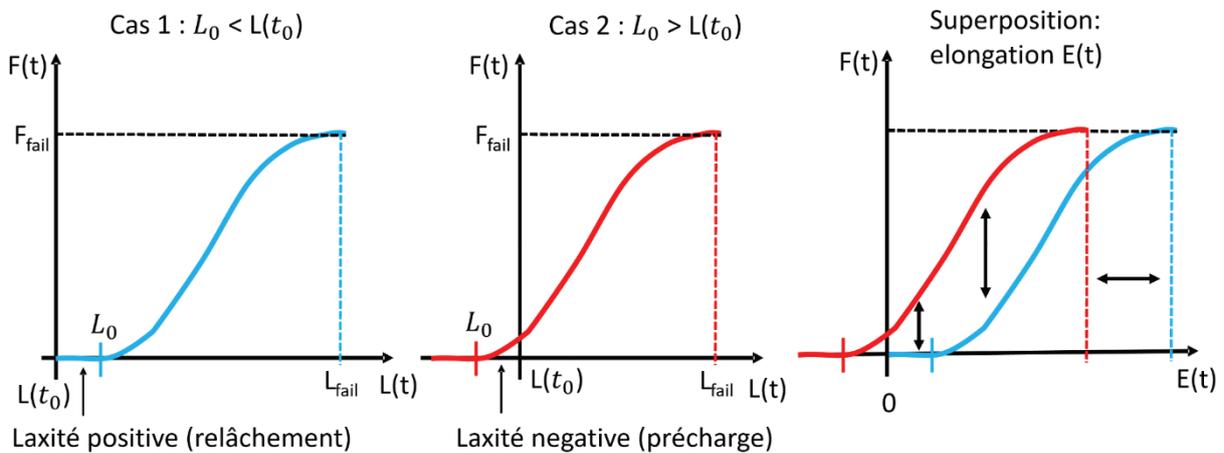


Figure 24. États initiaux possibles pour un ligamentaire.

Le comportement ligamentaire est représenté par une courbe force/longueur ou force/élongation et sa longueur sans relâchement ni précharge est L . Cas 1 : La longueur initiale $L(t_0)$ est plus petite que L_0 et une laxité $L_0 - L(t_0)$ positive (relâchement) est présente (bleu). Cas 2 : La longueur initiale $L(t_0)$ est plus grande que L_0 et une précharge est présente correspondant à une laxité $L_0 - L(t_0)$ négative. Superposition : comparaison des réponses du ligament soumis à une élongation depuis sa longueur initiale. L'état initial peut conduire à de grandes différences d'efforts et d'élongation à rupture.

4.2. Méthodes de caractérisation

Deux méthodes sont employées pour quantifier les états initiaux des ligaments lombaires : la méthode par résection du ligament et la méthode par chargement du ligament (Figure 25). Ces méthodes sont utilisées à partir d'une posture initiale (généralement la posture neutre), soit de l'unité fonctionnelle rachidienne (FSU), du segment rachidien (FSG) ou de la colonne lombaire dans son ensemble.

La méthode de mesure des laxités/prétension par résection du ligament a été introduite par Tkaczuk (1968) après avoir observé une contrainte résiduelle supérieure à 10% lors de chargements répétés sur des ligaments. Des paires de points sont marquées sur la surface des ligaments au niveau des insertions. La distance initiale entre chaque paire de points est mesurée dans une posture initiale. Ensuite, après résection, le ligament est posé à plat et la distance est à nouveau mesurée. Une distance plus courte est associée à un ligament prétendu, et une plus longue à un ligament détendu. Les auteurs observent des prétensions des ligaments ALL et PLL. Robertson et al. (2013) réutilise la méthode à partir de la posture neutre avec et sans précharge de compression (444 N). Des mesures de déformation longitudinales et transverses sont réalisées à l'aide d'un microscope. Sans précharge, l'ALL et l'ISL sont en prétension et le SSL en laxité. Avec chargeuse suiveuse, la prétension augmente pour l'ALL et l'ISL et aucun effet n'a été observé pour le SSL.

La méthode par chargement consiste à isoler le ligament puis à le tester en traction (la plupart du temps) depuis son orientation initiale puis à dériver sa laxité ou précharge de la courbe de réponse (Cornaz et al., 2021; Hukins et al., 1990; Nachemson and Evans, 1968; Neumann et al., 1992). La différence entre la longueur initiale et la longueur au début de chargement (par exemple, 1 N utilisé par Cornaz et al., 2021) indique l'état de laxité ou précharge. Les résultats sont formulés en allongement ou déformation (Cornaz et al., 2021; Hukins et al., 1990; Nachemson and Evans, 1968) ou effort (Cornaz et al., 2021) sauf pour Adams et al. (1980) et Neumann et al. (1992) qui indiquent seulement une tendance.

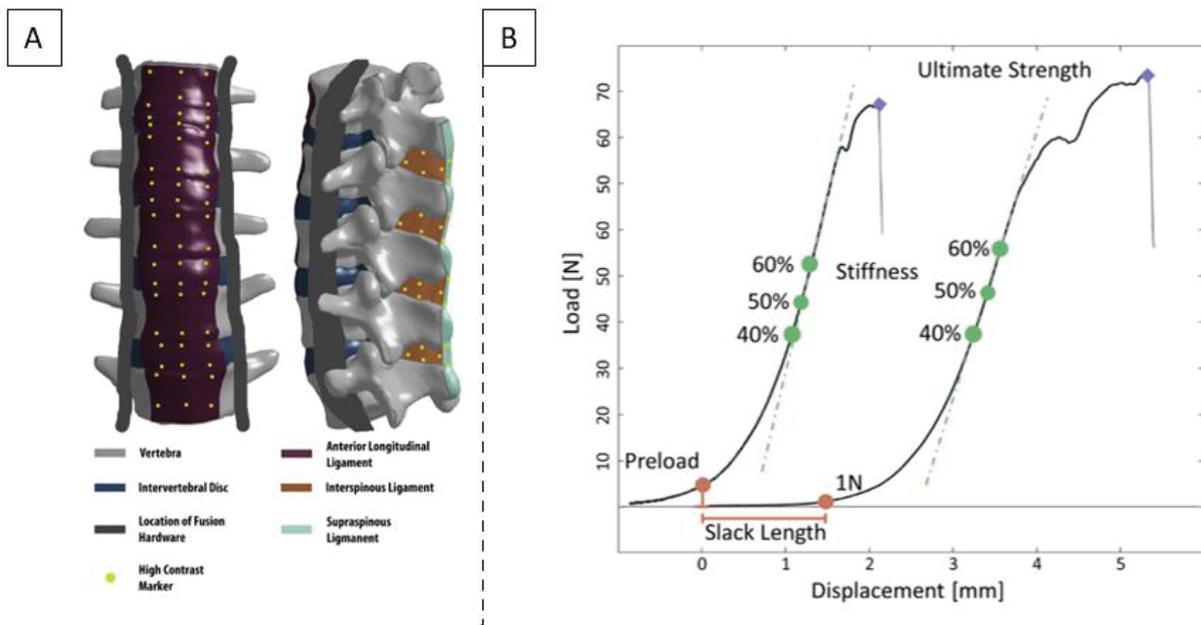


Figure 25. Illustration des méthodes de mesure des états initiaux des ligaments lombaires. A) méthode de mesure par résection utilisée par Robertson et al. (2013). B) méthode de mesure sur une courbe de traction du ligament par Cornaz et al. (2021).

CHAPITRE 2 – ÉTAT DE L'ART

Les résultats sont résumés dans le Tableau 6. Les tendances sont dans l'ensemble cohérentes pour l'ALL, le PLL et le FL qui sont en prétension en posture neutre. Pour l'ISL/SSL, Adams et Cornaz observent de la laxité alors que Robertson et al. mesurent de la prétension dans l'ISL seul. De la laxité est observée pour l'ITL. Le ligament capsulaire n'a pas été caractérisé. Les comparaisons quantitatives entre études sont rendues difficiles par les différences de nature de résultats (ex : élongation vs. déformation sans que la longueur ligamentaire soit donnée).

Tableau 6. États initiaux ligamentaires in situ par ligament en position « neutre ». Pour le chargement : la direction (longitudinal, transverse), le type de mesure et l'unité sont précisés. Pour les valeurs de mesures ligamentaires, la moyenne, l'écart-type et le nombre d'échantillons testés sont précisés.

Auteur	Age (ans) et sexe	FSU	Méthode	Direction (type, unité)	Ligaments						
					ALL Disque	ALL OS	PLL	FL	ISL	SSL	ITL
Tkaczuk (1968) (expérimentation 1)	39 (2.5-66) n=10 (-)	L1-L5	Résection	Long. (élong, mm)	-2.4 ± 0.5 (n=10)	-	-3.0 ± 0.6 (n=10)	-	-	-	-
				Long (déf, %)	-9.0 ± 2.6 (n=10)	-	-11.2 ± 3.4 (n=10)	-	-	-	
Nachemson and Evans (1968)	13-80) n=10 (-)	L2-L4	Traction	Long (déf, %)	-	-	-	-10.6 ± 5.6 (n=10)	-	-	-
Adams et al. (1980)	46 (18-71) n=13 (5F/8M)	L1-L5	Flexion (FSU)	Long (qualitatif)	-	-	-	Prétension	Laxité		-
Hukins et al. (1990)	67 (59-77) n=3 (1F/2M)	T10-L5	Traction	Long (déf, %)	-3.4 ± 0.4 (n=4)	-	-10.5 ± 0.6 (n=4)	-17.0 (n=1)	-	-	-
Neumann et al. (1992)	47 (21-43) n=3 (0F/3M)	T12-L5	Traction	Long (qualitatif)	Prétension	-	-	-	-	-	-
Robertson et al. (2013)	48 (29-73) n=3 (2F/1M)	L1-L5	Résection (0 N)	Long (déf, %)	-5.3 ± 4.6 (n=11)	-2.0 ± 4.4 (n=7)	-	-	-3.7 ± 11.8 (n=9)	6.0 ± 12.7 (n=9)	-
				Transv (déf, %)	-1.0 ± 4.9 (n=8)	-4.5 ± 5.5 (n=7)	-	-	-4.3 ± 6.7 (n=9)	-	-
			Résection (diff. entre 0 et 444 N)	Long (déf, %)	-1.5 ± 1.9 (n=4)	-	-	-	-0.3 ± 1.2 (n=3)	6.0 ± 4.2 (n=3)	-
				Transv (déf, %)	-1.6 ± 2.6 (n=4)	-	-	-	-0.6 ± 1.2 (n=3)	-	-
Cornaz et al. (2021)	- (48-82) n=22 (5F/17M)	T12-L5	Traction (1 N)	Long (élong, mm)	-	-	-	-	2.9 ± 1.9 (n=48)		3.1 ± 1.9 (n=62)
				Long (Force, N)	-	-	-	-9.2 ± 12.7 (n=49)	-	-	-

4.3. États initiaux des ligaments lombaires : modélisation

Seuls 7 modèles de la liste initiale semblent prendre en compte les états initiaux ligamentaires lombaires (Tableau 7). La plupart utilisent des données de la littérature et certaines études visent spécifiquement à souligner les différences de comportement d'un modèle avec ces états (Hortin and Bowden, 2016; Robertson et al., 2013; Van der Plaats et al., 2007). Van der Plaats et al. (2007) ont constaté que la réponse était particulièrement sensible aux valeurs de prétension et de laxité dans les ligaments et conclu que les modèles sans ces états initiaux risquent d'avoir un comportement moins réaliste. Hortin and Bowden (2016) ont utilisé les données de Robertson et al. (2013) et ont observé que les angles de flexion et d'extension diminuaient par rapport à un modèle sans états initiaux tandis que les pressions dans les disques intervertébraux augmentaient.

Pour le modèle GHMC, le modèle utilise de la laxité ou prétension dans les ligaments ISL, SSL et CL. Cette laxité n'est pas issue de données expérimentales, mais choisie pour garder une cohérence entre le modèle debout et le modèle assis et éviter les forces trop élevées dans les ligaments pour certaines configurations de validation. Enfin, il faut noter que d'autres modèles (non listés en Tableau 7) ajoutent implicitement de la laxité lors de la calibration de la réponse ligamentaire par optimisation en jouant sur la longueur du pied de courbe (Leszczynski et al., 2022; Sterba et al., 2019).

La méthode utilisée pour implémenter les états initiaux ligamentaires dans les modèles varie entre études. Quatre modèles utilisent directement des courbes force-déplacement ou contrainte-déformation pour modéliser les ligaments. Dans ce cas, la laxité peut être implémentée en décalant la courbe sur son axe horizontal d'élongation (ex : Rupp et al., 2015, GHBM). Pour la prétension, l'ajout d'un effort doit être compensé pour garder le modèle à l'équilibre initial. Dans le modèle GHBM, pour éviter tout changement de posture initial ou besoin de calcul d'équilibre, la courbe est décalée dans le sens de la prétension mais l'effort initial est mis à 0 et une pente initiale élevée (0.1kN/mm, choisi de manière arbitraire) est utilisée pour rejoindre rapidement des efforts cohérents avec une prétension lors du chargement (ceci sera détaillé en Chapitre 3). Damm et al. (2020) incluent les valeurs de déformations issues de la littérature telles qu'elles dans le comportement ligamentaire, mais ajustent les autres caractéristiques par optimisation pour se rapprocher du comportement expérimental de Heuer et al. (2007). Hortin and Bowden (2016) utilisent des éléments 2D pour intégrer des états initiaux longitudinaux et transverses. « Cela a été mis en œuvre en étirant des sections isolées des ligaments simulés à la déformation appropriée afin de produire des variables d'état historique pour chaque section des ligaments ». Les auteurs non cités ne spécifient pas leur méthode de modélisation des états initiaux ligamentaires.

CHAPITRE 2 – ÉTAT DE L'ART

Tableau 7. États initiaux ligamentaires utilisés dans les modèles de rachis lombaire en fonction des ligaments. La modélisation des matériaux (courbe force-allongement ou matériau élastique linéaire) est associée aux éléments représentant le ligament (1D, 2D, Multi-Body Simulation-MBS). Des prétentions (valeurs négatives) ou laxités (valeurs positive) sont rapportées en fonction des unités de mesure utilisées pour appliquer cet état initial. Enfin, les références de la littérature utilisées pour les états initiaux des modèles sont précisées en note (de (a) à (g)).

Référence	Ligaments		Mesure (unité)	ALL	PLL	FL	ISL	SSL	ITL	CL
	type	Loi								
Van Der Plaats et al. (2007)	1D	Courbes	Déformation (%)	2 ^e	0.5 ^e	0.5 ^e	0.5 ^e	0.5 ^e	0.5 ^e	1 ^e
Tyndyk et al. (2007)	1D	Élastique non-linéaire	Force (N)	2 ^c	1.5 ^c	14 ^c	-	-	-	-
Meijer et al. (2010)	1D	Courbes	Force (N)	7.7 ^{a,b,e}	4.1 ^{a,b,e}	2.9 ^{a,b,e}	3.9 ^{a,b,e}	5.3 ^{a,b,e}	0.2 ^{a,b,e}	1 ^{a,b,e}
Robertson et al. (2013)	2D	Courbes	Déformation (%) (Long/Horiz)	Os : 2 ^g DIV : 5.3 ^g	-	-	3.7 ^g	-6 ^g	-	-
Hortin et al. (2016)			Déformation (%) (Transv/Vert)	Os : 4.5 ^g DIV : 1 ^g	-	-	4.3 ^g	-	-	-
Rupp et al. 2015	1D	Élastique non-linéaire	Déformation (%)	6.8 ^{a,d,g}	13 ^{a,d,g}	10 ^{a,d,g}	4.6 ^{a,d,g}	-12 ^{a,d,g}	-	-
Damm et al. (2020)	MBS	Élastique non-linéaire	Déformation (%)	8 ^b	10 ^b	10 ^a	4 ^g	-6 ^g	10 ^{a,b,d,e}	10 ^{a,b,d,e}
GHBMC (M50-O v6)	1D	Courbes	Élongation (mm)	-	-	-	-	1.27	1	1.5

(a) Nachemson et Evans (1968) ; (b) Tkaczuk (1968) ; (c) White and Panjabi (1990), (d) Aspden (1992) ; (e) Van Der Plaats et al. (2007) ; (f) Meijer et al. (2010) ; (g) Robertson et al. (2013)

5. Synthèse et objectifs

Des paramètres disparates ?

L'étude de la littérature met en évidence plusieurs points importants. Tout d'abord, il existe aujourd'hui de très nombreux modèles de la colonne lombaire qui exploitent des résultats expérimentaux de la littérature. Utilisant des données d'imagerie médicale ou des données anthropométriques, les modèles peuvent représenter finement la géométrie. Les hypothèses de modélisation et propriétés sont choisies en utilisant des combinaisons de divers jeux de données de la littérature *in vivo* ou *ex vivo* et des méthodes numériques (calibration, optimisation). Ces modèles sont ensuite évalués et validés en comparant leur réponse à des données cinématiques et cinétiques *in vivo* ou *in vitro*. Enfin, ces modèles sont parfois utilisés pour des applications en biomécanique, éventuellement après ajustements notamment en termes de géométrie et de posture.

Les états initiaux (laxité, précharge) de la plupart des ligaments lombaires ont été quantifiés expérimentalement. Ces résultats sont parfois intégrés (tels quels) dans les modèles et il a été observé qu'ils affectaient fortement la réponse. Toutefois, l'état initial ne peut être considéré comme une caractéristique intrinsèque d'un ligament car, au-delà des variations interindividuelles, il dépend bien évidemment de la posture. La posture initiale est typiquement la posture dite neutre dans les expérimentations. Ce concept est difficile à utiliser en simulation lors du développement d'un modèle. En effet, comment déterminer dans un modèle dont le comportement n'a pas encore établi le concept de zone neutre en termes de réponse mécanique ? Et même si des paramètres plus objectifs (ex : mesures osseuses) étaient fournies, est-ce que les différences de géométrie osseuse entre individus et avec le modèle n'empêcheraient pas leur utilisation ? Vue la sensibilité aux états initiaux, ceci introduit une inconnue importante concernant les états initiaux des ligaments.

De manière plus générale, les modèles utilisent des données dépareillées pour leurs paramètres (ex : pour les lois de matériaux des ligaments, des disques, etc.) et leurs conditions de validation (ex : réponse en mobilité ou impact). C'est un état de fait qui semble difficile à changer même dans le futur (par exemple, comment générer des courbes de réponse à rupture à la fois pour des composants et des unités fonctionnelles sur les mêmes spécimens ?). Pour les ligaments, les caractéristiques des modèles sont issues d'essais de traction uniaxiale. Il est évident que l'orientation des fibres ligamentaires et la posture initiale des insertions des spécimens au regard de l'axe de traction entraînent des modifications de la réponse au niveau de la zone neutre, de la raideur et de la rupture des ligaments. Ces considérations méthodologiques sont cruciales pour garantir la cohérence et la comparabilité des résultats (cf. Momersteeg et al., 1995). Toutefois, lors des essais de caractérisation des ligaments (qui sont différents de ceux servant à déterminer l'état initial), la position des insertions (orientation et distance) et sa relation au FSU même en position dite neutre n'est que rarement évoquée. Et, en l'absence d'information, l'utilisation telle quelle des courbes de réponse ligamentaires en traction reste l'approche la plus commune.

Même pour ces courbes, la définition de leur début varie selon les études. Le traitement des données implique souvent la recherche d'un seuil (effort minimal) avec le capteur d'effort pour définir le « 0 » de la courbe (par exemple, à 1N, 5N ou autre). La longueur du pied de courbe peut influencer la souplesse du modèle, voire augmenter la raideur initiale dans le cas de prétension, même sans modifier les paramètres de raideur et d'effort à rupture.

Des modèles validés ?

In fine, les réponses des modèles combinant ces paramètres disparates sont comparées à une référence expérimentale (elle aussi obtenue dans des conditions différentes) et le modèle est dit « validé ». Ainsi, des modèles utilisant des hypothèses très différentes les unes des autres, dont

certaines semblent avoir des effets importants, ont tous été validés. On peut s'interroger sur le sens de ce terme.

Tout d'abord, ceci ne signifie pas que toutes les hypothèses sont validées car elles peuvent se compenser : si la modélisation est issue d'un nombre important de sources de données disparates dont la cohérence/compatibilité n'est pas évidente, il semble raisonnable de supposer que des compensations puissent survenir. Par exemple, des méthodes d'optimisation des états initiaux ont parfois servi à calibrer le comportement des modèles, ce qui ne signifie pas que l'état initial choisi est valide car il a pu compenser d'autres facteurs (ex : raideur). Ce phénomène de compensation pourrait survenir de manière implicite à travers le choix de sources : les variations sont très importantes dans la littérature et le choix d'une source plutôt qu'une autre n'est que rarement justifié, mais peut résulter de résultats qui se conforment ou pas aux attentes du modélisateur lors du développement.

Ensuite, les modèles d'unités fonctionnelles ou de segments sont généralement évalués lors d'essais de mobilité avec des chargements faibles (par exemple, 7.5 N.m). Cependant, dans cette gamme de chargements, les ligaments ne semblent pas avoir de grandes contributions par rapport au disque (Widmer et al., 2020). Leur nombre élevé favorise aussi probablement les compensations. Par conséquent, sans caractériser individuellement chaque structure de l'unité fonctionnelle, il est difficile d'identifier le rôle de chacune des structures ligamentaires dans la réponse du modèle. Un moindre mal serait d'évaluer plusieurs sorties des simulations (la mobilité, la pression intervertébrale, l'effort facettaire etc.). Malgré tout, évaluer les modèles dans ces amplitudes de mouvement inférieures aux amplitudes physiologique *in vivo* limite de fait le domaine d'utilisation de ces modèles. Si l'on peut penser que des chargements plus importants, c'est-à-dire au-delà des gammes physiologiques *in vivo*, pourraient aider à calibrer les ruptures ligamentaires par rapport aux observations expérimentales, ces études *in vitro* n'observent généralement pas de ruptures ligamentaires seules.

In fine, comme observé lors du développement en interne du GHBMC, un ensemble d'hypothèses de la littérature et qui paraissent réaliste peuvent être implémentées, le modèle validé sur des essais de mobilité et des comportements apparemment aberrants peuvent apparaître, comme des efforts irréalistes dans des ligaments, des ruptures des comportements incohérents entre postures, etc.

Face à ces difficultés (dont certaines ne semblent pas en passe d'être résolues), on peut s'interroger sur les besoins et possibles approches pour l'implémentation de ligaments (et de leur laxité) dans des modèles. En particulier :

- 1) Qu'est-ce qui peut être prédit et comment l'intégrer ? Pour la modélisation, il serait intéressant de pouvoir prédire les états initiaux dès la création du modèle en utilisant des données et spécificités connues du modèle telles que la géométrie, la modélisation des ligaments, leurs caractéristiques, etc. Une partie de la variabilité des paramètres ligamentaires a pu être expliquée par des paramètres géométriques ou des dégénérescences discales (Cornaz et al., 2021) et il est possible que les laxités ou prétensions (dans une posture donnée) soient aussi liées à des caractéristiques de la colonne.
- 2) Comment mieux prendre en compte les aspects posturaux lors de la conception d'un modèle ?
- 3) Pour un modèle ayant une application en vue, comment essayer de prendre en compte le comportement attendu et vérifier la compatibilité d'hypothèses dérivées de la littérature lors de la construction du modèle ?

Objectifs

Dans le cadre de la modélisation par éléments finis et de ces questions, l'objectif général de cette thèse est de proposer des méthodologies aidant à identifier les états initiaux des ligaments lombaires en fonction de la posture et à évaluer leurs effets sur la réponse des modèles. Pour remplir cet objectif, quatre études liées à des objectifs spécifiques sont présentées :

- 1) Nous avons développé une méthode d'identification des gammes de laxité et de prétension admissibles pour respecter des exigences fonctionnelles attendues du modèle. Elle fait suite à une étude préliminaire sur l'identification des paramètres de modélisation ligamentaire (types et orientation d'éléments, postures, interactions, jeu de données) influant dans la modélisation.
- 2) La deuxième étude évalue les effets des états initiaux des ligaments sur le comportement à différentes échelles (FSU, FSG, corps complet) au regard de données expérimentales largement utilisées pour l'évaluation de modèles dans la littérature.
- 3) En se basant sur une base de données récentes de Widmer et al. (2021), des corrélations ont été recherchées entre des paramètres mesurables sur un modèle et des laxités mesurées. Puis, les données ont été utilisées pour voir s'il était possible d'améliorer les hypothèses de la première étude.
- 4) Enfin, la méthode basée sur les exigences de laxité est combinée avec la modélisation des ligaments à partir de fibres afin de proposer des modèles intégrant la laxité et la rupture au niveau fibre et respectant aussi les exigences fonctionnelles.

Chapitre 3

Modélisation ligamentaire et implications des exigences d’amplitudes de mouvement sur la laxité des ligaments

Ce chapitre décrit deux études portant sur la description ligamentaire. La première étude vise à mettre en évidence les paramètres les plus influents dans la modélisation d’un modèle lombaire. La deuxième étude propose une méthode numérique pour évaluer la laxité ligamentaire en fonction des amplitudes de mouvement, des hypothèses sur la modélisation des ligaments et la détermination de la laxité sont présentés, avec une validation de cette méthode.

SOMMAIRE

CHAPITRE 3 MODÉLISATION LIGAMENTAIRE ET IMPLICATIONS DES EXIGENCES D’AMPLITUDES DE MOUVEMENT SUR LA LAXITÉ DES LIGAMENTS	49
1. Introduction.....	51
2. Étude exploratoire de la modélisation lombaire : ligaments, précharges et postures	51
2.1. <i>Introduction.....</i>	<i>51</i>
2.2. <i>Modèles.....</i>	<i>52</i>
2.3. <i>Postures et précharges.....</i>	<i>53</i>
2.3.1. <i>Méthodes.....</i>	<i>53</i>
2.3.2. <i>Résultats et observations.....</i>	<i>53</i>
2.4. <i>Interactions disque/ligaments.....</i>	<i>54</i>
2.4.1. <i>Méthodes.....</i>	<i>54</i>
2.4.2. <i>Résultats et observations.....</i>	<i>55</i>
2.5. <i>Modélisations de l’ISL avec fibres orientées.....</i>	<i>56</i>
2.5.1. <i>Méthodes.....</i>	<i>56</i>
2.5.2. <i>Résultats et observations.....</i>	<i>57</i>
2.6. <i>Jeux de données ligamentaires</i>	<i>58</i>
2.6.1. <i>Méthodes.....</i>	<i>58</i>
2.6.2. <i>Résultats et observations.....</i>	<i>58</i>
2.7. <i>Ruptures ligamentaires</i>	<i>60</i>
2.7.1. <i>Méthodes.....</i>	<i>60</i>
2.7.2. <i>Résultats et observations.....</i>	<i>60</i>
2.8. <i>Discussion</i>	<i>61</i>

3.	Implication des exigences d’amplitudes de mouvement sur la laxité des ligaments.....	62
3.1.	<i>Introduction.....</i>	62
3.2.	<i>Matériels et méthodes</i>	63
3.2.1.	Modèles et ROM de référence.....	63
3.2.2.	Modification des modèles de FSU.....	64
3.2.3.	Postures initiales et RoM	65
3.2.4.	Hypothèses ligamentaires et modélisation.....	66
3.2.5.	Détermination des laxités admissibles.....	67
3.2.6.	Effet de la laxité sur la réponse de L4-L5	68
3.2.7.	Laxités ligamentaires complémentaires	70
3.3.	<i>Résultats.....</i>	70
3.3.1.	Laxités ligamentaires.....	70
3.3.2.	Effets des laxités sur la capacité à simuler la configuration Heuer...	72
3.3.3.	Laxités ligamentaires complémentaires	73
3.4.	<i>Discussions.....</i>	74
3.5.	<i>Limitations et Perspectives.....</i>	75
4.	Conclusion	77

1. Introduction

Les ligaments de la colonne lombaire ont une importance majeure dans le comportement de cette région anatomique. Selon les travaux de White and Panjabi (1990), les ligaments doivent concilier un "mouvement physiologique adéquat" tout en maintenant la stabilité de la colonne dans son amplitude de mouvement physiologique. Ils participent également à la protection des structures anatomiques en limitant les mouvements à des plages non-traumatiques.

Les modèles d'éléments finis (FE) du rachis lombaire, qu'ils soient entiers ou partiels, sont couramment utilisés dans divers domaines de la biomécanique. Ces modèles comportent les vertèbres, les disques intervertébraux et les ligaments. Ces modèles sont développés puis validés à partir de données expérimentales, pour des applications spécifiques (chapitre 2 section 3). La modélisation des ligaments, tout comme celle des autres composants, repose sur plusieurs hypothèses : le choix des éléments utilisés, les données de comportement, l'interaction entre le disque et les ligaments, ainsi que les orientations des fibres ligamentaires. Ainsi, le type de modélisation utilisé pour représenter les ligaments influence la réponse du modèle (Hamidrad et al., 2021; Hortin and Bowden, 2016; Naserkhaki et al., 2018). Parmi les hypothèses de modélisation, la laxité et la prétension sont souvent ignorées, même si leur présence dans les tissus de la colonne est avérée expérimentalement (Cornaz et al., 2021; Hukins et al., 1990; Nachemson, 1960; Robertson et al., 2013; Tkaczuk, 1968). Les rares études de modélisation qui prennent en compte ces états initiaux se concentrent exclusivement sur la laxité (Hortin and Bowden, 2016). De plus, quand les données expérimentales sont utilisées, elles le sont sans prendre en compte la variabilité mesurée et inhérente aux spécimens testés (géométrie, matériaux, posture etc.).

L'objectif de ce chapitre est de présenter une approche numérique pour la modélisation des ligaments et de leurs états initiaux (à savoir la laxité et la prétension), en tenant compte de certaines exigences physiologiques. D'abord, nous avons exploré l'effet des différentes stratégies de modélisation des ligaments proposées dans la littérature, au regard du comportement de modèles d'unités fonctionnelles. Ensuite, une méthode numérique a été développée pour quantifier les états initiaux ligamentaires en fonction des amplitudes de mouvement, de la modélisation des ligaments et d'hypothèses visant à représenter des comportements physiologiques et non-traumatiques. Cette méthode permet d'obtenir des gammes de laxité et de prétension pour un modèle donné.

2. Étude exploratoire de la modélisation lombaire : ligaments, précharges et postures

2.1. Introduction

L'objectif de cette partie est d'examiner l'effet des paramètres de modélisation des ligaments de FSU lombaire identifiés dans notre revue de littérature : postures et précharges, interactions disque/ligaments, modélisations de l'ISL avec fibres orientées, jeux de données ligamentaires, et ruptures ligamentaires. Une présentation des modèles utilisés précède l'étude de chaque type de paramètres. Enfin, une discussion de cette étude exploratoire fait la synthèse des améliorations à apporter au modèle initial.

Afin d'atteindre cet objectif, différentes configurations sont examinées séquentiellement (Postures et précharges ; Interactions disque/ligaments ; Modélisations de l'ISL avec fibres orientées ; Jeux de données ligamentaires ; et Ruptures ligamentaires), après la présentation des modèles utilisés. Pour

chaque configuration, la méthode est décrite, suivie des résultats et des observations qui sont présentés ensemble. Enfin, une discussion de l'étude exploratoire est proposée.

2.2. Modèles

Les modèles FSU L4-L5 sont dérivés de celui du modèle occupant GHBMC. Le modèle FSU L4-L5 comprend les vertèbres crâniale et caudale, le disque intervertébral (IVD) et les ligaments. Pour réduire le temps de calcul, les vertèbres ont été simplifiées en supprimant les éléments solides d'os spongieux, et en utilisant un matériau rigide pour les coques quadrilatérales à 4 nœuds représentant l'os cortical. Le noyau pulpeux est constitué d'éléments hexaédriques utilisant un matériau fluide. L'anneau fibreux est composé d'une matrice d'éléments hexaédriques et de couches concentriques d'éléments coques représentant les fibres. La matrice utilise un matériau de type mousse, tandis que les fibres sont modélisées avec un matériau anisotrope tissulaire. Les ligaments sont modélisés à l'aide de poutres non-linéaires en parallèle, où les courbes de force-élongation provenant de la littérature sont uniformément réparties sur les poutres. Les propriétés des ligaments antérieur longitudinal (ALL), postérieur longitudinal (PLL), jaune (FL), interépineux (ISL) et supraépineux (SSL) sont basées sur les propriétés de Chazal et al. (1985). Les propriétés combinées de l'ISL et du SSL, qui n'étaient pas séparées dans Chazal et al. (1985), ont été réparties sur l'ISL et le SSL en utilisant leurs sections transversales moyennes respectives publiées par Pintar et al. (1992). Ces sections (25 mm² pour le SSL, 35 mm² pour l'ISL) conduisent à une répartition de la force de 42 % et 58 % respectivement. Les propriétés des ligaments capsulaires (CL) et intertransversaires (ITL) sont tirées des études de Pintar et al. (1992) et Shirazi-Adl et al. (1986), respectivement. Le modèle colonne lombaire GHBMC contient un ajustement (laxité) des courbes de force-élongation des ligaments : cet ajustement a été supprimé dans le modèle de cette étude.

Des simulations ont été réalisées pour évaluer l'impact de la modélisation des ligaments sur la réponse de la région L4-L5. La posture initiale utilisée était celle du modèle GHBMC Occupant, avec un angle de lordose de 6° entre les plateaux supérieurs des deux vertèbres. Pour les simulations, la vertèbre caudale a été fixe et des moments purs de 20 N.m ont été appliqués au centre de la vertèbre crânienne dans quatre directions de chargement différentes (flexion, extension, flexion latérale, rotation axiale). La réponse en amplitude de mouvement a été interpolée en huit points intermédiaires pour faciliter la lisibilité de la réponse. La Figure 26 présente le modèle de base utilisé (avec et sans interactions entre disque et ligaments) ainsi que les deux autres postures. Toutes les simulations ont été effectuées à l'aide du logiciel LS-DYNA R9.3.1 (Livermore Software Technology).

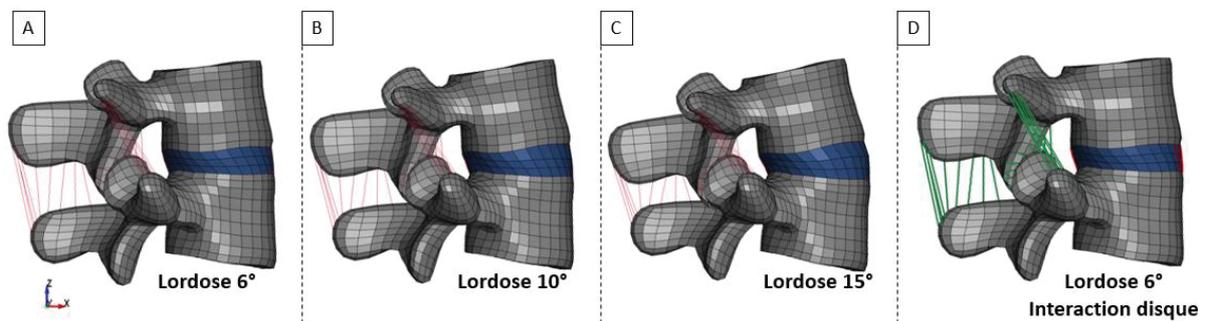


Figure 26. Représentation des différentes configurations de modèle.

(A) modèle 6° (occupant) ; (B) modèle 10° ; (C) modèle 15° (piéton) ; (D) modèle 6° avec interaction entre le disque intervertébral et les ligaments ALL et PLL.

2.3. Postures et précharges

2.3.1. Méthodes

Dans un premier temps, les simulations ont été effectuées en utilisant trois postures différentes. Ces postures comprenaient la position du GHBMC occupant avec un angle de lordose de 6° (Figure 26– A), la posture du GHBMC piéton avec un angle de lordose de 15° (Figure 26- B), et une posture intermédiaire avec un angle de lordose de 10.5° (Figure 26- C). Pour replacer le FSU dans la posture souhaitée, le modèle avec la posture de base a été modifié. Les nœuds de la vertèbre supérieure ont été déplacés manuellement en effectuant des rotations autour de l'axe y, puis les nœuds du disque ont été déplacés.

Dans un second temps, des simulations ont été réalisées sur le modèle de base en appliquant des précharges de compression de 400 N, simple ou avec une charge suiveuse. La précharge de compression simple était appliquée dans l'axe z, en direction caudale. La charge suiveuse était appliquée à l'aide d'éléments de type poulie implémentés à l'aide d'éléments conçus pour les ceintures de sécurité *ELEMENT_SEATBELT_SLIPRING (LS-DYNA Keyword User's Manual, 2016) reliés entre eux par les centres des vertèbres et les centres de la vertèbre caudale, afin de diriger la compression dans la direction souhaitée.

Les résultats en termes de RoM et de chargement sont comparés aux résultats de Cripton et al. (2000), qui ont présenté des données de chargement en flexion, extension et flexion latérale, avec ou sans précharge suiveuse de 400 N. Les moyennes des résultats des six FSUs lombaires (L1 à L5) en position neutre ont été utilisées pour cette comparaison.

2.3.2. Résultats et observations

Les résultats des simulations qui ont été réalisées en utilisant trois postures, ainsi que les précharges de compression simple et avec charges suiveuses sont présentés dans la Figure 27.

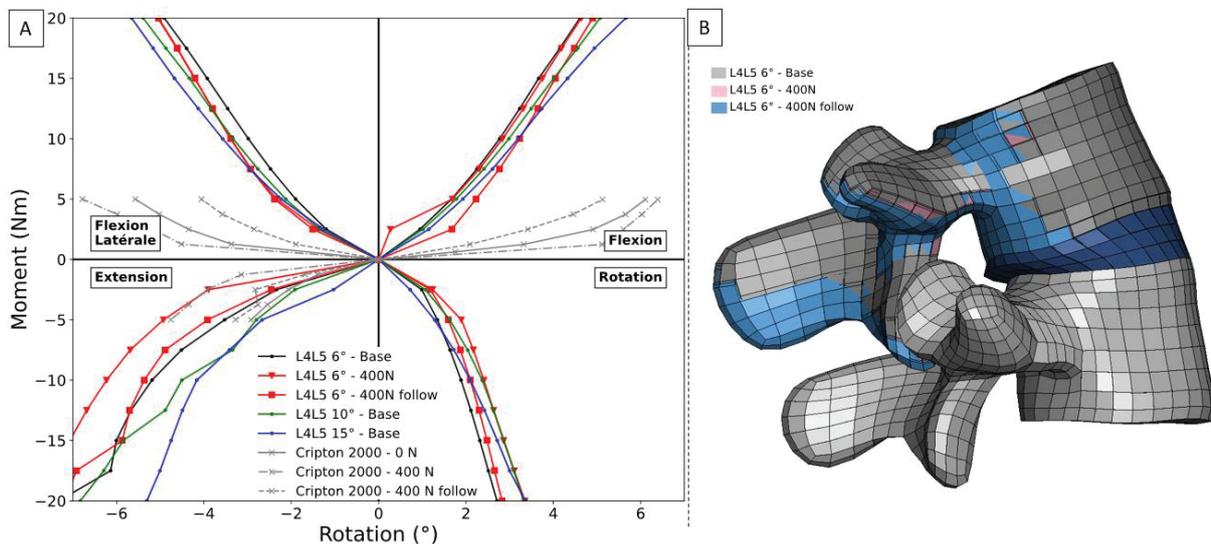


Figure 27. Résultats des simulations L4-L5 en fonction de la posture et la précharge de compression.
 A) Résultats des RoM du FSU L4-L5 pour différentes postures du FSU (noir, vert, bleu), avec et sans préchargements (compression de 400 N avec ou sans charge suiveuse). Les résultats de l'étude de Cripton et al. (2000) sont présentés en gris.
 B) Posture du FSU L4-L5 6° après un moment d'extension de 20 N.m en fonction du préchargement.

Les écarts maximums entre les postures à 20 N.m sont inférieurs à 1° en flexion, flexion latérale et rotation axiale, et de 2° en extension. Ainsi, la posture a un impact plus important sur l'extension que sur la flexion. La posture de base à 6° est la plus rigide à 20 N.m en flexion (4.6°), flexion latérale (4.9°) et rotation axiale (2.7°), tandis qu'elle est la plus souple en extension (7.3°). Une posture rigide en flexion entraînera une plus grande souplesse en extension, ce qui est étroitement lié à la posture favorisant une plus grande amplitude en extension lorsque l'angle de lordose est faible. Cependant, cette posture exerce une contrainte accrue sur le disque pour un même déplacement. La posture de 10° est la plus souple en rotation axiale et la posture de 15° est la plus souple en flexion latérale. Pour tous les mouvements, plusieurs composants peuvent s'opposer aux mouvements, tels que les ligaments, les facettes articulaires et le disque intervertébral. Cela est cohérent avec les résultats expérimentaux de Widmer et al. (2020) qui observent des contributions des ligaments et du disque et se révèlent différentes en fonction de la direction de chargement. La posture a un impact sur la réponse d'un même modèle en raison de l'absence de prise en compte des états initiaux en fonction de la position. Les états de contrainte et de déformation ne sont donc pas les mêmes pour une même position à atteindre, ce qui n'est pas le cas *in vivo*. Par exemple, les ligaments n'ont pas la même élongation pour atteindre la posture de 0° si l'on part de 6° ou de 15°. Sans prendre en compte cette différence de posture initiale dans la réponse ligamentaire, les efforts engendrés par les ligaments entraînent des écarts significatifs, ce qui modifie la rigidité globale.

Les réponses en termes de rigidité diffèrent de l'étude de Cripton et al. (2000) dans les mouvements de flexion et de flexion latérale, contrairement à l'extension qui est conforme aux résultats de l'auteur. En flexion et en flexion latérale, les auteurs ont observé une raideur plus importante pour les FSUs avec une précharge suiveuse, tandis que les simulations montrent une raideur plus importante pour le modèle sans précharge. En flexion, les réponses du modèle sans précharge et avec précharge verticale sont similaires, tandis que la réponse avec précharge suiveuse est plus souple, avec un écart de 0.3° à 20 N.m. En ce qui concerne la flexion latérale, les réponses du modèle semblent relativement similaires pour les différentes précharges, ce qui diffère de l'étude de Cripton et al. (2000) qui observe des différences significatives entre les configurations. En ce qui concerne l'extension, les simulations montrent que la réponse avec charge simple est la plus souple, tandis que la réponse avec charge suiveuse est plus rigide et se rapproche de la réponse sans précharge, avec un écart d'environ 1°, ce qui correspond aux résultats des auteurs. Enfin, aucune comparaison avec Cripton n'est possible en rotation. La réponse avec charge suiveuse est similaire à la réponse sans précharge, toutes deux étant plus rigides que la précharge simple, avec des écarts d'environ 0.6° à 20 N.m.

Les formes des courbes, à l'exception de l'extension, ne correspondent pas aux résultats de Cripton et al. (2000). Pour des valeurs de RoM atteignant 5°, un écart de 10 à 15 N.m est observé entre le modèle et les résultats des auteurs. Cette différence est attribuée à une zone initiale (avant le changement de raideur) plus importante chez les spécimens de Cripton. Plusieurs facteurs pourraient expliquer cette différence, telles que la modélisation du disque et des ligaments, la posture adoptée, la modélisation de l'expérimentation et la variabilité interindividuelle des sujets étudiés, entre autres. Cependant, une explication précise ne peut être fournie dans ce contexte.

2.4. Interactions disque/ligaments

2.4.1. Méthodes

Cette section de l'étude examine l'interaction entre l'ALL, le PLL et l'IDV. Cette interaction pourrait entraîner une traction du ligament, en particulier lors de la flexion pour l'ALL et en extension pour le PLL, en raison du gonflement du disque. Ces efforts supplémentaires pourraient changer la raideur globale du FSU lors de ces chargements.

Dans ces configurations, les simulations ont été effectuées en modifiant la modélisation des ligaments ALL et PLL afin d'intégrer le gonflement du disque intervertébral dans la réponse des ligaments. Dans cette démarche, les ligaments, qui étaient initialement représentés par un seul élément de poutre reliant leurs insertions, ont été divisés en trois éléments distincts. Les nœuds utilisés pour ces éléments étaient les mêmes que ceux du disque intervertébral, permettant ainsi de représenter la liaison entre le ligament et le disque. Des éléments de poulies de type **ELEMENT_BEAM_PULLEY* (LS-DYNA Keyword User's Manual, 2016) ont été utilisés pour modéliser le glissement du ligament sur le disque au niveau des nœuds reliant les deux structures. La Figure 26 - D représente les ligaments ALL et PLL (en rouge) sur le modèle.

2.4.2. Résultats et observations

La Figure 28 - A présente les réponses des modèles de base et des modèles avec l'interaction entre les ligaments ALL et PLL et l'IVD. Les réponses sont similaires pour la flexion, la flexion latérale et la rotation. En extension, un changement est observé à partir de 15 N.m en extension, avec un écart maximum d'environ 1°. Nous pensons que l'interaction entre l'ALL et l'IDV pourrait entraîner une traction due au gonflement du disque lors de la flexion. Cependant, le gonflement antérieur du disque n'est pas suffisant pour déformer le ligament de manière à ce qu'il modifie la réponse du disque ou contribue directement à un changement de raideur. Pour les chargements en flexion latérale et en rotation axiale, il n'y a pas de gonflement du disque au niveau antérieur et postérieur, ce qui ne provoque aucun changement dans la réponse du modèle. Ainsi, l'interaction entre les ligaments et le disque reste négligeable en dessous de 15 N.m. Au-delà de 15 N.m, nous observons un effet de l'interaction en extension. Le gonflement postérieur du disque est suffisamment important pour provoquer une traction sur les éléments de poutre du ligament PLL. Cependant, la réponse reste proche de celle sans interaction avant 15 N.m. Un changement de pente est observé avec et sans interactions. Le comportement du modèle est instable et un glissement postérieur du disque est observable. Le disque est fortement pincé au niveau postérieur entraînant un chargement du ligament postérieur comme illustré sur la Figure 28 -B. Toutefois, il est important de noter que le gonflement du disque n'a été vérifié pour des moments inférieurs à 15 N.m.

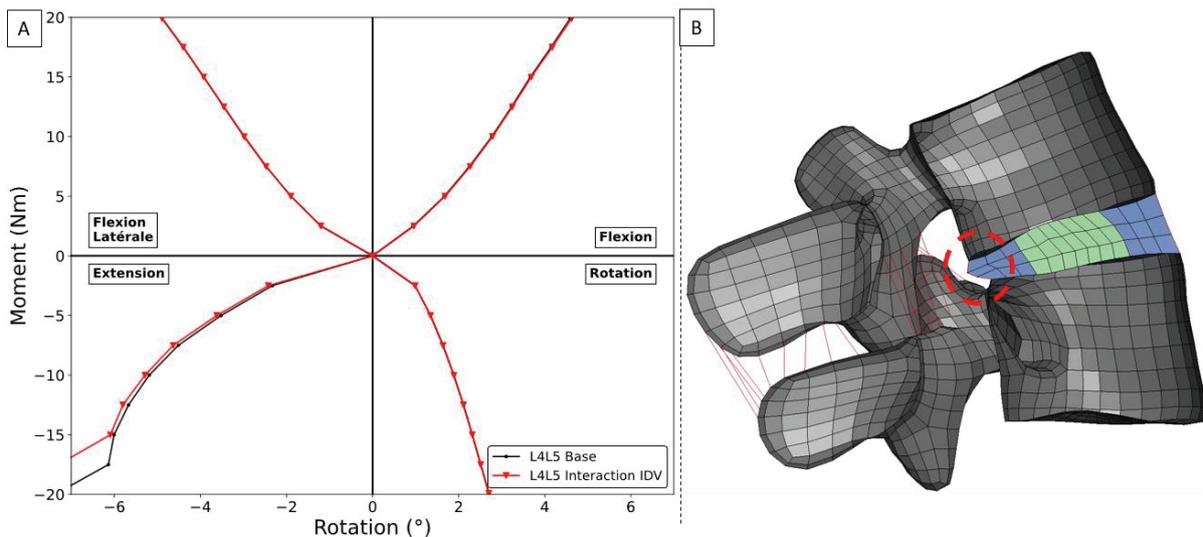


Figure 28. Résultats des simulations L4-L5 en fonction de l'interaction des ligaments et du disque intervertébral.
 A) Résultats des RoM du FSU L4-L5 pour la modélisation avec interaction entre les ligaments ALL et PLL et le IVD. B)
 Illustration du pincement du disque au niveau postérieur pour un moment de 20 N.m en extension.

2.5. Modélisations de l'ISL avec fibres orientées

2.5.1. Méthodes

Dans ces configurations, les simulations ont été réalisées en utilisant différents modèles d'ISL. L'objectif était d'étudier l'influence de la modélisation 1D par rapport à la modélisation 2D, ainsi que l'influence de l'orientation des éléments du ligament correspondant aux fibres. Nous nous sommes basés sur l'approche de Hamidrad et al. (2021). Pour ce faire, la modélisation des ligaments a été modifiée sur le modèle de base.

Dans un premier temps, une approche 1D a été mise en œuvre. La modélisation avec les éléments de poutre a été modifiée afin de positionner les ligaments de manière à ce que leur insertion au niveau caudal soit proche de celle de Hamidrad et al. (2021), c'est-à-dire à l'avant du processus épineux. Ensuite, les ligaments ont été orientés en déplaçant leurs insertions au niveau du processus épineux de la vertèbre crâniale, afin d'obtenir des angles de 0°, 20° et 40°.

Dans un second temps, une approche 2D a été réalisée. Des éléments de coque ont été modélisés en utilisant les points d'insertion du modèle. Le matériau tissu **MAT_FABRIC* (LS-DYNA Keyword User's Manual, 2016) a été choisi, car il permettait de spécifier une courbe contrainte-déformation non-linéaire élastique anisotrope, ainsi qu'un angle matériel correspondant à l'orientation des fibres. Finalement, les orientations de fibres de 0°, 20° et 40° ont été simulées. Les différentes modélisations de ligaments sont illustrées dans la Figure 29.

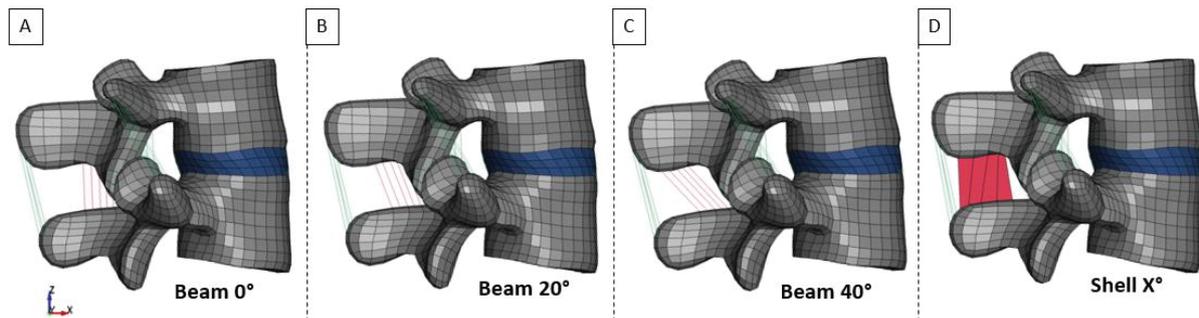
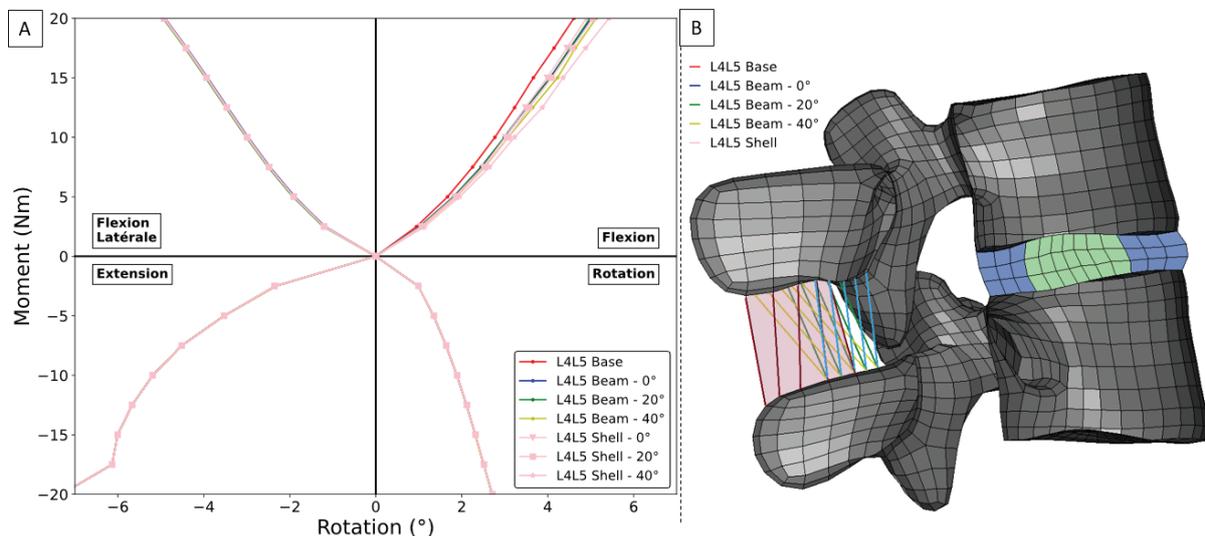


Figure 29. Représentation des différentes configurations de modèle de ligament ISL
(A) éléments de poutres « Beam » orientées 0°; (B) éléments de poutres « Beam » orientées 20°; (C) éléments de poutres « Beam » orientées 40°; (D) éléments de coques « Shell » orientées 0, 20 et 40° (D).

2.5.2. Résultats et observations

La Figure 30 présente les réponses des différents modèles pour les modélisations de l'ISL en 1D et 2D avec une orientation de fibre. Les réponses sont équivalentes (écart inférieur à 0.1°) pour les chargements en extension, flexion latérale et rotation axiale. Cela est dû au fait qu'en extension, le ligament est soumis à une compression, tandis qu'en flexion latérale et en rotation, les allongements entre les insertions du ligament restent proches de 0 mm. En revanche, des effets plus importants sont observés en flexion. La réponse du modèle de base est la plus raide, tandis que la réponse avec les éléments 2D et une orientation de fibre de 40° est la plus souple. L'écart maximal entre ces deux modèles est d'environ 2,7°. Les réponses des modèles 1D et des modèles 2D à 0° et 20° ont des variations inférieures à 0.5° tout au long du chargement. L'orientation des fibres (ici, 0 à 20°) a pour effet de réduire la raideur du ligament apparente lors de l'éloignement des insertions, que ce soit en 1D ou en 2D. Ceci était attendu, car les fibres travaillent de manière optimale en s'alignant avec le chargement. Cela indique que l'orientation des fibres du ligament a une influence sur sa réponse mécanique, et que les modèles 2D avec une orientation de fibre de 40° ont une réponse plus souple en flexion par rapport aux autres modèles.

Contrairement Hamidrad et al. (2021), qui montre une influence plus importante d'un modèle avec à 0° pour les quatre chargements, nous n'observons pas d'influence significative pour certains chargements dans notre étude. Cette différence peut être attribuée à plusieurs facteurs, tels que les différences de géométrie entre nos modèles ou la possibilité d'un cisaillement postérieur plus important lors des mouvements d'extension, de flexion latérale ou de rotation, ce qui entraînerait une traction des éléments du ligament ISL que nous n'observons pas dans nos résultats. De plus, il convient de noter que les auteurs utilisent des modèles linéaires en 2D, ce qui peut conduire à une augmentation importante des contraintes pour de faibles déformations. Cette différence dans la modélisation peut également contribuer aux divergences observées entre nos résultats et ceux de l'étude de Hamidrad.



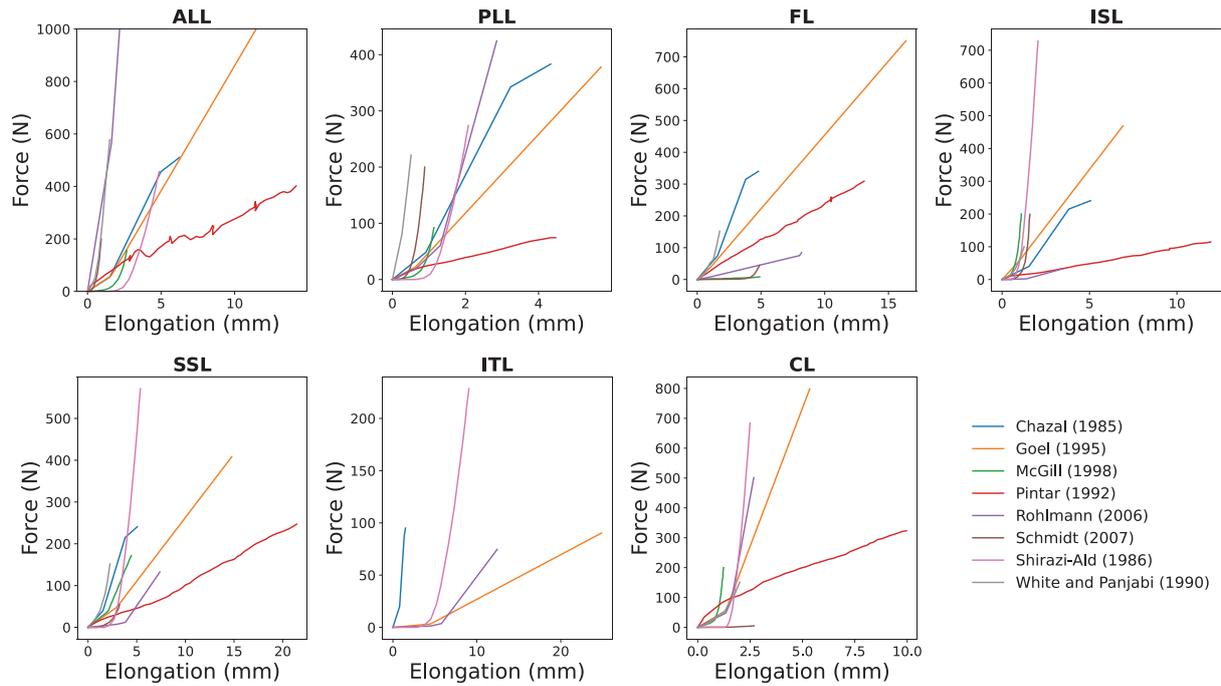


Figure 31. Ensemble de propriétés ligamentaires (force/déplacement) de la littérature basée sur Naserkhaki et al. (2018). Détails dans le chapitre 2.

2.6. Jeux de données ligamentaires

2.6.1. Méthodes

L'étude de Naserkhaki et al. (2018) présente des différences dans les réponses des ligaments entre les différentes données utilisées dans la littérature. Par conséquent, nous avons intégré les différents jeux de données sous forme de courbes qui ont été préalablement numérisées à l'aide du logiciel open source Engauge Digitizer (Mitchell et al., 2023). La conversion entre contrainte-déformation et force-élongation a été réalisée en utilisant les données disponibles auprès des auteurs (Naserkhaki et al., 2018), et si elles n'étaient pas disponibles, à partir des données de Chazal et al. (1985). Finalement, les courbes (Figure 31) ont été implémentées dans le modèle de base puis simulées. Les ligaments ITL étaient absents pour McGill (1988), Schmidt et al. (2007), White and Panjabi (1990). Pour ces cas, la courbe utilisée dans le modèle de base a été gardée.

2.6.2. Résultats et observations

La Figure 32 présente l'effet des jeux de données ligamentaires et des illustrations des simulations à 15 N.m de flexion. Les effets ne semblent pas influencer le comportement en flexion latérale et en rotation axiale (variation inférieure à 0.25°), peut-être du fait d'un chargement trop faible au regard des amplitudes de mouvement. Au contraire, des différences plus marquées sont visible en flexion et en extension (jusqu'à 4.1° à 20N.m). En flexion, les courbes les plus raides (McGill, 1988; Naserkhaki et al., 2018; Schmidt et al., 2007; White and Panjabi, 1990) semblent corrélées à la raideur des ligaments postérieurs de l'ISL, tandis que les réponses les plus souples (Pintar et al., 1992 et Rohlmann et al., 2006) correspondent aux lois de comportements les plus souples pour ces mêmes ligaments. Or, ces résultats sont en contradiction totale avec les contributions ligamentaires rapportées par Widmer et al. (2020), qui ont constaté que les ligaments FL et PLL contribuaient le plus dans ce type de chargement. En extension, si les courbes les plus raides semblent corrélées à la raideur du ligament ALL (Rohlmann et al., 2006; White and Panjabi, 1990), la relation avec la souplesse est difficilement observable. Certaines réponses présentent une première zone (zone non-linéaire) plus importante

avant un changement de raideur plus prononcée (par exemple, Shirazi-Adl et al., 1986), du fait d’une zone neutre ligamentaire plus longue pour ces jeux de données. En revanche, cette zone n’est pas observée lors de la flexion pour les auteurs utilisant des lois de comportement linéaires pour les ligaments (par exemple, Pintar et al., 1992). En extension, cette partie semble être davantage affectée par le disque intervertébral que par les ligaments, car elle est visible dans tous les ensembles de données et présente une non-linéarité plus marquée.

En conséquence, nous pouvons déterminer deux paramètres ligamentaires ayant un rôle essentiel sur le comportement du FSU : la longueur de la zone neutre et la raideur. La présence de cette zone neutre peut être associée à la laxité ligamentaire (distance entre la position de référence et la longueur à laquelle le ligament commence à être sollicité) ainsi qu’à la *toe zone* (chapitre 2 section 0) (transition entre la première sollicitation du ligament et la zone de comportement linéaire). En flexion, l’étendue de la zone neutre ligamentaire fixe l’étendue de la première zone du FSU, c’est-à-dire de la zone pour laquelle un faible chargement induit une importante ROM. Par exemple, si les raideurs des ligaments ISL pour les études de McGill (1988), Schmidt et al. (2007) et Shirazi-Adl et al. (1986) sont sensiblement les mêmes, la variation de 0.5° de la ROM est attribuable à la différence d’étendue de la première zone entre ces auteurs. Un paramètre non discuté ici est la prétension préalable des ligaments, car aucun jeu de données ligementaires n’en présentait.

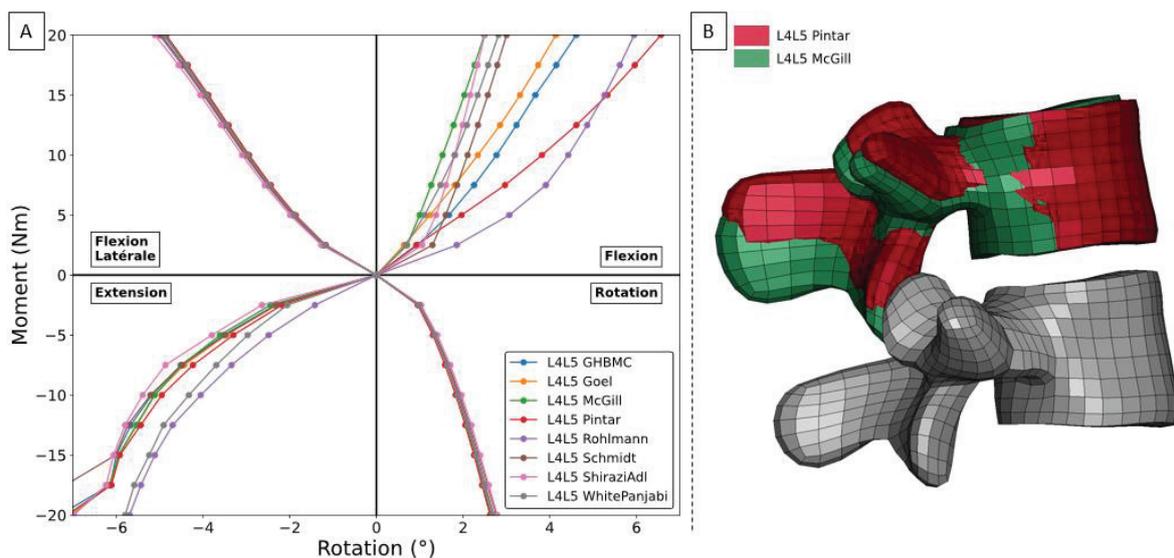


Figure 32. Résultats des simulations L4-L5 en fonction du jeu de données ligementaires.

A) Résultats des RoM du FSU L4-L5 pour l’utilisation de plusieurs jeux de données ligementaires. B) Modèle à 15 N.m de flexion pour l’utilisation des jeux de données de Pintar et al. (1992), McGill (1988) qui sont les deux valeurs extrêmes. Les ligaments et le disque ont été enlevé ici pour plus de lisibilité.

2.7. Ruptures ligamentaires

2.7.1. Méthodes

Dans cette dernière configuration, nous avons tenté d'identifier les éventuelles ruptures ligamentaires pour des mouvements physiologiques. Pour cela, nous nous sommes appuyés sur les données de Percy et al. (1984; 1985), qui ont été sélectionnées en raison de leurs mesures de l'amplitude maximale du mouvement chez des volontaires non-pathologiques lors de la flexion, de l'extension, de la flexion latérale et de la rotation axiale, ainsi que de leur précision dans la mesure des postures initiales.

Le modèle avec un angle de 15° a été utilisé, car il était proche de la posture initiale décrite par Percy (17±5°). Les simulations ont été réalisées sur ce modèle. Un moment arbitraire pouvant atteindre 50 N.m a été appliqué afin de s'assurer d'atteindre les valeurs de RoM souhaitées : 13° en flexion, 2° en extension, 3° en flexion latérale et 1,5° en rotation axiale. Les allongements de chaque fibre ont ensuite été calculés au cours des simulations et comparés à la valeur de rupture correspondante.

2.7.2. Résultats et observations

La Figure 33 présente les élongations des différents éléments (ou fibres) constitutifs des ligaments lors de la simulation de la flexion en fonction de la RoM. Les résultats des simulations pour l'extension, la flexion latérale et la rotation ne sont présentés, car les efforts ligamentaires n'atteignaient jamais la rupture lorsque les valeurs de RoM étaient atteintes. Selon Percy et al. (1984, 1985), la valeur de RoM maximum volontaire atteignable en flexion physiologique (i.e. sans dommage) est $13 \pm 4^\circ$. Or, nous observons des ruptures de certains éléments des ligaments FL, ISL et SSL. Cela signifie que le modèle actuel ne peut pas simuler une amplitude de mouvement physiologique. Les jeux de données ligamentaires utilisés dans le modèle sont largement utilisés dans la littérature (Naserkhaki et al., 2018), mais la réponse de chaque ligament pour un chargement physiologique maximal du FSU de ces modèles est rarement vérifiée/rapportée, et pourrait s'avérer tout autant aberrant que celui que nous avons observé ici.

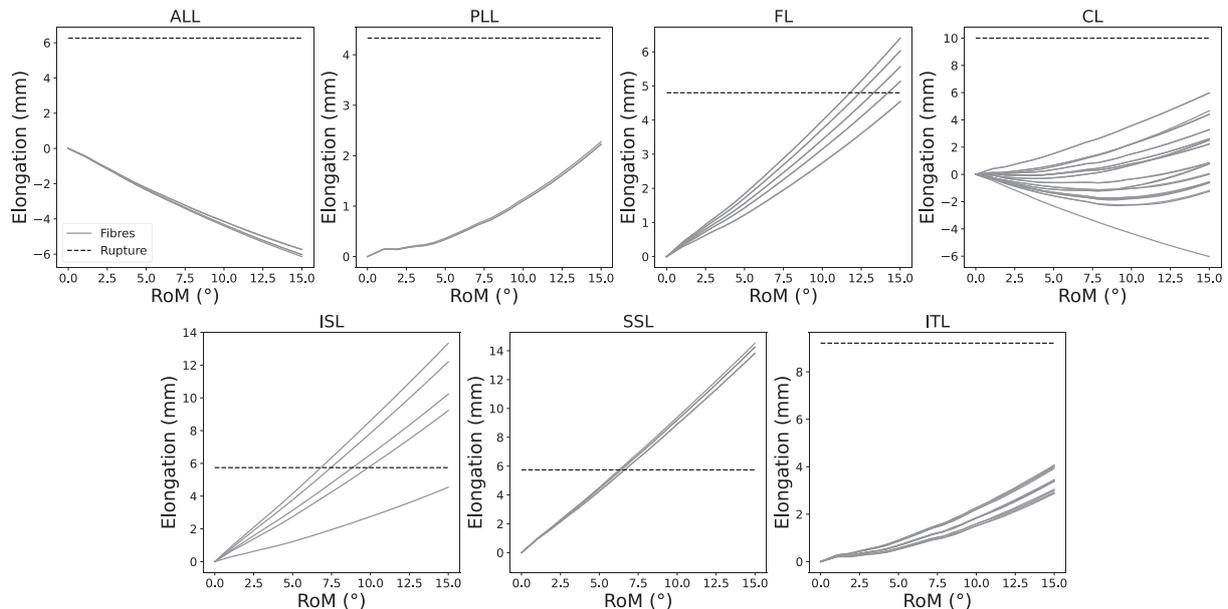


Figure 33. Résultats des élongations des fibres ligamentaires du FSU L4L5 lors d'un chargement de flexion. La valeur de rupture en élongation de chaque ligament a été tracée en pointillés.

2.8. Discussion

L'objectif de cette première partie était d'explorer les différentes approches de modélisation des ligaments lombaires. Cette analyse a révélé que les modèles de FSU L4-L5 sont fortement influencés par la posture initiale, la méthode de précharge et les jeux de donnée ligamentaire. La modélisation de l'ISL a un faible effet seulement en flexion et l'interaction disque/ligaments n'ont pas d'effet, sauf pour une extension supérieure à 15 N.m. La posture initiale et la méthode de précharge ont des effets dans tous les types de chargements avec des variations de plus de 1° en flexion/flexion latérale et rotation et plus de 2° en extension. L'utilisation de jeux de données différents pour les ligaments influence grandement la réponse du modèle de FSU pour de faibles amplitudes de mouvement (<10°) avec des variations pouvant atteindre 4° en flexion. Enfin, une amplitude de mouvement physiologique de FSU L4-L5 peut entraîner des lésions de certaines fibres des ligaments ISL, SSL et FL avec les propriétés ligamentaires actuellement utilisées dans le modèle GHBMC.

Les différents modèles d'ISL (1D, 2D, orientés) ont montré une influence significative dans la flexion. Cependant, il est difficile de déterminer quelle approche de modélisation est le plus approprié, car les orientations des fibres de ce ligament font encore l'objet de débats dans la littérature (Scapinelli et al., 2006). Et les orientations des fibres peuvent être combinées avec la laxité du ligament, par exemple sous la forme d'une configuration en S. De plus, la modélisation utilisée dans cette étude pour l'orientation des fibres s'appuie sur Hamidrad et al. (2021). Des éléments poutre uniquement en partie postérieure de l'insertion anatomique de l'ISL sont modélisés, alors que, pour les modèles de base et 2D, une répartition de ces poutres sur la longueur des sites anatomiques d'insertion a été réalisée.

Le changement de posture et la précontrainte du disque par compression conduit à une augmentation de l'amplitude des mouvements (souplesse) en flexion, flexion latérale et rotation. En extension, la précontrainte augmente la souplesse du modèle alors que le changement de posture augmente la raideur. Augmenter l'angle de lordose d'une posture à une autre augmente l'épaisseur antérieure du disque et diminue son épaisseur postérieure. Sans modélisation initiale des précontrainte induit par ce changement de posture, les réponses du modèle se trouve impactées. De plus, pour un angle de lordose important (exemple, 15°), le contact postérieur à lieu plus rapidement (en commençant par les facettes articulaires puis les processus épineux pour des moments importants) et augmente la raideur globale (Figure 27). La méthode avec charge suiveuse, qui précontraint le disque en se rapprochant d'une posture *in vivo* (Patwardhan et al., 1999), diminue la raideur globale en flexion et est proche en extension. La forme de la courbe de réponse en extension est différente en fonction de la posture et de la précharge. La zone initiale non-linéaire est plus prononcée avec une précharge simple et l'est le moins sans précharge avec le modèle de base 6°. Il est difficile de déterminer quelle contribution est attribuable aux ligaments, à la modélisation du disque ou au contact des facettes articulaires.

Les jeux de données ligamentaires jouent le rôle le plus important dans la réponse globale du modèle. Le ligament ISL semble avoir une influence significative en flexion, tandis que l'ALL semble avoir une influence plus importante en extension. Si la laxité, la longueur du pied de courbe (*toe zone*) et la raideur sont identifiées comme des paramètres influençant la réponse globale, il est difficile d'évaluer l'impact précis de chaque paramètre dans cette étude. Cependant, pour des raideurs ligamentaires similaires, il semble que la laxité et la *toe zone* aient une influence sur la non-linéarité de la réponse globale du FSU, entraînant des décalages des courbes de sa réponse. Étant donné que les jeux de données sont tous différents, certains paramètres de raideur peuvent être similaires (par exemple, ALL pour Chazal et al., 1985 et Goel et al., 2007). Cependant, la réponse du modèle diffère entre ces jeux, ce qui suggère une interaction entre les ligaments. Le rôle de certains ligaments pour des chargements de flexion-extension est en contradiction avec l'étude expérimentale de Widmer et al. (2020). De plus,

Le seuil de ruptures des éléments représentant les fibres des ligaments est parfois dépassé pour des amplitudes de mouvement physiologiques. Actuellement, ces amplitudes n'ont pas été utilisées pour la validation du modèle. Cela soulève des doutes quant à la modélisation du disque et des ligaments. Plusieurs explications sont possibles pour les ligaments : 1) La laxité des ligaments ISL et SSL devrait être augmentée ; 2) Les tensions initiales des ligaments FL et PLL, pourtant rapportées dans la littérature (chapitre 2 section 4), devraient être prises en compte.

Enfin, il est important de noter que modifier la réponse globale du FSU entraîne a priori des états de contraintes différents dans les composants du modèle. En effet, Naserkhaki et al. (2018) ont constaté que le choix des propriétés ligamentaires affectait la ROM, la pression intervertébrale, les forces de contact des facettes et les forces ligamentaires. Ces grandeurs physiques pourraient fournir des informations complémentaires sur les effets des différentes modélisations, pour une meilleure compréhension de la réponse biomécanique étudiée. Aussi, nous proposons une méthode de correction des propriétés ligamentaires pour permettre de simuler ces amplitudes physiologiques sans dépasser le seuil de rupture des ligaments.

3. Implication des exigences d'amplitudes de mouvement sur la laxité des ligaments

3.1. Introduction

L'étude précédente a mis en évidence l'importance du choix du jeu de données ligamentaires comme étant le paramètre le plus influent dans la réponse globale d'un modèle de FSU. La laxité, la longueur du pied de courbe et la raideur ont été identifiées comme des paramètres influençant à la fois la raideur globale du modèle et sa non-linéarité. Lors de la modélisation d'un modèle de FSU, le choix du jeu de données ligamentaires peut être délicat, et pour un modèle déjà existant, il serait intéressant d'étudier plus en détail les paramètres ligamentaires. Naserkhaki et al. (2018) ont souligné que certaines propriétés négligeaient la nature non-linéaire de la réponse ligamentaire en termes de laxité ou de précontrainte initiales. La prise en compte des états initiaux des ligaments rachidiens peut avoir un effet significatif sur l'étendue de l'amplitude de mouvement (RoM) du modèle avant endommagement : un ligament précontraint atteindra son seuil d'endommagement/rupture à un angle de FSU plus petit qu'un ligament lâche. Des études ont suggéré que la laxité pourrait être importante pour la prédiction de rupture des tissus dans la colonne cervicale (Boakye-Yiadom and Cronin, 2018). De plus, la laxité, le pied de courbe et la réponse non-linéaire des ligaments influencent la rigidité tangente associée à chaque posture. Pour le rachis cervical, quelques rares études ont souligné que les laxités ligamentaires pouvaient améliorer la réponse cinématique, sans toutefois étudier l'effet de la précharge (Hadagali and Cronin, 2023).

Il est fréquent que les états initiaux ligamentaires ne soit pas pris en considération (par exemple Dreischarf et al., 2014), en s'appuyant sur trois hypothèses (chapitre 2). Premièrement, la posture du modèle représenterait la posture initiale de l'échantillon testé expérimentalement, même si la posture de référence est sélectionnée en fonction de la réponse de l'échantillon, telle que la méthode de la zone neutre pourtant difficile à reproduire avec un modèle (Charles et al., 2014; Gardner-Morse and Stokes, 2004; Lu et al., 2005; Schmidt et al., 2007; Yamamoto et al., 1989). Deuxièmement, les ligaments sont supposés être dans un état de chargement nul au début de la simulation (par exemple Dreischarf et al., 2014), parfois même lorsque plusieurs postures sont utilisées dans une même étude (par exemple Grébonval et al., 2021). Troisièmement, des courbes de réponse ligamentaire en traction isolées sont utilisées telles quelles (par exemple Naserkhaki et al., 2018), sans tenir compte de la laxité ou de la prétension liée aux différences de longueur entre la position du test expérimental et de la position du modèle. Cependant, malgré l'absence d'états initiaux dans les ligaments, les réponses de

ces nombreux modèles sont souvent proches des réponses expérimentales publiées dans la littérature, ce qui suggère une calibration (même indirecte par exemple en sélectionnant des propriétés ligamentaires spécifiques dans la vaste littérature existante).

Les études de modélisation biomécanique qui prennent en compte les laxités exploitent deux approches différentes: l'utilisation directe de données expérimentales de la littérature ou l'optimisation comportementale. Cependant, les données expérimentales de la littérature sont souvent utilisées sans tenir compte de la variabilité expérimentale ni des différences géométriques et posturales entre le modèle et les expériences (par exemple Damm et al., 2020, Meijer et al., 2010, Rupp et al., 2015, Tyndyk et al., 2007, Van der Plaats et al., 2007 et Yoganandan et al., 2001). D'un autre côté, une approche par optimisation a parfois été utilisée pour trouver les laxités minimisant la différence entre les réponses de simulation et expérimentales (Hadagali and Cronin, 2023; Lasswell et al., 2017; Shateri and Cronin, 2015). Cependant, ce type d'approche privilégie la minimisation d'écart comportemental en faisant porter tout le poids de l'erreur sur la laxité ligamentaire, peut-être au détriment du sens physique (comme la rigidité du IVD, les conditions aux limites et les différences posturales).

Un dernier point à critiquer concerne l'origine et donc la compatibilité des informations servant à construire et calibrer un modèle (chapitre 2) : les propriétés des ligaments, leur laxité, la géométrie du FSU et les postures de départ des modèles expérimentaux et de référence. Collecter toutes ces données expérimentales sur le même spécimen, puis le modéliser, assurerait une homogénéité de ces informations, et donc peut-être une meilleure compatibilité. Cependant, cette approche globale serait complexe à mettre en œuvre, voire impossible dans le cas d'applications impliquant des lésions : des tests complets jusqu'à l'endommagement seraient incompatibles avec les tests de résection ligamentaire successive (pour évaluer la laxité) ou les tests spécifiques aux ligaments.

Finalement, une première approche pragmatique consisterait à considérer les exigences découlant du comportement souhaité du modèle. Par exemple, il serait raisonnable de supposer qu'un modèle visant à représenter des comportements non-pathologiques puisse être soumis à une amplitude de mouvement maximale telle que mesurée chez des sujets sains, sans entraîner de rupture ligamentaire. De même, si l'on considère que tous les ligaments jouent un rôle mécanique dans le comportement non-traumatique de la colonne vertébrale, il serait raisonnable de supposer que ces ligaments doivent supporter des charges "significatives" pour au moins un mode de chargement non-traumatique.

Cette étude présente donc une méthodologie numérique permettant de quantifier les plages admissibles de laxités ligamentaires en se basant sur de telles hypothèses. L'effet des laxités ainsi obtenues sera évalué sur la réponse du modèle, en particulier au regard de la répartition des charges internes au sein du FSU. Dans un état hypothétique sans contrainte ni déformation, la laxité et la prétension seraient des concepts distincts, et si l'on considère uniquement l'allongement du ligament, la prétension pourrait être décrite comme une laxité négative. C'est pourquoi, nous appellerons par la suite « laxité » (positive ou négative), tout état initial ligamentaire en termes d'élongation.

3.2. Matériels et méthodes

3.2.1. Modèles et ROM de référence

Nous souhaitons que le modèle numérique considéré pour cette étude représente les amplitudes maximales de mouvement mesurées chez des sujets sains. Pour cela, les modèles FSU L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5 ont été extraits du modèle GHBM occupant. Comme pour l'étude précédente, les vertèbres ont été simplifiées en corps rigides afin de réduire le temps de calcul. Le nucleus pulposus, constitué d'éléments hexaédriques, utilise un matériau fluide élastique. L'annulus fibrosus est constitué d'une matrice d'éléments hexaédriques (matériau type mousse) et de couches

concentriques d'éléments de coque représentant les fibres (matériau type tissu anisotrope). Initialement, les disques intervertébraux étaient calibrés pour représenter des taux de déformation élevés lors d'impacts de collisions graves (sécurité routière). Dans cette étude impliquant un chargement quasi-statique sur le FSU et sur des ligaments isolés, les matériaux ont été modifiés pour mieux correspondre à la réponse de Heuer et al. (2007).

3.2.2. Modification des modèles de FSU

L'étude de Jaramillo et al. (2015) a été utilisée comme référence pour guider les modifications. Tout d'abord, le noyau du disque a été élargi et des variations régionales (antérieure, postérieure, latérale et antero/postero latérale) de la matrice annulaire ont été introduites (Figure 34).

La matrice de mousse est formulée en utilisant une densité d'énergie de déformation avec des coefficients linéaires C_i et des exposants (voir LS-DYNA Keyword User's Manual, 2016). Les coefficients linéaires C_i ont été ajustés selon le rapport de rigidité publié par Jaramillon : la région postérieure est inchangée, et les coefficients des régions antérieure et latérale sont multipliés par 1.411 et 0.765 respectivement.

Le changement de noyau a conduit à supprimer un anneau de fibres sur les trois. La courbe utilisée pour définir la réponse des fibres a été remplacée par celle utilisée dans la modélisation GHBM du cou (qui présente une plus grande non-linéarité), avec un facteur d'échelle de 0.6 en déformation pour rigidifier le comportement.

Les tests de mobilité de Heuer et al. (2007) dans la configuration du disque seul ont été simulés pour évaluer le gain de ces modifications sur le disque. Dans l'ensemble, les changements ont conduit à un comportement mécanique plus souple et plus proche du corridor expérimental (Figure 35). Seul le comportement en rotation axiale est dégradé en restant dans le corridor, car le comportement du disque était déjà proche de la moyenne expérimentale.

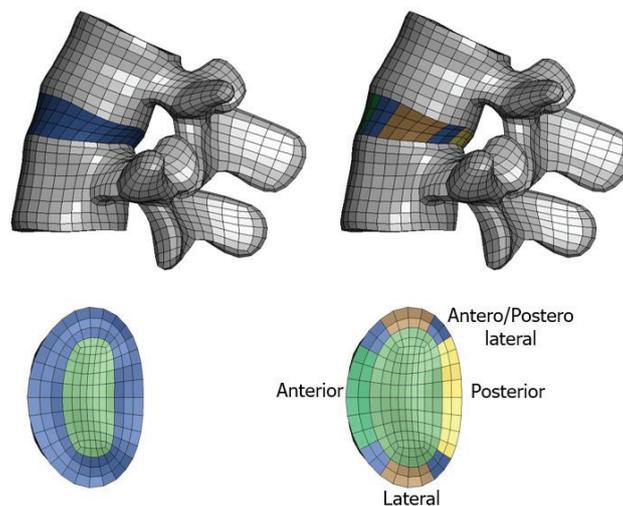


Figure 34. Modification de l'IVD pour l'étude de la section 3.

À gauche : IVD d'origine. À droite : IDV modifié avec le noyau élargi et la séparation de la matrice annulaire en régions (antérieure, postérieure, latérale et antero/postero latérale), de la même manière que Jaramillo et al. (2015).

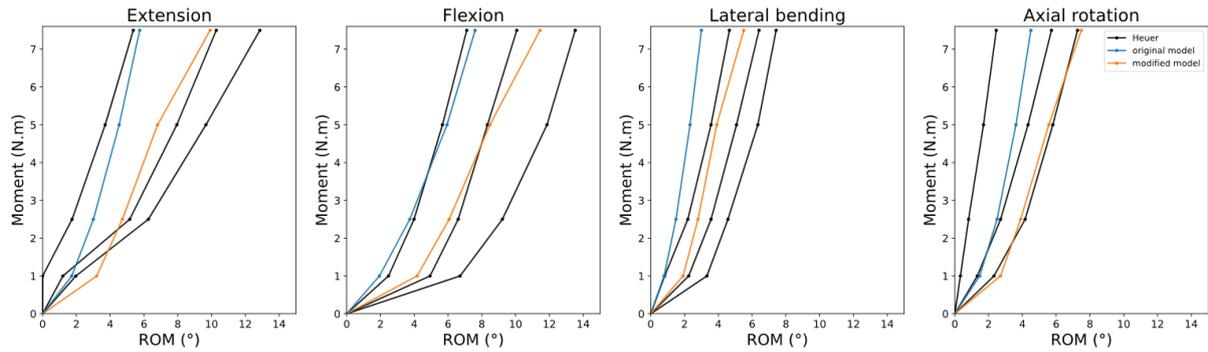


Figure 35. Comparaison de la réponse de l’IVD (seul) dans les tests de mobilité de Heuer et al. (2007). Pour le modèle original (bleu), le modèle modifié (orange) et les réponses expérimentales (noire). Les comparaisons sont faites à 1, 2.5, 5, 7.5 N.m et les points sont reliés pour améliorer la lisibilité. Pour Heuer, les valeurs minimale, maximale et médiane sont représentées.

3.2.3. Postures initiales et RoM

Les références de Pearcy et al. (1984, 1985) de RoM ont été sélectionnées pour la méthodologie permettant de mesurer les angles de lordose de chaque niveau vertébral et la reproductibilité numérique de leur mesure de la RoM maximale chez des volontaires non-pathologiques en flexion/extension, flexion latérale et rotation axiale (Figure 36).

Les vertèbres ont été repositionnées en lordose en appliquant une rotation à la vertèbre crânienne tout en fixant la vertèbre caudale. Les RoM en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale ont ensuite été simulées en appliquant une rotation suivant la direction principale de chargement, les autres degrés de liberté restant libres.

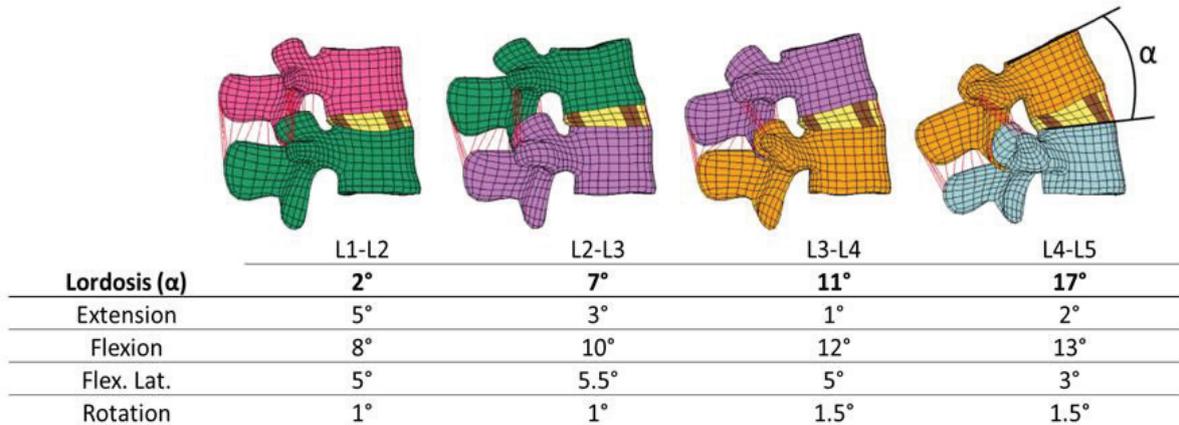


Figure 36. Modèles FSU L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5 dans les postures initiales (définies par l’angle de lordose α). Les angles sont définis selon Pearcy et al. (1984, 1985) et RoM maximale associée pour chaque direction de chargement également fournie par Pearcy.

3.2.4. Hypothèses ligamentaires et modélisation

Nous avons supposé que les ligaments présentent le comportement non-linéaire caractéristique décrit par Chazal et al. (1985), l'une des références les plus utilisées en modélisation du ligament. En suivant l'interprétation de White and Panjabi (1990) (Figure 37 - A), ce comportement comprend une zone neutre/pied de courbe, une zone élastique (définissant la plage physiologique), une zone plastique (correspondant à la plage traumatique) et la rupture. Selon Chazal et al. (1985), le pied de courbe est défini entre le début de la courbe et le point A, les points A et B délimitent la zone linéaire, tandis que la zone plastique est délimitée par le point B et le point de rupture C. Le modèle GHBM (base) utilise les points de Chazal et al. (1985) pour déterminer les propriétés des ligaments ALL, PLL, FL, ISL et SSL, uniquement. Pour le CL, seule une raideur est disponible et les points A et B ont été arbitrairement définis à 10% et 90% de la force de rupture. Pour l'ITL, les points ont été sélectionnés manuellement sur la courbe pour délimiter la zone linéaire et la rupture. Les courbes et les points utilisés dans le modèle sont illustrés à la Figure 37 - B.

Trois hypothèses principales et six seuils d'élongation associés (Tableau 8) ont été formulés :

1) Lorsqu'ils sont soumis à une charge physiologique (telle que la RoM maximale), les ligaments sont supposés rester « sains » et ne pas atteindre le seuil de rupture pendant la simulation (seuil C). Cette exigence d'élongation maximale évite la prédiction de nombreuses blessures ligamentaires lors des activités quotidiennes.

2) Indépendamment de leurs éventuels rôles sensoriels, les ligaments sont supposés avoir un rôle mécanique important. Cela se traduit par une exigence d'élongation minimale, où l'élongation doit dépasser la zone neutre et atteindre le début de la zone linéaire (point A) au moins dans une simulation du cas de simulation.

3) Afin d'éviter les dommages lors de charges physiologiques répétitives ou lorsque de petites charges externes sont ajoutées à la RoM maximale, les forces exercées sur les ligaments devraient rester dans la zone linéaire. La zone linéaire a donc été divisée en quatre parties, avec des seuils d'élongations maximales (ou limites supérieures) : AB(25%), AB(50%), AB(75%) et B. Ces seuils intermédiaires peuvent également fournir une indication de la progression de la charge exercée sur les ligaments, compte tenu de l'écart potentiellement important entre les niveaux A et B.

En résumé, le Seuil A est utilisé comme exigence d'élongation minimum à dépasser, tandis que les autres seuils (AB(25%), AB(50%), AB(75%), B et C) sont considérés comme des allongements maximaux à ne pas dépasser. Pour chaque seuil, un « cas de simulation » (ou « simulation case » en anglais) comprenant les quatre simulations correspondant à la RoM maximale en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale, a été réalisé. Pour chaque cas de simulation (A, B, etc.), une laxité est déterminée pour chaque ligament afin d'atteindre le seuil correspondant.

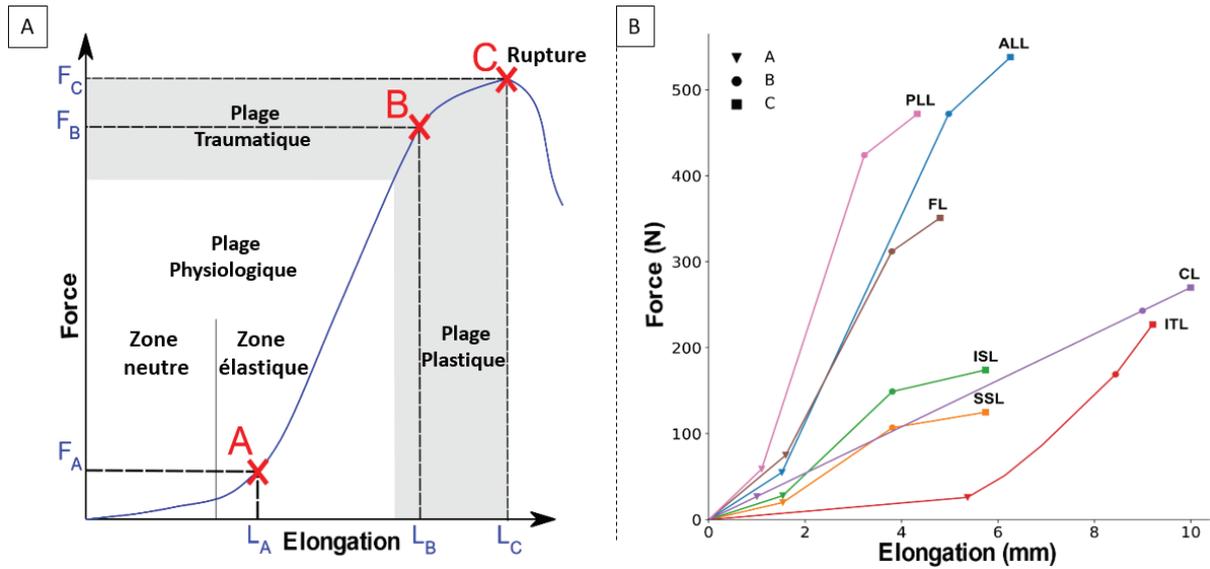


Figure 37. Courbes ligamentaires caractéristiques.

A) Courbe typique selon Chazal et al. (1985) points (A, B, C) et White et Panjabi (1990) avec définitions des zones et plages.
 B) Courbes utilisées dans le modèle avec leurs points A, B et C pour tous les ligaments.

Tableau 8. Seuils de force et d'élongation dérivés des trois principales hypothèses à utiliser dans les cas de simulation. Les seuils sont obtenus à partir des courbes de réponse ligamentaire aux points A et B (limites de la zone linéaire), C (rupture) et trois limites intermédiaires à l'intérieur de la zone linéaire : AB(25%), AB(50%) et AB(75%).

Seuils de force et d'élongation	ALL		SSL		ISL		ITL		CL		FL		PLL	
	E (mm)	F (N)												
A	1.52	55	1.54	20	1.54	28	5.37	26	1.00	27	1.60	75	1.10	59
AB(25%)	2.39	161	2.11	42	2.11	58	6.15	62	3.02	82	2.16	135	1.64	151
AB(50%)	3.23	262	2.66	63	2.66	88	6.89	97	4.96	134	2.69	192	2.15	240
AB(75%)	4.11	367	3.24	85	3.24	118	7.67	133	6.98	188	3.24	252	2.69	332
B	4.98	472	3.81	107	3.81	149	8.44	169	9.00	243	3.80	312	3.23	424
C	6.26	538	5.74	125	5.74	174	9.21	227	10.00	270	4.80	351	4.33	472

3.2.5. Détermination des laxités admissibles

Tout d'abord, les élongations des ligaments sont déterminées lorsque les FSU atteignent les RoM maximales de chaque simulation. Ensuite, pour chaque seuil préétabli (présentés dans le Tableau 8), la laxité du ligament est calculée en soustrayant l'élongation maximale correspondant à ce seuil ($\Delta L_{MAX}(seuil)$) à l'élongation à RoM maximale ($\Delta L_{MAX}(RoM)$) : $Laxity = \Delta L_{MAX}(seuil) - \Delta L_{MAX}(RoM)$. Ce processus itératif se poursuit jusqu'à ce que les variations des laxités entre deux itérations successives soient inférieures à 5%. Enfin, des plages de laxité sont définies pour chaque ligament, englobant les laxités associées à l'hypothèse minimale (seuil A) et maximale (par exemple, seuil C), comme illustré dans la Figure 38. Pour chaque simulation, l'élongation à RoM d'un ligament est calculée comme la moyenne des allongements des poutres qui le composent. Une laxité peut être positive (relâchée) ou négative (prétension).

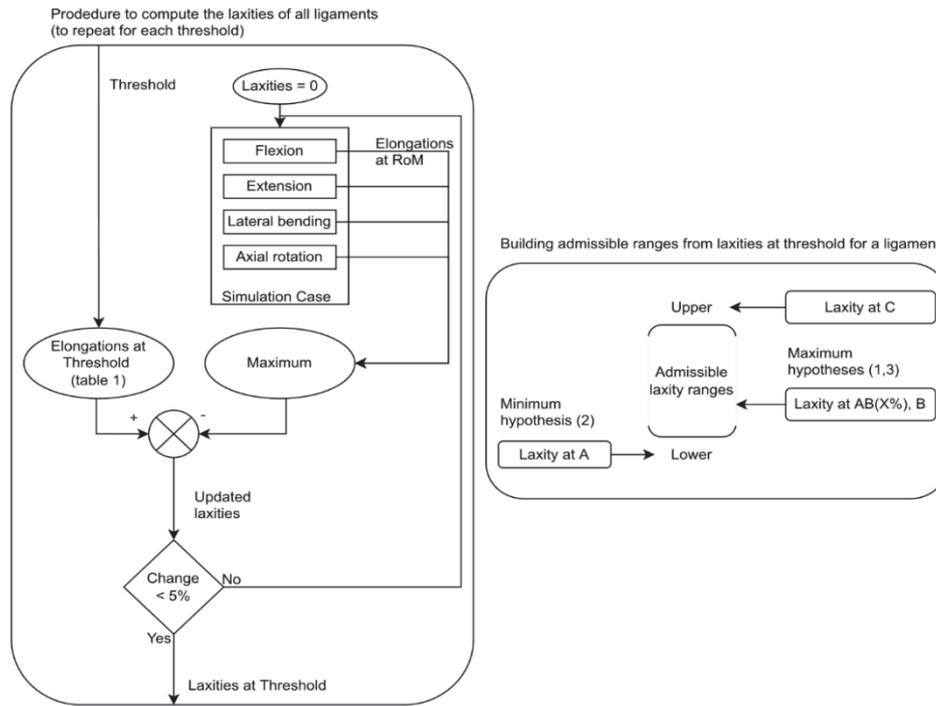


Figure 38. Présentation de la méthode de détermination des laxités admissibles.

Les laxités associées à chaque seuil sont déterminées à l'aide de la procédure de détermination de la laxité (à gauche), puis sont utilisées pour construire les plages de laxité admissible pour chaque ligament (à droite).

Les laxités prédites ont été comparées aux laxités rapportées dans des études expérimentales telles que Adams et al. (1980), Cornaz et al. (2021), Damm et al. (2020), Hukins et al. (1990), Nachemson, (1960), Neumann et al. (1992) et Tkaczuk (1968). Afin de faciliter les comparaisons, les laxités rapportées dans la littérature comme des déformations ont été converties en allongements, les longueurs initiales de chaque ligament ayant été déterminées au regard de la littérature. Les éventuelles différences posturales entre les études et la posture utilisée dans la simulation n'ont pas été prises en compte dans les comparaisons.

3.2.6. Effet de la laxité sur la réponse de L4-L5

Des simulations ont été effectuées sur les configurations de Heuer et al. (2007) afin d'évaluer l'impact des plages de laxité précédemment prédites sur la réponse de la région L4-L5. La posture initiale n'étant pas rapportée par Heuer et al., l'extension maximale de l'étude a été supposée identique à celle de Percy, soit un angle de 19°. Parce qu'un angle de 5° a été mesuré entre la position neutre et l'extension maximale par Heuer et al., nous avons considéré que la posture de base était de 14°. Par conséquent, le segment fonctionnel L4-L5 a été repositionné en utilisant cette hypothèse.

Pour ces simulations, la vertèbre caudale était fixe et des moments purs de 7.5 N.m ont été appliqués à la vertèbre crânienne selon les quatre directions de chargement (flexion, extension, flexion latérale, rotation axiale). Comme dans Heuer, cela a été répété en supprimant séquentiellement le SSL, l'ISL, le FL, le CL, l'arc vertébral (VA), le PLL et l'ALL. L'ITL n'a cependant pas été étudié par Heuer.

Neuf séries de laxités ligamentaires ont été comparées, y compris les six séries issues des cas de simulation (A, AB(25%), AB(50%), AB(75%), B, C), ainsi que le modèle de base « GHMC » (avec laxités initialement présent dans le modèle) dans sa posture de base, le modèle dans la posture de Percy sans laxité « Percy-nolax » et le modèle dans la posture de Heuer sans laxité « heuer-nolax ». Les modèles étiquetés "nolax" utilisent les courbes ligamentaires tels quels, c'est-à-dire, sans laxité,

comme généralement décrit dans la littérature. Toutes les laxités ont été mises à jour avec la posture de Heuer, en prenant en compte la différence de longueur des ligaments avec leur posture de définition. Finalement, seule la posture « heuer-nolax » n’utilisait aucune laxité, alors que les autres modèles utilisaient au minimum les laxités induites par le changement de posture.

La modélisation de la laxité ligamentaire a consisté à introduire un décalage dans la courbe force-déplacement décrivant la réponse du ligament. Une laxité négative (ou prétension) était donc associée à une charge initiale sur le ligament. Cependant, une posture initiale ne peut pas être maintenue sans des forces initiales externes provenant d'autres structures comme les muscles, les structures corporelles environnantes, le dispositif de test, etc. Aussi, pour éviter les problèmes numériques, le décalage a été mis à zéro pour les déplacements négatifs et une rigidité initiale de 0.1 kN/mm a été utilisée pour éviter la discontinuité comportementale à l'origine de la courbe (voir Figure 39). Cette valeur, déjà utilisée lors du développement du modèle GHBM, est un compromis entre la nécessité de suivre la courbe de propriété du ligament et une variation initiale brusque de la force interne.

Nous avons vu que le modèle IVD modifié se rapproche de la réponse obtenue par Heuer et al. (2007), mais sans y correspondre parfaitement. Aussi le modèle de réponse IVD a été remplacé par la réponse expérimentale IVD pour isoler les contributions des ligaments et des arcs vertébraux. Les angles de mobilité ont été comparés à ceux de Heuer à des moments de 1 N.m, 2.5 N.m, 5 N.m et 7.5 N.m.

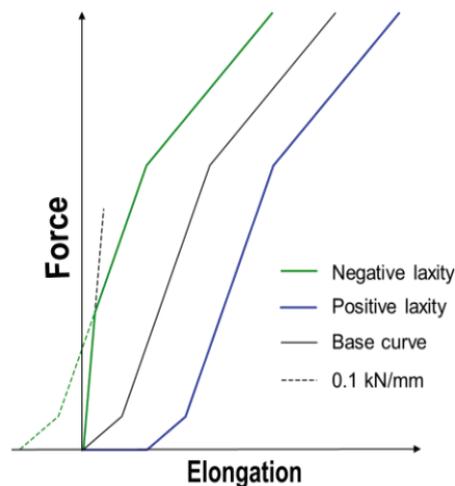


Figure 39. Illustration de l'approche de modélisation de la laxité.

Une courbe ligamentaire caractéristique sans laxité (gris) est décalée vers la droite pour une laxité positive (bleu) et vers la gauche pour une laxité négative (vert). Cette dernière est mise à zéro pour les allongements négatifs et remplacée par une raideur de 0.1 kN/mm (gris pointillé) à l'origine pour assurer la continuité tout en évitant les efforts initiaux (courbe verte pleine). Les courbes ainsi modifiées sont ensuite utilisées dans le modèle.

3.2.7. Laxités ligamentaires complémentaires

Pour évaluer le rôle des courbes comportementales initiales des ligaments sur la détermination de laxité des ligaments, les lois de comportements ligamentaires rapportées par Naserkhaki et al. (2018) ont été utilisées (Figure 40). Les données ne fournissant pas les informations pour tous les ligaments, il n'était pas possible d'utiliser le processus de simulations (Figure 38) pour déterminer les élongations à RoM ($\Delta L_{MAX}(RoM)$) de chacun des jeux de données. C'est pourquoi, les élongations à RoM obtenus pour le modèle « GHBMC » ont été utilisées. Afin de déterminer les seuils de laxité, les points Chazal et al. (1985) A, B et C ont été arbitrairement ajoutés aux courbes pour correspondre au mieux à la délimitation des zones. Les auteurs Goel et al. (2007), Pintar et al. (1992) et Rohlmann et al. (2006) n'ayant pas relevé de rupture dans leurs données, le point C a été arbitrairement positionné à 100% de déformation. Les élongations maximales correspondant à ces seuils ($\Delta L_{MAX}(seuil)$) ont ensuite été calculés et la laxité a été déterminé.

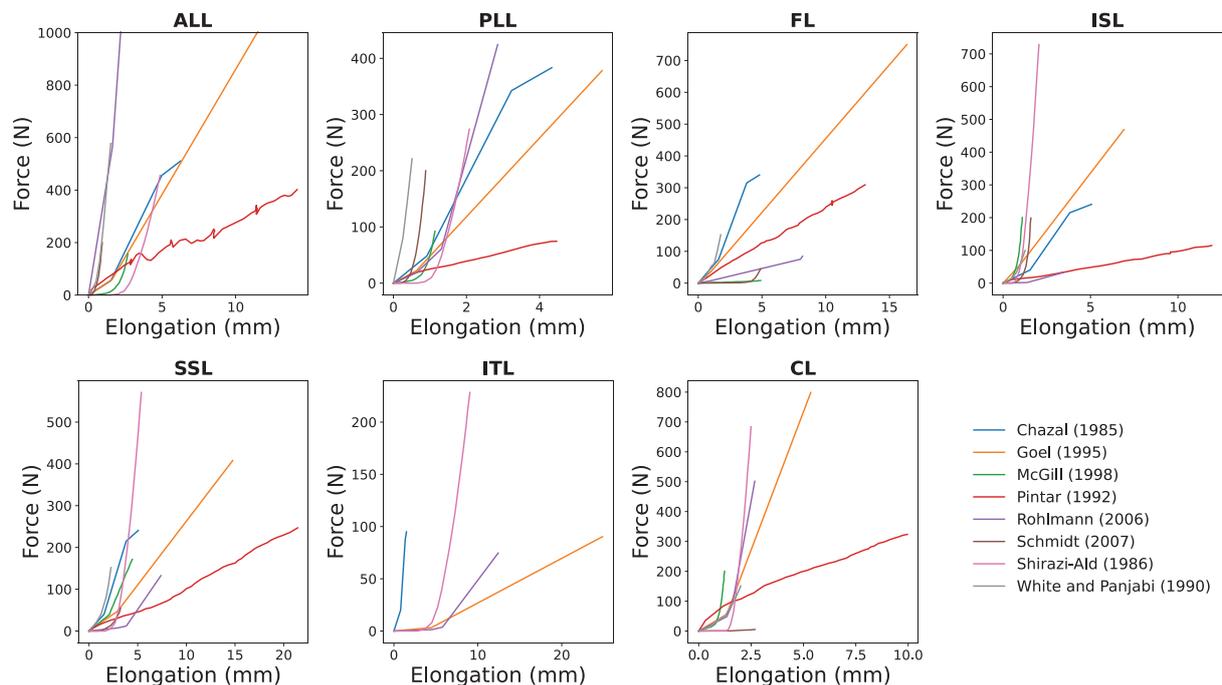


Figure 40. Ensemble de propriétés ligamentaires (force/déplacement) issue de la littérature (Naserkhaki et al., 2018).

3.3. Résultats

3.3.1. Laxités ligamentaires

La méthode a réussi à identifier une plage de laxité de tous les ligaments pour toutes les unités fonctionnelles de la colonne vertébrale et pour toutes les hypothèses. La convergence a été obtenue en trois itérations pour le niveau L4-L5, et en deux itérations pour les autres niveaux. Les résultats des plages de laxité en fonction des ligaments et des FSU sont disponibles Figure 41.

Tous les ligaments ont atteint leur maximum d'élongation en flexion, à l'exception de l'ALL qui l'a atteint en extension. Tous les ligaments ont dépassé le seuil A pour au moins une FSU même sans ajustement de laxité (avec une faible marge pour l'ALL, CL et ITL). À l'inverse, sans ajustement de laxité, l'ISL et SSL de tous les FSU dépassaient le seuil à rupture en flexion (laxité positive pour le seuil C). La PLL et la FL présentaient des laxités négatives pour le seuil C et des laxités positives pour le seuil A pour toutes les FSU. Globalement, les laxités variaient entre -9.2 mm (prétension) pour le CL au seuil C et +10.7 mm (relâchement) pour le SSL au seuil A. Si des variations entre les niveaux de FSU étaient

visibles (par exemple, L2-L3 vs L3-L4 pour l'ISL et SSL), elles sont moins marquées que les variations entre ligaments tout FSU confondus (ex. SSL contre ALL).

Malgré d'éventuelles différences dans les postures de référence, les plages de laxité prédites et expérimentales étaient globalement cohérentes, comme l'illustre Figure 42. Les laxités prédites sont comprises entre les hypothèses A et C en prenant en compte tous les modèles (L1 à L5), tout comme le seraient les laxités rapportées dans les études expérimentales (au regard d'une position neutre pour Robertson et Cornaz ou de positions indéterminées pour les autres auteurs). Un chevauchement entre laxités positive et négative est observé pour les ligaments ALL, PLL, FL et ITL. Cependant, une tendance est visible, ALL, PLL et ITL ont une zone de la plage en prétension plus importante qu'en relâchement et inversement pour FL. La principale différence concernait l'ITL avec des laxités négatives prédites et des laxités positives observées dans la littérature.

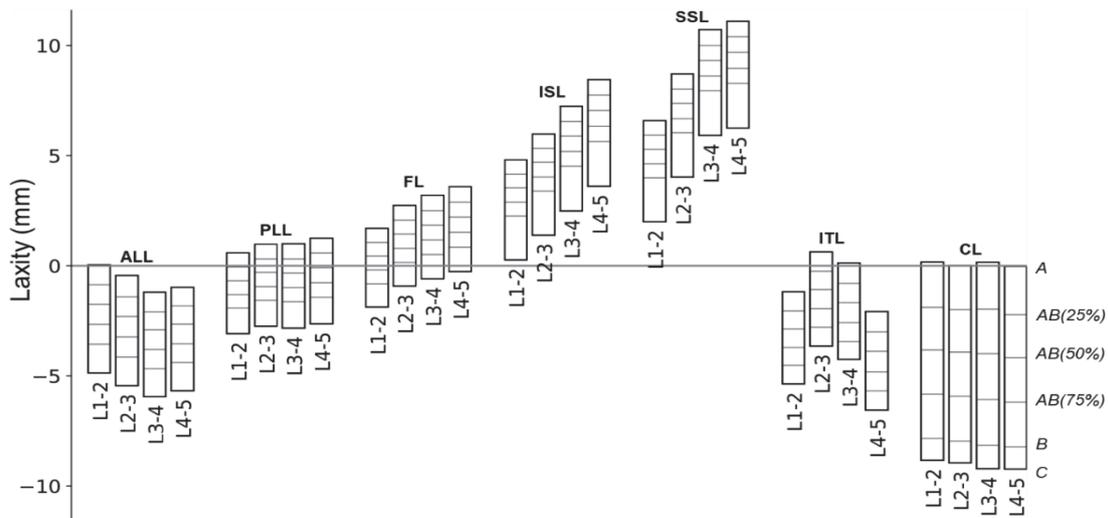


Figure 41. Plages de laxité entre les seuils A et B par ligament et FSU.

Les laxités négatives correspondent à des prétensions, les laxités positives à des relâchements. Les valeurs des seuils AB(25%), AB(50%), AB(75%) et B sont précisées dans le même ordre pour toutes les plages. Toutes les valeurs numériques sont fournies dans l'Annexe A (Annexes)

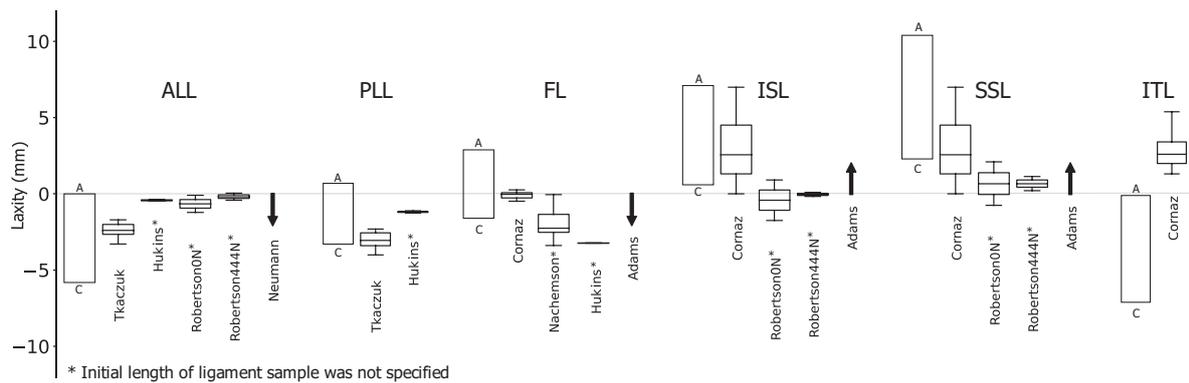


Figure 42. Résultats des laxités prédites comprises entre les hypothèses A et C de tous les FSU et comparaison avec les auteurs de la littérature.

Robertson0N et Robertson444N correspondent à des charges de compression de 0N et 444N sur la colonne vertébrale. Les variations expérimentales sont présentées sous forme de boîtes à moustaches, sauf pour Adams et pour Neumann qui n'ont signalé qu'une tendance (indiquée par une flèche). Note : cette figure a été modifiée par rapport à l'article que nous avons publié. Une erreur avait été fait au niveau des données de la littérature de Cornaz et Nachemson du ligament FL, les résultats étaient en prétension et non en laxité, ce qui est cohérent avec les autres auteurs.

3.3.2. Effets des laxités sur la capacité à simuler la configuration Heuer

Les réponses des simulations L4-L5 intactes sont comparées aux expériences de Heuer et al. (2007) (Figure 43). Les neuf réponses sont bien dans le couloir expérimental en rotation axiale et en flexion latérale, ce qui signifie que pour celles-ci, les changements de laxité ont moins d'effet que la variabilité individuelle d'un spécimen à l'autre. Au contraire, en flexion et en extension, modifier la laxité a un effet important sur le comportement, de nombreuses courbes de réponse étant en dehors du couloir expérimental. Ainsi, seules les simulations Heuer-nolax et AB(25%) sont dans le corridor en extension, et seules les simulations AB(25%) et AB(50%), AB(75%) et B restent, en flexion, dans le couloir sur toute la mesure. Dans les deux cas, les réponses avec les laxités du GHBMC et du seuil C sont trop raides, tandis que la réponse avec le seuil A est trop souple.

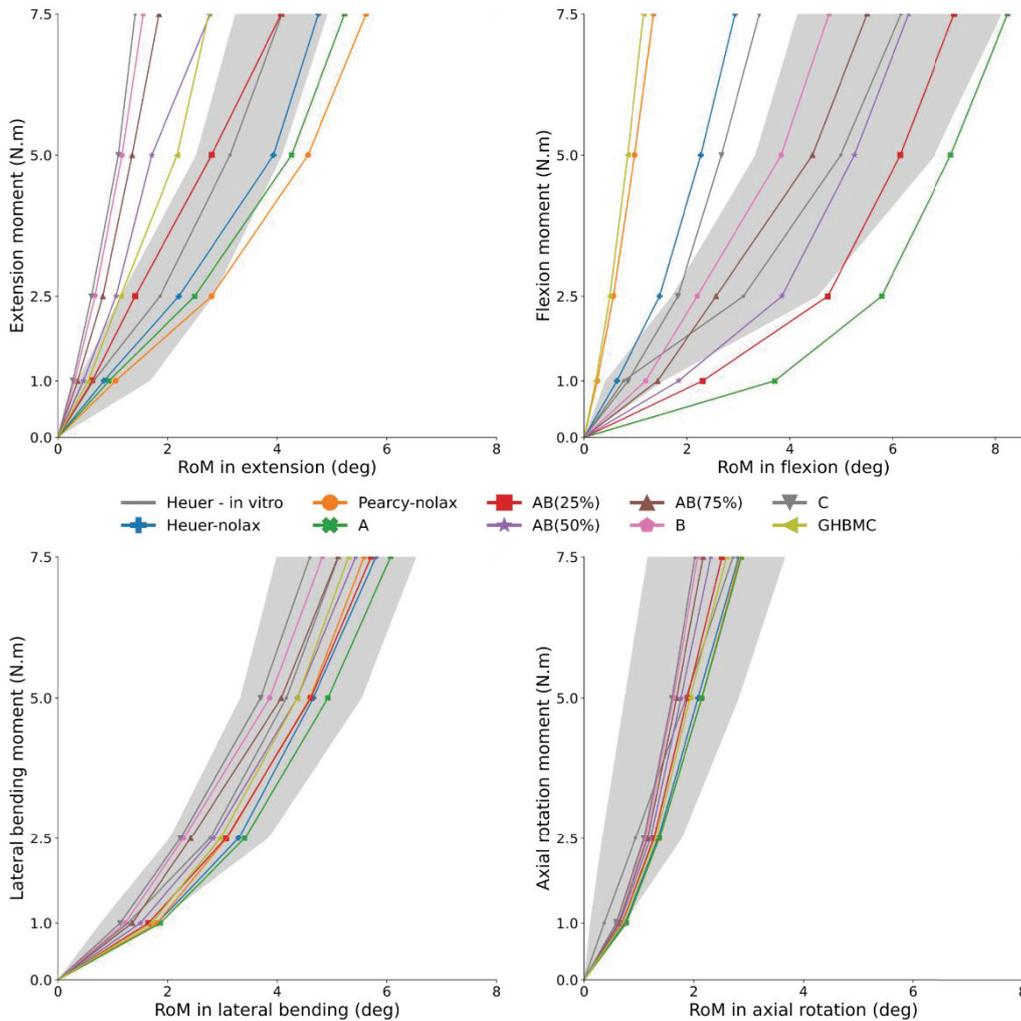


Figure 43. RoM du FSU L4-L5 intact à partir de simulations et de Heuer et al. (2007).

Pour les simulations, les laxités issues d'un même seuil (A, C, etc.) sont utilisées pour tous les ligaments. Les comparaisons sont faites à 1, 2,5, 5, 7.5 N.m et les points sont reliés pour améliorer la lisibilité. Pour Heuer, les valeurs minimale, maximale et médiane sont représentées. La différence entre la réponse IVD du modèle et l'expérience a été supprimée lors du traitement.

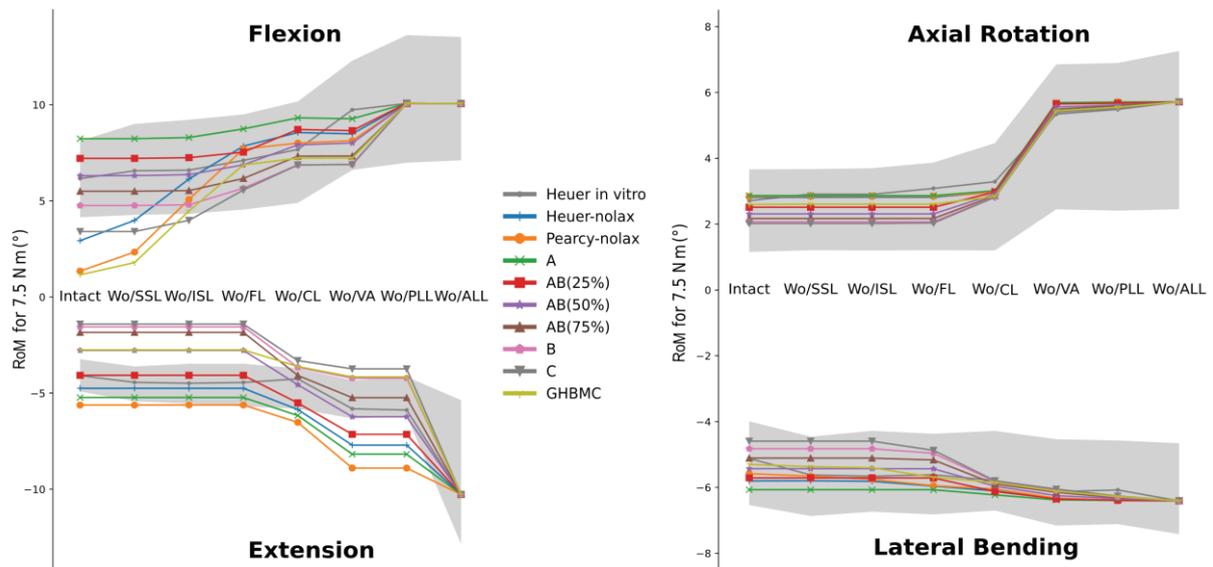


Figure 44. RoM de L4-L5 à 7.5 N.m à partir de simulations et de Heuer et al. (2007).

Chaque point représente une étape de résection (ex. Wo/SSL signifie Sans SSL, c'est-à-dire l'étape juste après la résection SSL). Les points sont connectés pour améliorer la lisibilité. Pour les simulations, des laxités correspondant au même seuil sont utilisées pour tous les ligaments. Pour Heuer, les valeurs minimale, maximale et médiane sont représentées. La dernière étape à droite représente la réponse IVD uniquement. Elle est identique pour la simulation et l'expérimentation puisque la différence entre les deux réponses est que l'IVD a été supprimée dans le traitement des résultats.

Selon le ligament, le passage du seuil A au seuil C adoucit ou rigidifie de manière monotone le FSU. Par exemple, en utilisant Heuer-nolax comme référence pour le FSU intact sous 7.5 N.m de flexion, la mobilité variait de 484 %, 263 %, 189 %, 125 %, 88 % et 34 % pour les seuils A à C. A l'inverse, en extension, la mobilité variait de 11%, -25%, -45%, -57%, -64% et -67% pour les seuils A à C. Globalement, en considérant toutes les simulations Heuer, la réponse avec le seuil AB(25%) est la plus proche de la réponse expérimentale médiane.

Cette observation est également valable pour les pas de résection à 7.5 N.m en flexion, flexion latérale et rotation axiale (Figure 44) : les RoM des modèles utilisant les seuils AB(25%) à AB(75%) sont les plus proches de la valeur expérimentale médiane. Des différences notables sont cependant visibles entre le modèle et l'expérience en extension pour l'étape de dissection du CL : alors que la RoM a augmenté dans toutes les simulations, elle est restée stable (voire a légèrement diminuée) dans l'expérience. L'ALL utilisant le seuil AB(25%) semble autoriser trop de RoM en extension : cela compense le décalage induit par la dissection du ligament capsulaire (CL).

3.3.3. Laxités ligamentaires complémentaires

Les résultats de laxité entre A et C varient selon les auteurs, comme indiqué sur la Figure 45. Les ligaments ALL, CL, PLL et FL présentent des laxités négatives pour le seuil C et des laxités positives pour le seuil A dans la majorité des ensembles de données pour toutes les unités fonctionnelles vertébrales. Cependant, les laxités du ligament CL étaient principalement négatives, allant de -9.2 mm à 1 mm, à l'exception de l'étude de Chazal. Les ligaments ISL, SSL et ITL ont généralement montré des laxités positives entre les seuils A et C, mais certains auteurs ont rapporté des laxités négatives avec le seuil C (Goel et al., 2007; Pintar et al., 1992; Rohlmann et al., 2006; A Shirazi-Adl et al., 1986). Pour certains auteurs, des gammes importantes de résultats ont été observées (Goel et al., 2007; Pintar et al., 1992; Rohlmann et al., 2006), cependant, les valeurs de ruptures sont déterminées à 100%. De plus, le point A pour ces mêmes auteurs est très proche de 0 car les courbes sont linéaires.

expérimentales, bien que la posture initiale du modèle puisse différer de la littérature. Les différences entre les auteurs pour les valeurs de seuil A et C montrent que l'utilisation d'une valeur de laxité fixe pourrait être incompatible avec les données expérimentales utilisées. Les différences dans les valeurs de seuil A peuvent s'expliquer par des différences dans les pieds de courbes (« *toe zones* ») soit parce que ces zones ne sont pas définies (exemple : Goel et al., 1995; Pintar et al., 1992), soit parce que la laxité ligamentaire contribue à l'augmentation de la longueur du pied de courbe (exemple : Schmidt et al., 2007; Shirazi-Adl et al., 1986). L'étendue de la plage de laxité dépend de la longueur à rupture et donc principalement de la raideur : pour un même ligament, une différence significative de raideur entraîne donc des différences de laxité, même si la force de rupture est sensiblement la même (par exemple pour le SSL entre McGill, 1988 et Shirazi-Adl et al., 1986). Enfin, les données utilisées ne sont pas toutes issues d'une caractérisation expérimentale par des tests de traction comme Chazal et al. (1985) et Pintar et al. (1992). En effet, certains jeux de données sont issus d'une méthodologie de prédiction à partir de la cinématique d'un modèle (par exemple, McGill, 1988), d'autres sont dérivés d'anciennes études et potentiellement modifiées (par exemple, Rohlmann et al., 2006).

Les résultats pour le ligament intertransversaire semblent incohérents. D'abord, les points A et B utilisés pour le modèle GHBMC sélectionnés sur la courbe du modèle à 10 et 90% ont montré une laxité négative, tandis que l'identification des points A et B sur les courbes de Shirazi-Adl, Goel et Rohlmann, et Chazal ont montré des laxités généralement positives et donc cohérente. De plus, la courbe utilisée dans le modèle GHBMC est plus longue que la référence de la littérature (A Shirazi-Adl et al., 1986), le point C en est donc décalé. Outre ces raisons aux divergences entre les zones de laxité numériques et expérimentales pour l'ITL ce dernier a semble-t-il une contribution limitée à la stabilité passive du FSU (Widmer et al., 2020). Ce dernier point pourrait rendre les hypothèses de l'étude moins pertinentes pour l'ITL par rapport aux autres ligaments.

Parmi les différents modes de chargement, la flexion est le mode principal de détermination des plages de laxité ; sauf pour l'ALL qui était principalement déterminé en extension. Les tests de flexion latérale et de rotation axiale n'ont pas une ROM maximale assez importants pour charger les ligaments de façon discriminante, et donc pour influencer l'identification des plages. Cette observation est cohérente avec l'effet des laxités sur les réponses du FSU dans la configuration de Heuer : l'introduction de laxités a eu un effet limité sur la rotation axiale et la flexion latérale, mais a entraîné des changements substantiels en extension et en flexion. Les configurations de modèle sans laxité et/ou repositionnement ont montré des réponses en dehors des corridors de Heuer en flexion et en extension, suggérant que les ligaments compensent partiellement la réponse du disque intervertébral (IVD) dans la calibration du modèle GHBMC de base. L'introduction de laxités associées à des seuils compris entre A et C réduit l'écart avec les résultats expérimentaux en flexion. Pour les tests avec FSU intacts, le modèle utilisant les laxités associées à AB (25%) était dans le couloir expérimental, sauf à 1 et 2.5 N.m en flexion. Pour les tests avec résection ligamentaire successive, les configurations de modèle utilisant les laxités associées à AB(25%) et AB(75%) étaient les plus proches de la réponse expérimentale médiane à 7.5 N.m.

3.5. Limitations et Perspectives

La méthode présentée n'est pas destinée à être utilisée pour valider ou quantifier une valeur de laxité spécifique. Les limites de laxité ainsi obtenues peuvent aider à identifier et corriger les erreurs dans les modèles calibrés, mais leur quantification stricte nécessiterait une étude spécifique. Lors de l'étude des effets de la laxité sur la réponse du modèle, toutes les simulations ont été exécutées en utilisant la même hypothèse de seuil (par exemple B) pour tous les ligaments. Il n'est pas possible de confirmer si cette hypothèse est raisonnable dans cette étude. L'étude était centrée sur la méthodologie, et l'effort de modélisation des ligaments est finalement resté limité : le modèle ligamentaire GHBMC de

base a été conservé, et l'élongation du ligament a été simplifiée à la moyenne des élongations des fibres. Par exemple, pour le ligament supraépineux (SSL), le modèle GHBMCM suppose un ratio de propriétés entre les ligaments interépineux et supraépineux (ISL/SSL) car Chazal et al. (1985) n'ont pas testé ces ligaments séparément. Une analyse plus détaillée serait possible en considérant individuellement les fibres en utilisant les orientations de fibre (par exemple l'ISL Hamidrad et al., 2021) et de calculer les allongements et laxités, au prix d'une complexité numérique toutefois largement plus importante. En outre, une méthode simple a été utilisée pour maintenir la position initiale du FSU en cas de précharges des ligaments, sans tenir compte des déformations initiales ou des contraintes dans les tissus. Il serait souhaitable de modéliser les forces physiques, y compris les précharges dans d'autres tissus, pour équilibrer les prétensions ligamentaires et maintenir la position initiale.

Les hypothèses formulées sont largement basées sur l'utilisation de la plage de mouvement normale rapportée dans la littérature. Toutefois, les charges ainsi appliquées peuvent ne pas être suffisamment intenses pour calculer les limites pertinentes pour l'hypothèse de rupture (C). L'utilisation de simulations de mouvement supplémentaires, y compris peut-être une charge non-traumatique mais plus importante (par exemple à partir de chargement rencontré dans le domaine du sport ou des tests de la colonne vertébrale (Tushak et al., 2022b)), pourrait aider à réduire la plage de laxité admissible.

Une seule étude de comparaison de mobilité a été utilisée (Heuer et al., 2007), avec des hypothèses de postures entre Heuer et Percy. Un nombre important d'études expérimentales sont pourtant utilisées à des fins de validations des modèles lombaires. Il pourrait être intéressant d'étudier l'impact de laxités ligamentaires sur d'autres études, en supposant l'existence d'informations plus précises sur la posture initiale. Un seul jeu de donnée ligamentaire a été utilisé pour la comparaison de mobilité, même si différents ensembles de propriétés ligamentaires sont présentés dans l'étude. Cependant, les informations publiées manquantes pour certains ligaments nous obligent à combiner les jeux de données entre eux sans étudier les différences de résultats que cela peut entraîner (Sterba et al., 2019). Il pourrait donc être intéressant de reproduire cette étude avec des modèles personnalisés : propriétés ligamentaires et géométries et postures initiales bien documentées de la colonne vertébrale spécifiques à l'échantillon. Cela permettrait de distinguer les effets du modèle, des propriétés et des différences géométriques sur les prévisions de laxité, et potentiellement de réduire encore davantage les plages de laxité admissibles, ou plus important encore, de définir des lignes directrices sur les hypothèses préférées à utiliser dans les modèles.

Les résultats de cette étude (« Implication des exigences d'amplitudes de mouvement sur la laxité des ligaments ») ont fait l'objet d'une première publication scientifique dans une conférence internationale avec comité de lecture pour les premiers résultats puis d'une seconde dans un article avec comité de lecture :

Minster, P.-H., Lafon, Y., Beillas, P., 2021. Consequence of functional range of motion requirements on the modelling of ligament laxity. Presented at the 46e Congrès de la Société de Biomécanique, p. pp S63.

Minster, P.-H., Lafon, Y., Beillas, P., 2023. Implications of range of motion requirements for the laxity of ligaments in a lumbar finite element model. Journal of Biomechanics 148, 111460. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111460>

La dernière partie de la méthode (« Laxités ligamentaires complémentaires ») a été rajouté afin d'apporter des informations en rapport avec la section 2 (« Étude exploratoire de la modélisation »).

4. Conclusion

Au cours de ce chapitre, nous avons abordé certaines questions soulevées par la revue de littérature concernant la méthode de modélisation à utiliser pour les modèles lombaires. La première partie a mis en évidence que l'aspect le plus sensible dans la modélisation d'une unité fonctionnelle rachidienne est le choix du jeu de ligaments utilisé, et que des ruptures ligamentaires peuvent survenir lors d'amplitudes de mouvement physiologiques.

Ce chapitre présente ensuite une approche numérique pour évaluer les plages de laxité ligamentaire correspondant aux hypothèses de modélisation. Cette méthode permet une analyse approfondie des propriétés biomécaniques des ligaments dans le cadre de la modélisation par éléments finis. Elle offre la possibilité de prendre en compte la compatibilité des données provenant de différentes sources et de différents spécimens. De plus, elle peut être adaptée pour intégrer de nouvelles informations et hypothèses. L'utilisation de cette méthode générique permet de détecter d'éventuelles plages de laxité ou de contributions ligamentaires non réalistes, ce qui peut indiquer des problèmes potentiels de modélisation. Des incohérences ont également été observées dans les rôles attribués aux ligaments par rapport à la littérature existante, ce qui nécessitera des études futures pour les clarifier.

Il convient de souligner l'emploi des laxités dans les modèles biomécaniques, en vue d'une utilisation plus étendue. Le chapitre suivant présente une variété de validations utilisées pour représenter les applications courantes, offrant ainsi un contexte approprié pour l'utilisation des différentes amplitudes de jeu.

Chapitre 4

Effets des laxités et prétensions ligamentaire pour des applications en biomécanique : étude complémentaire

Ce chapitre a pour but de replacer la méthode développée dans le chapitre précédent dans son contexte. Il propose une comparaison avec les références de validations de modèles généralement utilisées dans la littérature. Des simulations de validation ont été réalisées en utilisant des modèles d'unités fonctionnelles rachidiennes, de groupes fonctionnels rachidiens, ainsi qu'un modèle complet.

SOMMAIRE

CHAPITRE 4 EFFETS DES LAXITÉS ET PRÉTENSIONS LIGAMENTAIRE POUR DES APPLICATIONS EN BIOMÉCANIQUE : ÉTUDE COMPLÉMENTAIRE	79
1. Introduction.....	80
2. Effet de la laxité sur la réponse de modèles sous charge infra-lésionnelle	80
2.1. <i>Introduction</i>	<i>80</i>
2.2. <i>Méthodes.....</i>	<i>80</i>
2.2.1. Modèles considérés	80
2.2.2. Données de validations	81
2.2.3. Conditions de simulations des FSU	82
2.2.4. Conditions de simulations des FSG	83
2.2.5. Effets de la gamme de laxité	83
2.3. <i>Résultats et observations</i>	<i>83</i>
2.3.1. Simulations des FSU	83
2.3.2. Simulations des FSG	91
2.4. <i>Discussion</i>	<i>93</i>
3. Effet de la laxité sur la réponse de modèles sous fortes charges	94
3.1. <i>Introduction.....</i>	<i>94</i>
3.2. <i>Méthodes.....</i>	<i>94</i>
3.3. <i>Résultats et observations</i>	<i>97</i>
3.3.1. Uriot et al. (2015)	97
3.3.2. Tushak et al. (2022)	100
3.4. <i>Discussion</i>	<i>103</i>
4. Conclusion	103

1. Introduction

Une approche numérique a été développée dans le chapitre 3 (section 3) pour déterminer des plages de laxités ligamentaires en accord avec les hypothèses de modélisation (réponse à la traction ligamentaire, posture et géométrie du modèle EF). Des simulations ont ensuite été réalisées pour reproduire les essais de résections successives proposés par Heuer et al. (2007), afin d'évaluer l'effet des plages de laxité prédites sur la réponse. Cependant, il convient de souligner plusieurs limitations. Tout d'abord, le modèle était limité à la région L4-L5, avec un disque modifié pour correspondre aux résultats de l'auteur (disque isolé). De plus, seules les données de mobilité fournies par Heuer ont été utilisées. Or, il existe d'autres données expérimentales rapportées dans la littérature pour l'évaluation et la validation des modèles lombaires (chapitre 2 section 3). Par conséquent, l'objectif de cette étude est d'évaluer les effets des laxités et des prétensions ligamentaires dans un cadre plus large et plus représentatif de l'utilisation de modèles en biomécanique. L'objectif de cette étude n'est pas de préciser la laxité pour notre modèle, mais plutôt de mettre en évidence certains seuils qui pourraient entraîner des données incompatibles, par rapport à la littérature généralement utilisée dans les validations.

Ce chapitre a été divisé en deux parties. Dans la première partie, des modèles d'unités fonctionnelles vertébrales (FSU) et de groupes de vertèbres fonctionnelles (FSG) ont été utilisés pour étudier les réponses infra-lésionnelles. Dans la seconde partie, le modèle de corps entier GHBMCM50 ainsi qu'un FSG ont été utilisés pour étudier les réponses lésionnelles. Dans les deux parties, différentes configurations provenant de la littérature ont été examinées en fonction des exigences de laxité, afin de servir de cas de validation pour les modèles. Pour les modèles FSU et FSG, plusieurs configurations de validation ont été étudiées et classées en trois groupes distincts : FSU, FSG et *in vivo*. En ce qui concerne le modèle de corps entier, une seule configuration a été utilisée.

2. Effet de la laxité sur la réponse de modèles sous charge infra-lésionnelle

2.1. Introduction

Cette section présente les simulations d'une série de données expérimentales couramment utilisées pour valider les modèles dérivés du chapitre 2, au niveau FSU et FSG. Les paramètres mécaniques pertinents tels que la mobilité, la raideur, la pression, les forces des facettes et le centre de rotation (CoR) sont présentés et comparés.

2.2. Méthodes

2.2.1. Modèles considérés

Dans la première partie, les modèles de FSU L1-L2 et L4-L5 ont été extraits du modèle GHBMCM occupant pour représenter respectivement les niveaux haut lombaire et bas lombaire (Figure 46 – A et B). Contrairement au chapitre 3 (section 3.2.2), aucune modification n'a été apportée au disque. Les positions des modèles ont été modifiées en déplaçant les vertèbres supérieures (L1 et L4) pour correspondre aux positions neutres *ex vivo* d'un sujet sain. Pour ce faire, les données de Widmer et al. (2020) avec les grades de dégénérescence du disque (Pfirrmann et al., 2001) les moins élevés (inférieur à 2) ont été utilisés. Des détails concernant les données de Widmer et al. (2020) sont présentés au prochain chapitre. Finalement, les angles de lordose étaient de 3° pour L1-L2 et 13° pour L4-L5.

Dans la seconde partie, lors de l'utilisation des modèles FSG, il a été difficile de trouver des conditions de validation identiques pour les mêmes segments lombaires (par exemple : L1-S1, T12-L5 ou encore L3-S1). Dreischarf et al. (2014) présentent une série d'études qui a servi de validations de modèles L1-L5. Il a donc été décidé de se baser sur cette étude pour cette partie. Un modèle FSG L1-L5 a été extrait

dans la posture du modèle GHBMC piéton, qui correspond le mieux à la posture neutre debout *in vivo*, décrite par Dreischarf. Les angles de lordose entre les plateaux supérieurs des niveaux L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5 du modèle GHBMC sont respectivement de 1.7°, 4.1°, 4.9° et 15.3°.

2.2.2. Données de validations

Les données expérimentales qui ont servi de données de validations pour les modèles de FSU (par exemple, Naserkhaki et al., 2018) et FSG (par exemple, Dreischarf et al., 2014) présentés dans le chapitre 2 (section 3) ont été examinées.

Pour les FSU, nous n'avons pas utilisé toutes les références expérimentales des études présentant des modèles FSU. Dans la majorité de ces études, la position neutre selon la définition de Wilke et al. (1998) était utilisée. Nous avons donc exclu les références avec une autre posture initiale ou sur lesquelles il y avait des doutes (sur la posture, les conditions initiales et les conditions aux limites). Nous avons aussi exclu les références où les résultats ne concernaient pas la mobilité, la raideur de la FSU, les forces des facettes ou le CoR. Enfin, nous avons gardé les références qui étaient citées plus d'une fois. Les données en compression seule n'ont pas été incluses à cause du faible rôle joué par les ligaments pour ce mode de chargement. Pour les FSG, nous avons utilisé les données expérimentales présentées par Dreischarf et al. (2014), comme expliqué dans la section précédente. Les données de Demetropoulos et al (1999) utilisées lors de la validation du GHBMC n'ont pas été incluses à cause des incertitudes sur la posture. Les données de Tushak et al. (2022b) font l'objet d'étude dans la section suivante.

Finalement, toutes les données utilisées sont présentées dans le Tableau 9. Les données de Berkson et al. (1979) et de Schultz et al. (1979) étant issues des mêmes essais expérimentaux mais publiées en deux parties différentes (rotation d'un côté et translation de l'autre), sont présentées ensemble.

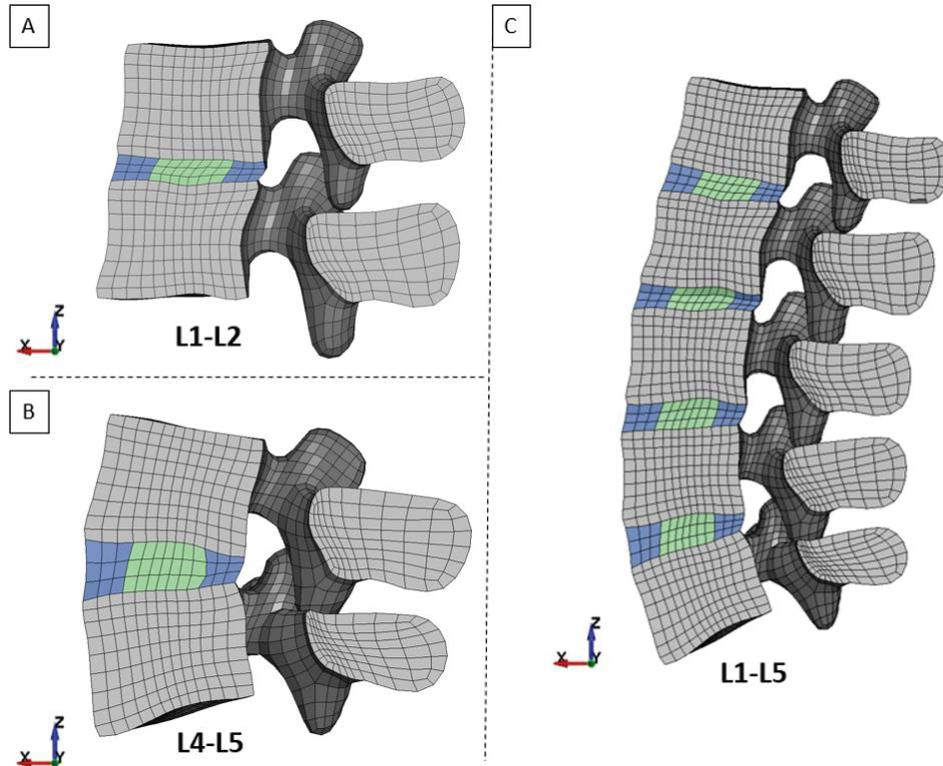


Figure 46. Représentations des modèles L1-L2 (A), L4-L5 (B) et L1-L5 (C).

Les modèles sont représentés avec une coupe sagittale et sans ligament pour visualiser la posture. Les angles de lordose des FSU sont de 3° pour L1-L2 et 13° pour L4-L5. Les angles de lordoses des niveaux du FSG sont de 1.7°, 4.1°, 4.9° et 15.3° pour L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5, respectivement.

CHAPITRE 4 – EFFETS DES LAXITÉS ET PRÉTENSION LIGAMENTAIRE

Tableau 9. Références des données de validation utilisées pour les modèles de FSU et FSG.

Grandeurs mécaniques mesurées : amplitude de mouvement (RoM), pression intra-discale (IDP), force des facettes (FF), centre de rotation (CoR). La précharge de compression appliquée avant les tests de mobilité est précisée.

Remarque : * dénote les précharges de compression suiveuses

Références	Spécimens		Grandeurs mécaniques				Précharges
	Type	Niveaux	RoM	IDP	FF	CoR	
Andersson and Schultz (1979)	FSU	L1 à L5	X	X			400 N
Berkson et al. (1979), Schultz et al. (1979)	FSU	T12 à L5	X	X			400 N
Brinckmann and Grootenboer (1991)	FSU	T12 à L5		X			0 N
Schendel et al. (1993)	FSU	L1 à L5			X		300 N
Cripton et al. (2000)	FSU	L1 à L5	X				0, 400 N
Heuer et al. (2007)	FSU	L4-L5	X	X			500 N
Zirbel et al. (2013)	FSU	L1 à S1					0 N
Guo et al. (2016)	FSU	L4-L5	X				400 N
Widmer et al. (2020)	FSU	L1 à L5	X				0 N
Rohlmann et al. (2001)	FSG	L1-L5	X				0 N
Wilson et al. (2006)	FSG	L2-L5			X		0 N
Goel et al. (2007)	FSG	L3-S1			X		400 N*
Guan et al. (2007)	FSG	T12-S1					0 N
Niosi et al. (2008)	FSG	L2-L5			X		600 N
Sawa and Crawford (2008)	FSG	T12-L2			X		0, 400 N*
Pearcy (1985)	<i>In vivo</i>	L1 à S1	X				-
Pearcy and Bogduk (1988)	<i>In vivo</i>	L1 à S1				X	-
Wilke et al. (2001)	<i>In vivo</i>	L4-L5		X			-
Liu et al. (2016)	<i>In vivo</i>	L4 à S1				X	-

2.2.3. Conditions de simulations des FSU

Les simulations des FSU ont été réalisées en utilisant les configurations décrites par Widmer (2020). Ces configurations incluent l'ensemble des mouvements de base utilisés pour la validation des modèles de la littérature, ce qui permettra de s'y comparer. Ensuite, ce jeu de données est homogène (même population expérimentale) et consistant : nous disposons des informations détaillées sur les conditions expérimentales de chacun des spécimens testés, ainsi que les données brutes issues de la caractérisation expérimentale (précisions dans le prochain chapitre et dans l'annexe C - Annexes).

Concernant les conditions aux limites, les degrés de liberté de la partie inférieure du corps vertébral, des processus épineux et des facettes supérieures de la vertèbre caudale ont été fixées. La partie supérieure du corps vertébral, des processus épineux et des facettes inférieures de la vertèbre crâniale a été contrainte comme un corps rigide (démarche utilisée au chapitre 3 et similaire à Heuer et al., 2007). Ensuite, les différents mouvements successifs ont été réalisés en appliquant des moments purs (jusqu'à 25 N.m) et des forces (1000 N) au centre du corps vertébral. Ces chargements, supérieurs en amplitude à ceux rapportés par Widmer et al. (2020), ont été choisis afin de solliciter suffisamment les FSU pour observer la contribution de toutes leurs structures anatomiques. Dans un second temps, les simulations de mouvements précédentes ont été répétées en appliquant une précharge de compression. Dans le cas d'une précharge sous forme de charge suiveuse, des éléments de type ceinture de sécurité (*ELEMENT_SEATBELT_SLIPRING, LS-DYNA Keyword User's Manual, 2016) étaient reliés entre eux entre le centre de la vertèbre crâniale et le centre de la FSU selon la méthode décrite par Patwardhan et al. (1999). À noter que les centres de rotation ont été estimés comme étant situés

sur le plan sagittal, au niveau du plateau supérieur de la vertèbre caudale et à 2/5 de la longueur antéro-postérieure dans la direction antérieure, selon la méthode décrite par Pearcy and Bogduk (1988).

À l'issue des simulations, les déplacements des vertèbres supérieures des FSU ont été extraits et réutilisés pour simuler les résections successives des ligaments ITL, ISL/SSL, CL, facette articulaire (FJ), FL, ALL et PLL (en retirant les éléments des ligaments et le contact pour FJ, comme décrit par Widmer).

Les réactions (forces et moments) et les mouvements des FSU ont été mesurées au point d'application des chargements. Les forces exercées sur les facettes articulaires ont été mesurées aux interfaces de contact. Les centres instantanés de rotation en flexion et en extension ont été calculés, avec deux points aux extrémités de la surface supérieure du corps vertébral et dans le plan sagittal. La moyenne des centres instantanés de rotation en flexion, en extension et en flexion/extension a ensuite été calculée. Ces résultats ont été comparés à ceux des auteurs présentés dans le Tableau 9.

2.2.4. Conditions de simulations des FSG

Les simulations FSG sur le modèle L1-L5 ont été réalisées en utilisant les configurations décrites par Dreischarf et al. (2014). Les degrés de liberté de la vertèbre L5 ont été fixés. La vertèbre L1 a été considérée comme un corps rigide. Des moments purs de 15 N.m ont été appliqués au point central du corps vertébral de L1 pour simuler les mouvements de flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale. Ces simulations ont été ensuite répétées après l'application d'une précharge sous forme de charge suiveuse le long du FSG. La même méthode que pour les FSU a été utilisée, mais cette fois, les éléments de ceinture de sécurité étaient reliés entre eux par les centres des vertèbres et les centres de rotation des différents niveaux composant le FSG.

2.2.5. Effets de la gamme de laxité

Différentes configurations ont été utilisées pour les simulations des FSU et FSG. Tout d'abord, la configuration de base du modèle GHBMCM a été utilisée avec les laxités initiales déjà intégrées dans le modèle. Ensuite, des seuils de laxité obtenus à partir des différentes hypothèses du chapitre 3 ont été appliqués après ajustement pour tenir compte des différences de posture (laxité du modèle du chapitre 3 + la différence d'élongations entre les deux modèles) : nous avons retenu les seuils (A, AB(25%) et B), et exclu les seuils C (en raison du comportement trop raide qu'il engendre, cf. discussion de la section 3 précédente), AB(50%) et AB(75%) (pour faciliter la compréhension des résultats). Un seuil AB(-25%) a été ajouté (sur la base de résultats détaillés dans le chapitre 5). Finalement, les réponses du modèle de base (Base) et avec les différents seuils de laxité (AB(-25%), A, AB(25%) et B) ont été comparés aux résultats de la littérature.

2.3. Résultats et observations

2.3.1. Simulations des FSU

Cette section présente une synthèse des résultats sur FSU intactes, comme le font la majorité des études et la représentation des chargements L4-L5 est disponible Figure 47. Cette section ne détaille pas les simulations de résections successives (comme celles Heuer et al. 2007) car elle se concentre sur les résultats de modèle intact. L'ensemble des résultats avec la RoM, l'IDP, pour les FSU L1-L2 et L4-L5, avec et sans application de précharge, incluant les simulations avec résections successives, est disponible dans l'annexe C (Annexes).

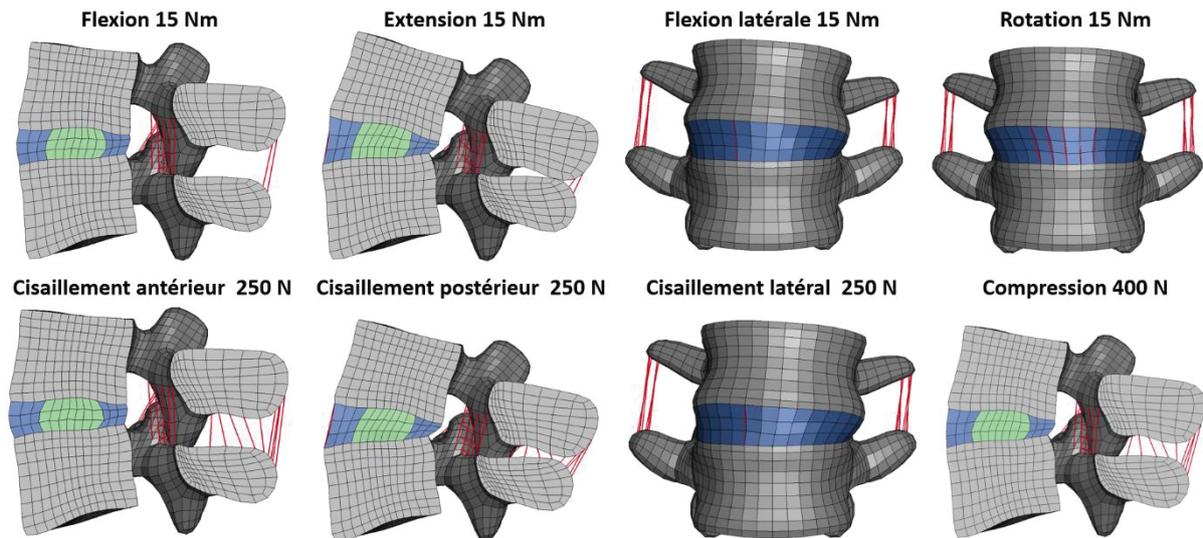


Figure 47. Représentation des différents chargements pour le FSU L4-L5 Base.

RoM, comparaison avec les données expérimentales. La Figure 48 présente les résultats des essais expérimentaux toutes FSU confondues pour les réponses d'amplitudes de mouvements (rotations ou translations) en fonction du chargement (forces ou moments).

Les réponses en extension et en rotation axiale issues de la littérature sont toutes situées à l'intérieur ou à proximité du corridor de Widmer, ce qui est cohérent avec les résultats du chapitre précédent. En revanche, les réponses issues de la littérature en flexion et en flexion latérale sont très diverses. Sans précharge, Cripton et al. (2000) affichent des comportements plus souples que Guo et al. (2016) et Widmer et al. (2020). Avec précharge de 400 N, les réponses de Andersson and Schultz, 1979, Schultz et al. (1979) et Cripton et al. (2000) sont plus souples que Widmer. À noter que Cripton est le seul auteur qui mesure un comportement avec et sans précharge, montrant que la précharge raidit le comportement pour les différents chargements. Andersson and Schultz (1979), Berkson et al. (1979) et Widmer et al. (2020) ont été retenus pour comparer les amplitudes de translation. Pour Anderson et Schultz, seule la compression était disponible. En compression, les résultats de Berkson et Widmer sont proches. En revanche, pour Anderson et Schultz, la translation presque nulle malgré une charge de 400 N. Pour les cisaillements antérieur, postérieur et latéral, les réponses de Berkson sont plus souples que Widmer, mais restent proches du corridor.

RoM sans précharge, résultats de simulation. La Figure 48 présente aussi les réponses d'amplitudes de mouvements (rotations ou translations) en fonction du chargement (forces ou moments) des modèles L1-L2 et L4-L5 sans précharge de compression.

En général, en ce qui concerne les rotations des vertèbres L1-L2 et L4-L5, seule la flexion dépasse les plages de mouvement définies par les corridors de Widmer, ce qui est en accord avec les résultats rapportés dans la littérature (sauf pour Cripton). La flexion et l'extension du modèle L4-L5 sont influencées par le seuil de laxité. Le modèle AB(-25%) est toujours plus souple que les autres modèles. Toujours pour la flexion/extension, les seuils de base ou le seuil B sont les plus rigides. Le modèle le plus proche des résultats moyens de Widmer pour toutes les rotations est le modèle AB(25%) pour L1-L2 et le modèle de base pour L4-L5.

Pour les translations, les réponses pour L1-L2 sont proches des corridors bien que plus raides en cisaillement. Le seuil de laxité influence surtout la réponse en cisaillement postérieur, avec des changements de pentes visibles pour AB(-25%), A et B. Pour AB(-25%), le seuil augmente la raideur

initiale (cf. modélisation de la prétension) avant de pouvoir se déplacer. La FSU L4-L5 présente une grande diversité de résultats : le seuil de laxité influence les réponses en compression, cisaillement antérieur et postérieur, mais pas en cisaillement latéral. Les réponses du FSU L4-L5 sont généralement plus souples que les données expérimentales. Il est à noter que d'autres simulations de compression avec des efforts plus élevés sont utilisées comme référence pour la validation du modèle.

Des différences de tendance sont observées entre L1-L2 et L4-L5 pour un même seuil de laxité. Par exemple, en extension, pour L1-L2 (lordose de 3°), les réponses pour différents seuils de laxité sont similaires, tandis que l'écart est plus prononcé pour L4-L5 (lordose de 13°). Cela pourrait être dû à la différence d'épaisseur postérieure du disque intervertébral entre les deux modèles. La laxité a un impact sur les réponses en flexion, extension et cisaillement postérieur. Pour L1-L2 et L4-L5, les seuils de laxité ont peu d'effet sur les réponses en flexion latérale, en rotation et en cisaillement latéral, ce qui est cohérent avec le chapitre précédent : les facettes articulaires entrent rapidement en contact, ce qui contribue davantage à la cinématique que les ligaments. En ce qui concerne la compression, il est surprenant de constater que la réponse du modèle L4-L5 est influencée par la laxité, car on s'attendrait à ce que les ligaments se raccourcissent : certains ligaments sont soumis à une prétension importante, ce qui modifie la rigidité même en compression.

Pour les deux FSU, l'évolution progressive du seuil entre AB(-25%) et B assouplit ou rigidifie le comportement de manière monotone, comme dans le chapitre 3 (section 3.3.2) sauf pour le cisaillement postérieur, sans explication satisfaisante. Pour plusieurs modes de chargement (flexion en particulier), les seuils de laxité conduisent à des variations qui sont aussi importantes que celles qui peuvent être observées entre références expérimentales. Le seuil AB(-25%) entraîne une réponse presque toujours trop souple. En flexion/extension, le modèle L1-L2 avec le seuil AB(25%) et le modèle L4-L5 de base (i.e. sans seuil) présentent les réponses les plus proches des réponses moyennes de Widmer, ce qui est dans l'ensemble cohérent avec les résultats précédents du chapitre 3 cette fois prenant en compte des résultats autres que ceux de Heuer.

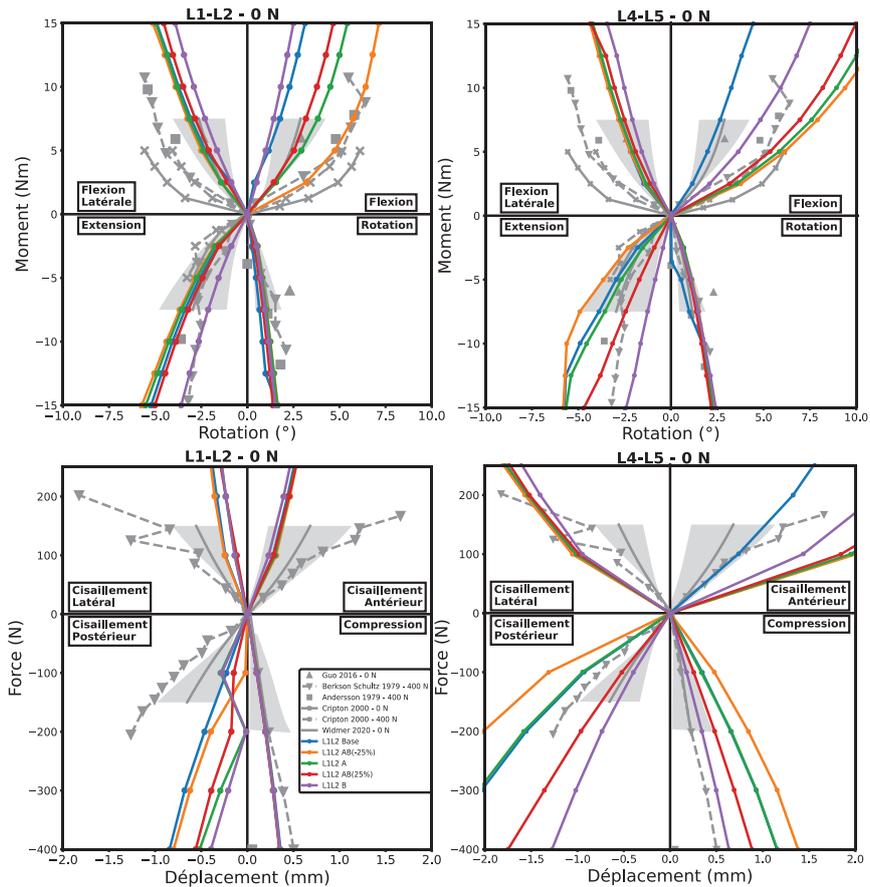


Figure 48. Chargements des FSU intacts et sans précharge (0 N) en fonction du mouvement. À gauche les FSU L1-L2, et à droite les FSU L4-L5. Les références des validations sont en gris, sous forme de corridor (moyenne, écart-type) pour Widmer et al. (2020) ou de marques (moyennes) pour les autres auteurs. Les résultats des simulations avec les seuils de laxité sont en couleur.

RoM avec précharge, résultats de simulations. La Figure 49 résume les différences de comportement du modèle en termes de mobilité avec et sans précharge (400N) pour L1-L2 et L4-L5 pour les différents modes de chargement. La précharge en compression influence peu le comportement des FSU pour les chargements en flexion latérale, en rotation axiale et en cisaillement latéral. Ceci pourrait être attribué aux facettes articulaires ont un effet plus important sur la cinématique que les autres structures pour ces sollicitations. Le modèle L4-L5 est plus sensible à la précharge en compression que le modèle L1-L2, surtout en flexion. La précharge augmente la RoM des deux modèles en cisaillement postérieur, tandis que son effet dépend du modèle pour le cisaillement antérieur (augmentation de la RoM avec la précharge pour L1-L2, diminution pour L4-L5). La posture et bien sûr les caractéristiques géométriques du FSU ont donc un effet couplé à la précharge sur les mobilités. Cependant, la plus grande différence de réponse reste liée au seuil de laxité des ligaments, la précharge augmentant (ex : en flexion pour L1-L2) ou diminuant l'étendue de RoM entre les seuils extrêmes. En particulier, passer du seuil AB(-25%) à B a un effet inverse avec et sans précharge pour la flexion latérale, la rotation axiale et les cisaillements antérieur et postérieur : la précharge en compression diminue la longueur initiale des ligaments, et donc augmente les laxités ligamentaires. De plus, la gamme d'amplitude peut être diminuée avec la précharge (exemple : flexion L1-L2).

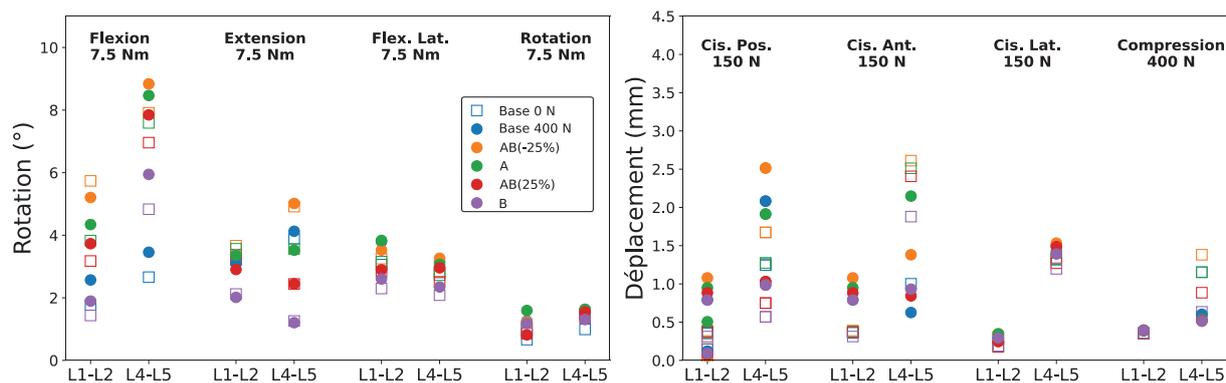


Figure 49. Amplitudes de mouvement en fonction de la FSU (intacte), du chargement et de la précharge. Les résultats avec une précharge de 400 N sont illustrés par des carrés, les résultats sans précharge par des ronds.

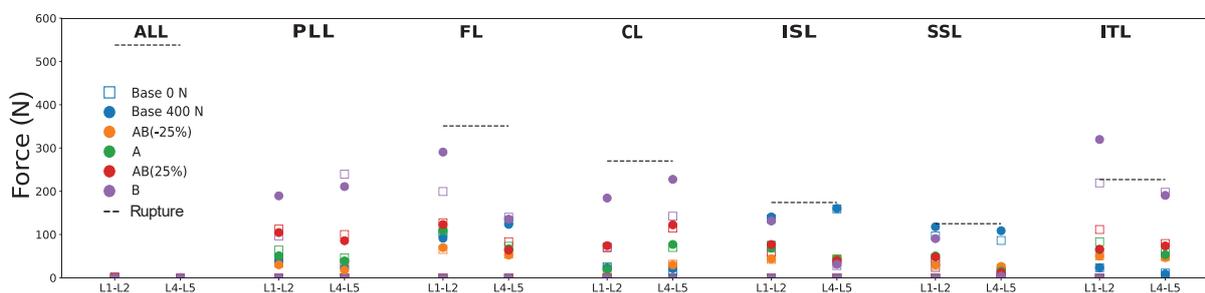


Figure 50. Comparaison des efforts ligamentaires pour un moment de flexion de 7.5 N.m. Les résultats sont présentés en fonction du ligament et de la précharge en compression sont en couleur. Les seuils de rupture ligamentaire sont présentés en pointillés noirs.

Efforts ligamentaires, résultats de simulations. La Figure 50 présente les efforts dans les ligaments pour L1-L2 et L4-L5 soumis à un moment de flexion (7.5 N.m), avec et sans précharge en compression. Comme attendu, les ligaments ALL ne jouent aucun rôle en flexion car ils raccourcissent. En général, la précharge entraîne une légère augmentation des efforts ligamentaires avec les seuils de laxité (de A vers B), monotone et liée à l'augmentation de l'amplitude de mouvement (cf. Figure 49). Si aucun ligament n'atteint son seuil à rupture (à l'exception du ligament ITL pour un seuil de laxité B dans une FSU L1-L2 avec précharge), les ligaments FL, CL, ISL, SSL et ITL s'en rapprochent pour le seuil B comme on pourrait s'y attendre. Le modèle de base conduit déjà à des efforts proches des seuils de rupture pour les ligaments ISL et SSL.

Pression intervertébrale, analyse des données expérimentales. La Figure 51 présente la pression du disque intervertébral en fonction du niveau de chargement, avec la même légende que la Figure 48. Naserkhaki et al. (2018) présentent les mesures *in vivo* (Wilke et al., 2001) à 7.5 N.m, car les expérimentations sur FSU représentent un mouvement physiologique proche de celui observé *in vivo*. Aucune valeur *in vivo* n'est présente ici, car expérimentalement difficile à réaliser même si le chargement pour des positions relaxées assises de Wilke peuvent être proche de l'application du poids du tronc au-dessus du niveau instrumenté.

La pression intervertébrale a été mesurée, *in situ* sur des FSU testées pour différents chargements (Andersson and Schultz, 1979; Berkson et al., 1979; Schultz et al., 1979), et *in vivo* sur un volontaire sain réalisant des mouvements en amplitudes maximales (Wilke et al., 2001), avec des différences entre les auteurs. De manière générale, les pressions mesurées par Andersson sont toujours plus importantes que Berkson et Schultz. Schultz mesurent des pressions toujours inférieures à 0.25 MPa

(maximum obtenu pour un chargement en flexion latéral), tandis qu'Andersson mesure des pressions comprises entre 0.5 et 0.75 MPa (en fonction du chargement). Ces dernières valeurs se rapprochent de celles mesurées *in vivo* par Wilke, sauf en flexion où la pression *in vivo* serait de 1.2 MPa (N=1).

Pour des sollicitations en cisaillement, les pressions intervertébrales mesurées par Schultz sont encore faibles (<0.1 MPa). En compression axiale de 400 N, la pression intervertébrale varie entre 0.22MPa (pour Berkson) et 0.41 MPa (pour Andersson).

Pression intervertébrale, résultats des simulations. La Figure 51 présente ensuite les résultats des modèles L1-L2 et L4-L5. Il y a une grande diversité dans les réponses des modèles de base et des modèles avec laxité, tant pour L1-L2 que pour L4-L5.

Les réponses en rotation et en cisaillement sont généralement proches des mesures expérimentales *in situ*, sauf en compression pour laquelle les modèles surestiment la pression intervertébrale des études expérimentales choisies. Il est à noter que le comportement en pression lors de la compression du modèle est calibré à partir des données de Newell et al. qui se focalisent sur le comportement du disque.

En général, le modèle L1-L2 présente une pression plus élevée pour les sollicitations en rotation, tandis que le modèle L4-L5 présente une pression plus élevée pour les sollicitations en translation, notamment en cisaillement. En flexion latérale, rotation axiale, et en cisaillement antérieur et latéral, la différence de réponse est plus marquée entre les modèles L1-L2 et L4-L5 qu'entre les seuils de laxité, ce qui montre un effet plus important de la posture initiale. Pour les réponses en flexion, extension, cisaillement postérieur et compression, diminuer le seuil (de B à AB(-25%)) augmente la pression intervertébrale du fait de l'augmentation de l'amplitude de mouvement. Les réponses des modèles L1-L2 et L4-L5 avec précharge en compression (400 N) sont similaires à celles obtenues sans précharge, avec une augmentation de la pression intervertébrale de 0.4 MPa à 0.6 MPa en fonction du type de sollicitation (cf. Figure 48). Finalement, au regard des données expérimentales, la pression intervertébrale ne semble pas un critère discriminant pour évaluer la pertinence des différents seuils de laxité.

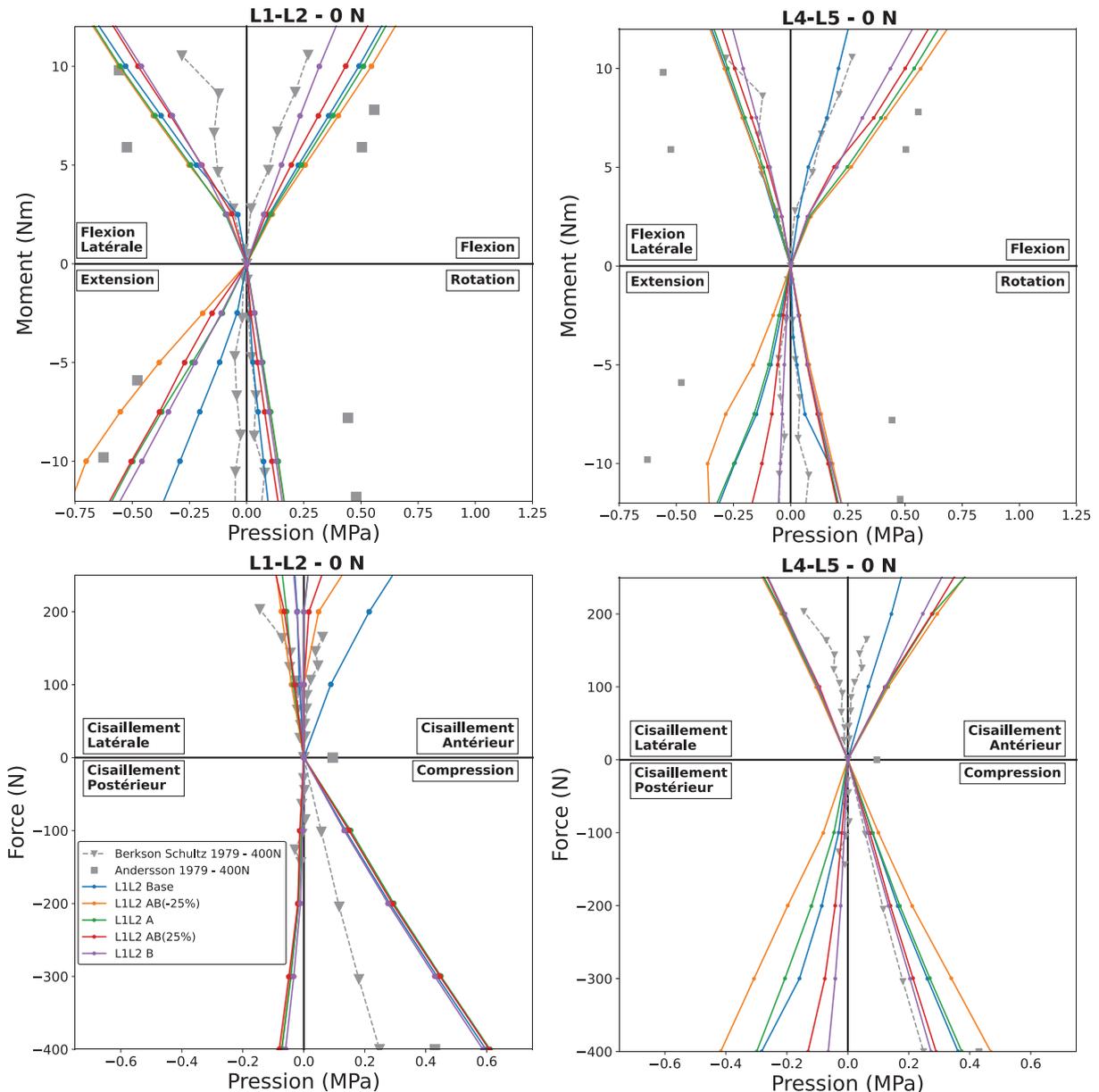


Figure 51. Chargements en FSU intact en fonction de la pression intervertébrale.

À gauche, les FSU L1-L2 et à droite, les FSU L4-L5. Les références des validations sont en gris sous forme de marques pour les autres auteurs *ex vivo*. Les mesures *in vivo* (Wilke et al., 2001) sont présentées avec un dégradé centré sur 7.5 N.m. Les résultats des simulations avec les hypothèses de laxité sont en couleur.

Efforts facettaires, analyse des données expérimentales et numériques. Les références issues de la littérature concernent des expérimentations *in situ* sur spécimens intacts soumis à des moments purs. Cependant, il est difficile de voir un quelconque effet de la précharge sur ce critère. De plus, les méthodes d'estimation d'effort varient avec l'auteur et pourraient conduire à des biais lors de la comparaison.

En général, les résultats de simulations des modèles L1-L2 et L4-L5 rapportent des efforts de contact aux facettes à la limite haute de la plage des valeurs expérimentales. Il est à noter que cet effort pourrait ne pas correspondre exactement à l'effort mesuré expérimentalement selon la méthode de mesure. Dans l'ensemble, les effets des seuils de laxité sont assez peu prononcés sauf dans quelques

cas spécifiques (ex : pour le modèle de base). Combiné aux grandes variations expérimentales et aux difficultés à savoir ce qui est exactement comparé, ceci semble rendre ce critère peu discriminant pour évaluer les effets des seuils.

Des détails sur l'analyse des efforts facettaires (expérimentale et numérique) sont disponibles en Annexe D (Annexes).

Centres de rotation (CoR), analyse des données expérimentales. La Figure 52 présente les centres de rotation moyens lors des sollicitations en flexion-extension, projetés dans le plan sagittal. Pourtant tous deux à partir de mesures *in vivo* sur radiographies 2D, Liu et al. (2016) et Percy and Bogduk (1988) rapportent des localisations de CoR différentes : essentiellement en postérieur et dans le plan médian du disque pour Liu, et à 2/5 du plateau vertébral supérieur pour Percy et Bogduk. Cette différence pourrait provenir de différences méthodologiques. Il est à noter que les CoR des FSU de Widmer et al (2020) utilisées en Chapitre 6 sont cohérents avec les résultats de Percy et Bogduk.

Centres de rotation (CoR), analyse des données numériques. La Figure 52 présente ensuite les CoR moyen entre flexion et extension des modèles L1-L2 et L4-L5 en fonction du seuil de laxité. Dans presque l'ensemble des réponses, les résultats ont conduit à des CoR dans la zone définie par Percy et Bogduk. Seul le modèle L4-L5 présente un CoR en dehors (mais à la frontière qui délimite la variabilité inter-individuelle) de la zone expérimentale pour le seuil de base sans précharge et le seuil A pour une précharge (suiweuse) de 400 N. Avec et sans précharge initiale, les CoR L1-L2 sont toujours antérieurs à la moyenne expérimentale de Percy et Bogduk, et presque toujours postérieurs à cette moyenne expérimentale pour L4-L5. De plus, le seuil de laxité sur le CoR n'a presque pas d'effet en L1-L2, contrairement à L4-L5. Cet effet diminue encore avec l'ajout d'une précharge en compression. Le point AB(25%) L4-L5 sous précharge correspond à une simulation instable et n'a donc pas été analysé.

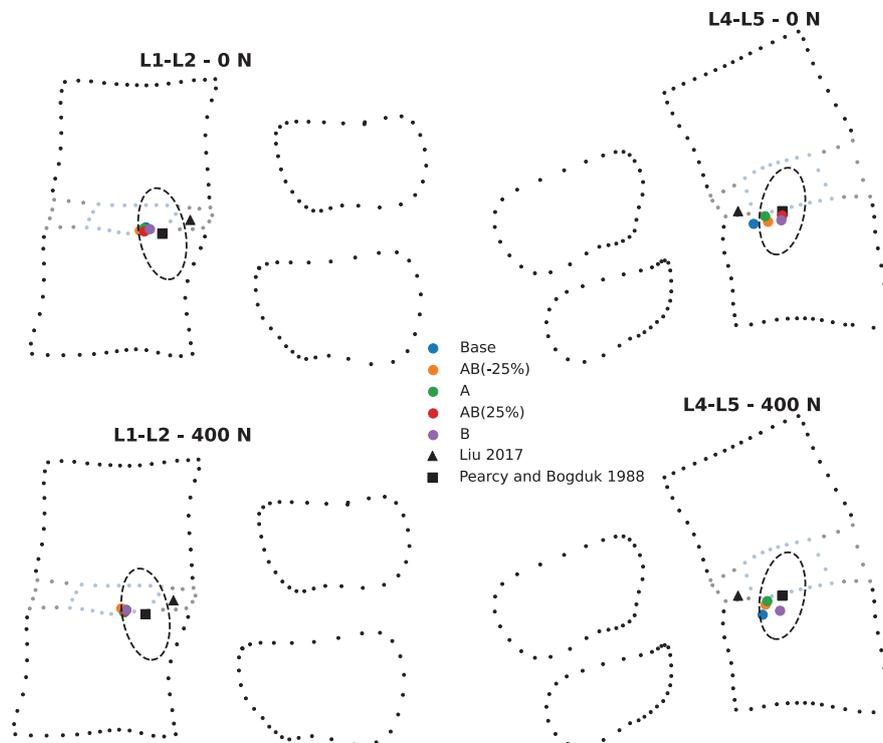


Figure 52. Centres de rotation en FSU intacte.

A) L1-L2 sans précharge. B) L1-L2 avec précharge. C) L4-L5 sans précharge. D) L4-L5 avec précharge. Les résultats expérimentaux sont représentés en noir (moyenne). La variabilité (2 écarts-type) des résultats de Percy and Bogduk (1988) est représentée par une zone (pointillé) centrée sur le CoR moyen. Les moyennes des flexion et extension en fonction des hypothèses ligamentaires sont représentées en couleur.

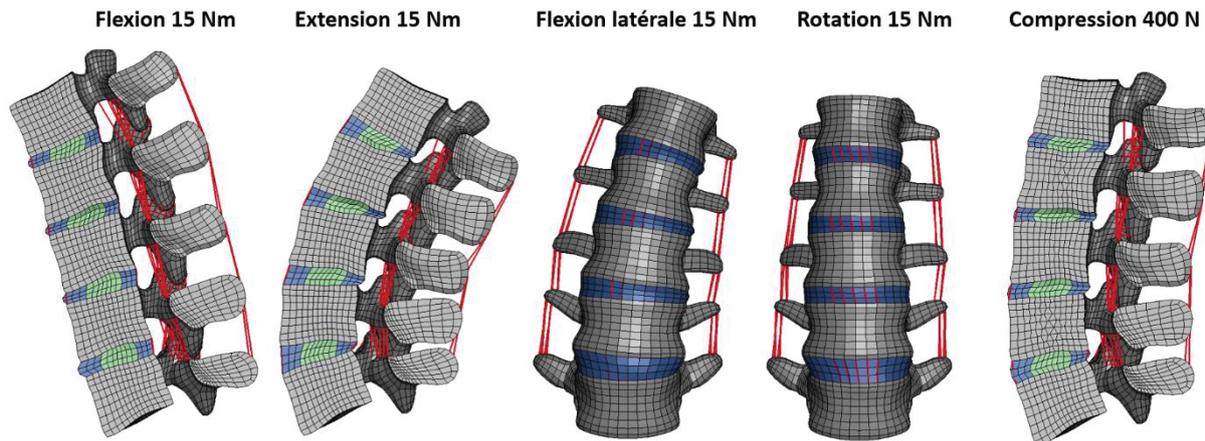


Figure 53. Représentation des simulations du FSG L1-L5 base en fonction du chargement.

2.3.2. Simulations des FSG

Cette section présente une synthèse des résultats sur FSG intactes, comme décrit par Dreischarf et al. (2014). La représentation des différents chargements pour le FSG L1-L5 base est disponible Figure 53.

En l'absence de données quantitatives pour la pression et aux vues des conclusions des simulations sur FSU regardant l'aspect peu discriminant des efforts facettaires en lien avec les seuils de laxité, les résultats correspondants sont présentés en Annexe E (Annexes).

RoM, analyse des données expérimentales. La Figure 54 présente les réponses de : Rohlmann et al. (2001) sur pièces anatomiques. De la même manière que pour les FSU, les données *in vivo* ont été exclues de la figure. Si les efforts internes ne sont pas mesurables sur sujet sain *in vivo*, il est suggéré par certains auteurs qu'un couple pur de 7.5 N.m représente une flexion volontaire maximale (cf. chapitre 2 section 3). Sous cette hypothèse, les réponses mesurées par Pearcy sur volontaire sain et Rohlmann sont cohérentes même sans précharge, sauf en flexion où les RoM de Rohlmann seraient deux fois plus faibles. Aucune donnée expérimentale utilisée par Dreischarf et al. (2014) n'a permis l'évaluation de la mobilité d'un FSG en compression axiale, bien que ces données existent (ex : Demetropoulos et al., 1998).

RoM, résultats de simulations La Figure 54 présente aussi les réponses du FSG L1-L5 intact, avec et sans précharge, en fonction des amplitudes et types de sollicitation, pour différentes hypothèses de laxité. La réponse du modèle de FSG L1-L5 est peu influencée par une précharge, et cohérente avec les données expérimentales de Rohlmann en rotation axiale et en extension (tout comme le comportement des FSU isolées). La réponse du modèle est plus rigide que les réponses expérimentales en flexion au début du chargement (la fin étant similaire) et flexion latérale. Comme nous l'avons observé avec les FSU, si le seuil de laxité influence peu la réponse du FSG en flexion latérale et en rotation axiale, on observe en flexion-extension une rigidification monotone du comportement entre les seuils AB(-25%) et B. Et le seuil B entraîne toujours une rigidification du comportement pour toutes les sollicitations.

Pour ces simulations, le rôle du disque (ex : en flexion latérale, avec un comportement comme ajusté sur Heuer en Chapitre 3) et le rôle de variations posturales devraient être étudiés avant de tenter de raffiner l'analyse avec les seuils de laxité. Il serait aussi intéressant de mettre en correspondance ces résultats avec ceux de Demetropoulos et al. (1998) pour une posture différente.

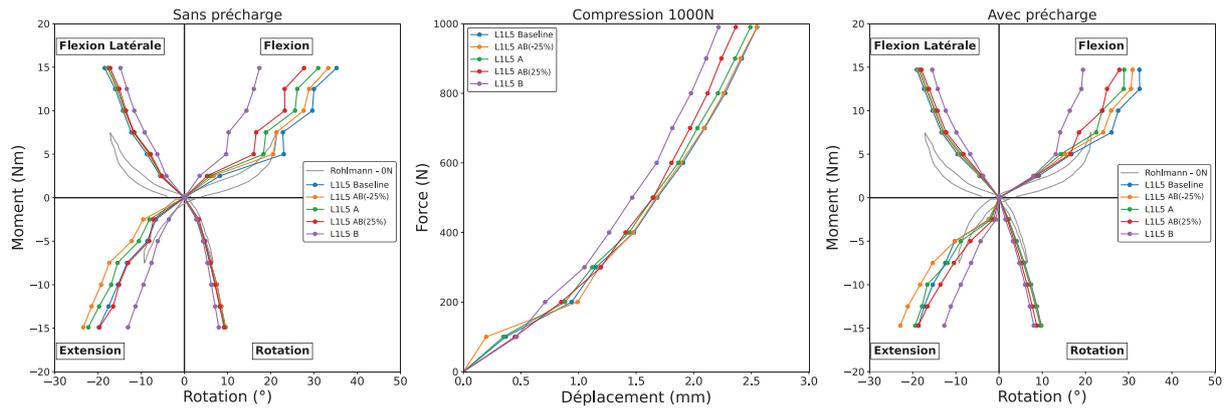


Figure 54. Chargements en fonction du mouvement pour le FSG L1-L5.

Les trois étapes de chargements sont présentées avant (gauche), pendant (milieu) et après (droite) qu'une charge suiveuse de 1000 N soit utilisée. Les références de Rohlmann et al. (2001) sont représentées en gris et les résultats des simulations avec les hypothèses de laxité sont en couleur.

Efforts ligamentaires, résultats de simulations. La Figure 55 présente les efforts dans les ligaments pour le FSG L1-L5 soumis à un moment de flexion (7.5 N.m), avec et sans précharge en compression. Nous avons vu que la grande majorité des ligaments des FSU restaient sous le seuil de rupture pour 7.5 N.m de flexion. De même, la Figure 55 montre que tous les ligaments du FSG restent sous la limite de rupture. Comme pour les FSU, la précharge du FSG réduit les efforts internes : effectivement, Patwardhan et al. (1999) ont montré que l'utilisation d'une charge suiveuse sur les FSG L1-S1 permettait de les solliciter à des niveaux plus élevés avant rupture. À contrario, l'introduction d'une prétension ligamentaire (i.e. lorsque le seuil passe de AB(-25%) à B) augmente ces efforts ligamentaires. Seul les ITL en seuil B se rapprochent de la limite à rupture, ce qui est cohérent avec le fait qu'ils étaient les seuls ligaments en simulation FSU à dépasser la rupture avec un seuil B. Les efforts dans les ALL sont presque nuls en flexion tant pour les FSU que pour le FSG. Finalement, tous les ligaments présentent une diminution des efforts lorsqu'ils sont sollicités au sein du FSG plutôt qu'en FSU. Ainsi, les PLL, FL et CL ont un effort divisé par deux et les ISL et SSL, proches de la limite à rupture pour les FSU, ont des efforts presque nuls dans le FSG. Cette réduction des efforts ligamentaires dans le FSG est liée à une réduction des amplitudes de mouvements intervertébraux, par rapport aux sollicitations sur FSU isolées.

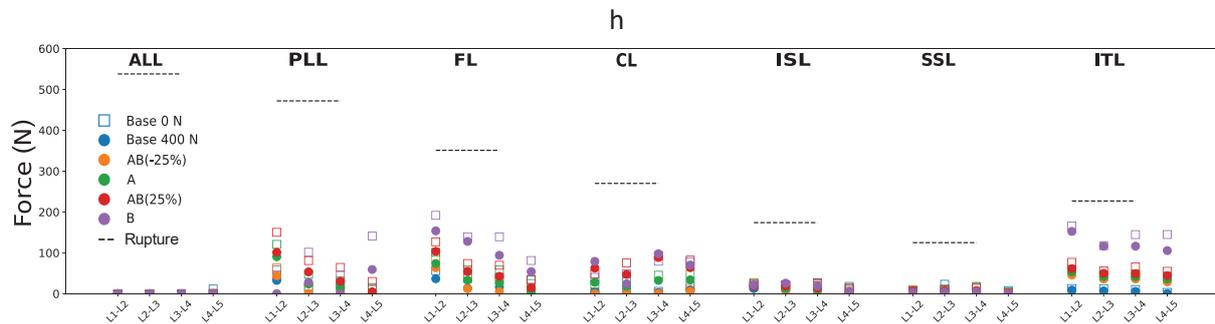


Figure 55. Comparaison des efforts ligamentaires pour un moment de flexion de 7.5 N.m de L1-L5.

Les résultats sont présentés en fonction du ligament et de la précharge en compression sont en couleur. Les seuils de rupture ligamentaire sont en pointillés noirs.

2.4. Discussion

Cette étude fait suite au Chapitre 3, afin d'évaluer l'effet des seuils de laxité en considérant plusieurs critères mécaniques de sortie, plutôt qu'uniquement les mobilités de Heuer et al., (2007) comme cela est souvent fait. L'étude a démontré que, pour tous les modèles de FSU et FSG, la laxité ou la prétension des ligaments a un effet sur les amplitudes de mouvement, les pressions intradiscales, les forces exercées sur les articulations facettaires, les centres de rotation et les tensions ligamentaires, mais avec des différences importantes selon les métriques et les modes de chargement. L'amplitude des variations résultante des seuils de laxité est généralement inférieure aux variations interindividuelles et entre études. L'évolution du seuil de laxité ligamentaire modifie de manière monotone la rigidité globale.

Dans l'ensemble, les prédictions des plages de laxité pour les unités fonctionnelles du rachis (FSU) et pour un groupe fonctionnel du rachis (FSG) sont généralement en accord avec les résultats expérimentaux, bien que la posture initiale du modèle puisse différer de celle décrite dans la littérature. Les effets des seuils de laxité extrêmes ont été démontrés : AB (-25%) s'est avéré toujours très souple, tandis que B était plus rigide. Ces deux seuils conduisaient parfois à des valeurs pouvant sortir des corridors de la littérature. Le modèle de base a parfois montré des différences avec tous les seuils de laxité. Contrairement au chapitre précédent, il n'est pas possible de conclure que des résultats spécifiques de laxité conduisent à des réponses plus proches des données expérimentales. Une raison possible est que les effets du disque n'ont cette fois pas été compensés comme cela avait été fait pour le cas d'Heuer et les réponses incluent donc une combinaison d'écarts sur le disque, la posture, etc. Ceci est par exemple visible en flexion latérale sur FSG où les résultats sont plus rigides que la référence expérimentale indépendamment des choix ligamentaires.

La mobilité des six degrés de liberté a été étudiée pour les FSU. Il a été observé un effet du niveau / posture (L1-L2 et L4-L5) ainsi qu'un effet du seuil de laxité, bien que ces deux effets ne se cumulent pas nécessairement. Seuls les degrés de liberté en rotation ont été étudiés pour le FSG et avec la même posture. Une comparaison avec d'autres études où une posture de départ différente était utilisée (Demetropoulos et al., 1999) pourrait être intéressante. Les effets des laxités sont les plus importants en flexion et en extension. Contrairement aux FSU, la précharge n'influence que très peu les grandeurs mécaniques mesurées sur le FSG L1-L5. Les effets des laxités sont ceux qui modifient le plus les réponses observées.

Si les laxités ont surtout un effet sur les mobilités, tous les autres paramètres sont indirectement liés : la pression augmente avec une plus grande mobilité, les contacts entre les facettes dépendent de la position et le centre de rotation change avec le mouvement. Les centres de rotation sont toutefois peu affectés par les laxités et l'effet sur les efforts facettaires paraît difficile à analyser. Si la mobilité reste le premier paramètre à étudier, vérifier les autres paramètres peut permettre d'identifier des incompatibilités de modélisation ou entre les jeux de données de calibration.

La comparaison entre la mobilité des FSU et du FSG semble complexe. Pour des charges de 7.5 N.m appliquées au segment L1-L5, il semble que les FSU qui le composent ne soient pas fortement sollicités. Cela est particulièrement visible au niveau des efforts dans les ligaments qui restent toujours faibles (à l'exception de l'ITL). En revanche, pour les FSU, les ligaments sont plus fortement sollicités et peuvent, dans quelques rares cas avec des seuils de laxité élevés, atteindre leur limite de rupture pour une charge de 7.5 N.m.

Limitations et perspectives.

Certaines des limitations du chapitre 3 s'appliquent également ici. D'abord, un seul modèle a été utilisé dans cette étude exploratoire, le modèle GHBMCM50-O v. 6.0 modifié. Des postures initiales moyennes ont été représentées, mais ne correspondent pas à des postures personnalisées en lien/cohérentes avec la géométrie osseuse. Le modèle ligamentaire de base du GHBMCM50-O a été conservé et l'élongation des ligaments a été simplifiée en utilisant la moyenne des élongations des fibres. Une méthode simple a été employée pour maintenir la position initiale de l'unité fonctionnelle du segment en cas de précharges des ligaments. Un seul jeu de données ligamentaire a été utilisé.

Une autre limite importante est qu'aucune simulation sur FSU et FSG n'a été réalisée au-delà des limites physiologiques généralement utilisées et placées à 7.5 N.m. Il serait possible d'explorer davantage ces limites en se référant à des études comme celle de Demetropoulos et al. (1998). Cependant, ces simulations ont déjà été réalisées pour le modèle GHBMCM50-O et leur simulation est complexe, car la posture est quelque peu ambiguë. De plus, les moments de flexion appliqués restent relativement faibles (inférieurs à 15 N.m). Plus récemment, Tushak et al. (2022) ont réalisé des essais avec des moments appliqués beaucoup plus élevés et qui pourraient permettre de mieux souligner le rôle des ligaments.

3. Effet de la laxité sur la réponse de modèles sous fortes charges

3.1. Introduction

La partie précédente a mis en évidence l'impact des laxités et des précharges sur les modèles de la colonne vertébrale (FSU et FSG), en particulier en ce qui concerne la mobilité. Bien que les amplitudes de mouvement soient physiologiques, c'est-à-dire de faible niveau de chargement, elles ont pu conduire à des lésions ligamentaires pour des seuils de laxité élevés (ex : B). Toutefois, les ligaments semblent relativement peu sollicités dans beaucoup de configurations.

L'objectif de cette section est d'examiner l'effet de la laxité dans des conditions de chargements de plus forte intensité qui sont potentiellement lésionnels. Dans le domaine de la sécurité automobile, en plus d'essais sur FSU ou FSG, les modèles de corps complet sont fréquemment employés pour évaluer la cinématique et prédire des blessures, telles que les fractures des vertèbres lombaires que ce soit dans leurs postures de base, mais aussi repositionnées (Grébonval, 2021). L'utilisation d'états initiaux ligamentaires pourrait potentiellement modifier la cinématique, la prédiction des lésions ligamentaires, et entraîner des variations dans les évaluations effectuées à l'aide de ces modèles.

3.2. Méthodes

Essais de flexion de Uriot et al (2015)

Une seule étude expérimentale corps complet a été choisie : Uriot et al. (2015). Cette étude rapporte des informations locales rachidiennes lors d'une flexion entre le bassin et le thorax sur corps complet avec et sans abdomen et muscles autour de la colonne (Figure 56- A). Le bassin est immobilisé sur une plaque rigide équipée d'un capteur de force 3 axes (F_y , F_z , M_y) pour mesurer le moment de flexion appliqué autour d'un axe médial-latéral traversant le plateau sacré. Le thorax était fixé à l'aide de sangles à cliquet sur un support articulé (T1-T12), autorisant un degré de liberté en rotation autour du même axe et des translations verticales (pour minimiser les surcontraintes sur la colonne vertébrale). Les auteurs fournissent le moment en flexion imposée au niveau du plateau sacré (S1) en fonction de la rotation de la vertèbre T12 (mesurée au niveau du bras). Ces tests de flexion du tronc ont été réalisés sur deux PMHS en condition quasi-statique et en condition dynamique (environ 150 ms). Les tissus

abdominaux ont ensuite été réséqués, puis les essais mener à nouveau pour observer la contribution de la colonne vertébrale de celle des tissus mous.

Seule la configuration dynamique de Uriot a été simulée à l'aide du modèle GHBMC Occupant (Figure 63 - B). Des conditions aux limites sur le bassin et le rachis thoraciques ont été appliquées pour reproduire les conditions de Uriot. Le bassin est fixé. Les nœuds cutanés thoraciques correspondant à la région fixée dans les essais sont regroupés dans un corps rigide, aux degrés de liberté contraints comme dans l'essai (T1-T12). Sont mesurés : le moment selon l'axe Y au niveau de T12 et du plateau sacré, ainsi que la rotation vertébrale de T12 par rapport à S1. Les efforts ligamentaires sont mesurés et comparés aux valeurs à rupture. Pour reproduire le chargement expérimental, la rotation en flexion du corps rigide du thorax mesurée par Uriot et al. (2015) a été imposée à une vitesse de 5°/s pendant 150 ms. Tous les éléments des parties abdominales sont ensuite supprimés pour simuler les mêmes essais sans abdomen. Puisque les lois de matériaux de colonne du modèle GHBMC ne sont que peu sensibles aux vitesses (seul le disque l'est un peu), les résultats du modèle ont été comparés aux deux configurations expérimentales. Par le passé, les écarts importants entre réponse statique et dynamique des PMHS n'ont pu être expliqués en particulier en configuration sans abdomen où seule la sensibilité à la vitesse de la colonne devrait affecter les résultats. Ceci pouvant provenir d'effets inertiels non compensés dans les montages, les comparaisons des simulations sont essentiellement faites avec les essais statiques (la réponse de modèles étant peu sensible à la vitesse) mais les courbes dynamiques sont tracées en rappel. De limitations sont possibles au niveau de la posture qui n'est pas personnalisée par manque d'information sur les conditions expérimentales (la posture étant difficile à quantifier sur les photos et vidéos).

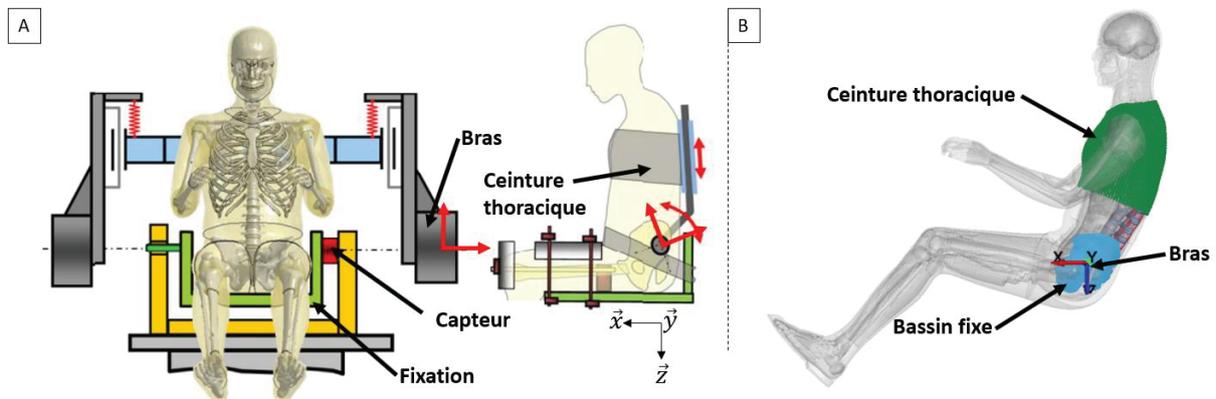


Figure 56. Aperçu de la configuration d'Uriot et al. (2015) et des conditions du modèle.

A) Configuration du test de Uriot et al. (2015). Le sujet est maintenu assis en fixant le thorax, le bassin et les jambes. La ceinture thoracique maintient le corps en permettant une translation linéaire. Un moment de rotation est appliqué au niveau du bras. Un capteur 3 axes (F_x , F_z , M_y) est placé au niveau S1. B) Configuration pour les simulations du modèle GHBMC.

Essais de flexion de Tushak et al (2022a, b)

Tushak et al. (2022b) ont soumis des segments vertébraux T12-L2 ou L3-L5 à une charge combinée de compression et de flexion. Ils ont appliqué l'un des trois niveaux prédéterminés de compression axiale statique (2200 N, 3300 N ou 4400 N) avant d'appliquer la flexion dynamiquement jusqu'à rupture (environ 600°/s à maximum 45°). Le dispositif expérimental permettait d'appliquer la rotation à l'extrémité supérieure du segment, tout en permettant une translation antéro-postérieure de l'extrémité inférieure grâce à un rail linéaire. Le centre de rotation (fixe) a été choisi sur le plateau vertébral inférieur du segment afin de minimiser le mouvement sur le rail linéaire et de réduire les effets inertiels. Les charges appliquées ont été exprimées dans une section des vertèbres médianes en prenant en compte le moment induit par la compression axiale et les effets inertiels. Elles ont été tracées en fonction de la rotation de la vertèbre supérieure par rapport à sa position initiale.

Tushak et al. (2022a) ont réalisé des simulations de ces essais avec le modèle GHBM qui ont été utilisées pour préparer nos simulations. Nous avons repris la configuration du modèle L3-L5 en position "Occupant" (directement extrait du GHBM occupant, angle de 14° entre les surfaces supérieur et inférieur du FSG). Les pots au niveau des vertèbres supérieure et inférieure ont été représentés avec des éléments de coques rigides. Des corps rigides ont été utilisés pour contraindre les parties empotées de vertèbres aux pots. Le pot inférieur a été fixé sauf pour les translations antéro-postérieure (axe x, rail) et supérieure-inférieure (axe z, charge axiale). La vitesse de rotation en flexion-extension (axe y) a été appliquée au pot supérieur avec un centre de rotation fixe comme lors de l'essai. La compression axiale a été appliquée dans la direction z globale. La cinématique, le moment dans une section de la vertèbre centrale et les efforts ligamentaires ont été utilisés pour l'analyse. Selon Tushak et al. (2022b), la flexion maximale avant rupture osseuse était de 27°. Nous avons donc calculé les efforts ligamentaires à cet angle. Des informations plus précises concernant la simulation de ces simulations sont disponibles Annexe F (Annexes).

Modélisation des laxités. Nous avons implémenté dans les deux configurations différentes laxités : celle du modèle de base, et celles des seuils AB(-25%), A, AB(25%) et B. Les laxités du seuil C ont été exclues de l'étude, car elles ne représentent pas les hypothèses les plus plausibles selon les résultats sur FSU et FSG. Les laxités AB(50%) et AB(75%) ont également été exclues afin de restreindre le nombre de résultats, d'autant qu'il est possible d'interpoler leurs résultats à partir de AB(25%) et B. Les laxités utilisées sont issues des résultats du chapitre 3 (section 3) et modifiées à l'aide des longueurs ligamentaires pour prendre en compte le changement de posture (pour chaque FSU).

Pour la configuration de Uriot : Parce que les géométries et les angles de lordose sont proches entre 2 FSU consécutives, les laxités pour les FSU T12-L1 et L5-S1 ont été extrapolées des laxités de L1-L2 et L4-L5 déterminées dans de chapitre 3. Enfin, le modèle de disque utilisé pour les simulations de Heuer et al. (2007) a été réutilisé ici avec le seuil AB(25%) (résultat le plus proche d'Heuer dans le chapitre 3, noté AB(25%) DHeuer).

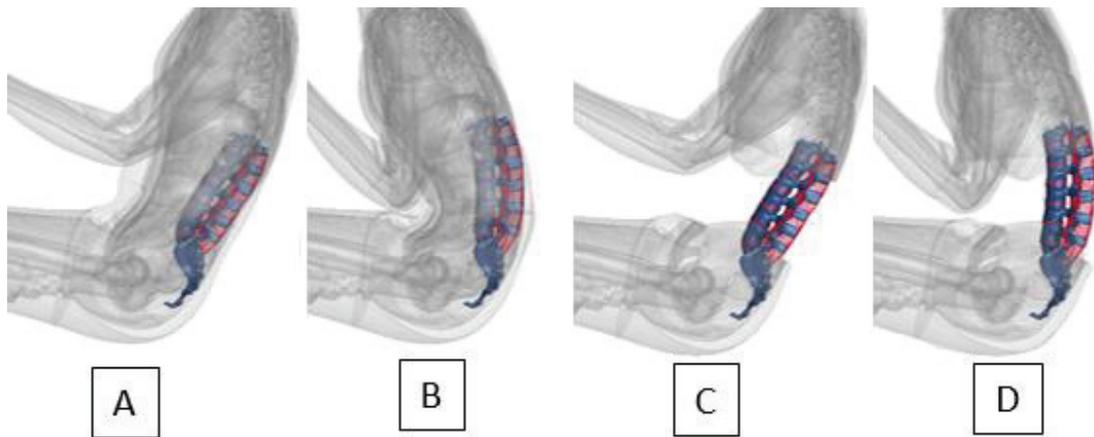


Figure 57. Cinématique globale pour les configurations avec et sans abdomen.
Configuration avec abdomen : A et C) Posture de base avec et sans abdomen et B et D) Posture à environ 30° de flexion lombaire (T12/S1) avec et sans abdomen.

3.3. Résultats et observations

3.3.1. Uriot et al. (2015)

RoM, résultats de simulations. Une illustration de la réponse de la cinématique du modèle GHMC de base pour les configurations avec et sans abdomen est présentée Figure 57 entre les positions de départ et à 30° de flexion. À 30°, la posture est similaire avec et sans abdomen. La cinématique globale est peu affectée par la présence ou non de l'abdomen.

La Figure 58 présente les résultats des essais expérimentaux pour les deux PMHS avec et sans abdomen, ainsi que les réponses du modèle pour les différentes configurations. L'effet considérable des tissus abdominaux et muscles (passifs) est visible sur la réponse expérimentale en statique : alors que le moment autour de 25° est supérieur à 100 N.m avec abdomen, il est inférieur à 30 N.m sans abdomen.

Avec abdomen. Dans cette configuration (Figure 58 - gauche), les différences entre les simulations et les réponses expérimentales de Uriot sont importantes : le modèle répond quasiment linéairement alors que la réponse expérimentale (statique, la seule comparée ici) est non-linéaire. Les moments simulés en S1 sont relativement proches de la réponse expérimentale jusqu'à un peu plus de 20°, puis les réponses s'écartent pour attendre un écart d'environ 30% de la référence expérimentale à 30° de rotation (valeur maximale au niveau expérimentale à T12). Toutes les réponses des modèles, quelles que soient les hypothèses, présentent une forme similaire.

Sans abdomen. Dans cette configuration (Figure 58 - droite), seules trois cas ont été présentées. Globalement, le modèle de base semble aussi être insuffisamment non-linéaire avant 30° par rapport aux données expérimentales, et avec des moments trop élevés entre 10 et 30°. Plus de la moitié de la rigidité a été attribuée aux organes et tissus abdominaux dans le modèle, ce qui est inférieur aux résultats expérimentaux pour les valeurs au-dessus de 25°. Après 25 à 30°, une inflexion est observée à environ 40 N.m avant une augmentation significative de la raideur dont la raison n'a pas été analysée en détail mais pourrait être attribuée au comportement de disques intervertébraux. Le disque DHeuer, plus souple, verrait sa rigidification plus tard.

Effet des hypothèses de laxité. Les seuils de laxité les plus bas conduisent à une réponse plus souple que la réponse de base (exemple, AB(-25%)), mais reste proche. À l'inverse, les seuils avec les hypothèses les plus fortes augmentent le moment (40 N.m de différence entre le modèle de base et le seuil B à 30°). La réponse du modèle et sa rigidité dépendent des hypothèses de laxité et l'effet semble en lien avec la présence ou non de l'abdomen. Par exemple, pour une rotation de 30°, le modèle de base présente un moment en S1 de 105 N.m vs. 45 N.m avec, puis sans abdomen, contre 115 N.m vs. 80 N.m pour un seuil AB(25%). La modélisation de la laxité affecte donc la réponse globale, mais aussi la contribution de la raideur des tissus/organes abdominaux à la réponse globale.

Introduire les hypothèses de laxité augmente la raideur par rapport au modèle de base, contrairement aux réponses observées dans les simulations de Heuer dans le chapitre 3. Cela s'explique par une posture différente entre les deux modèles (GHBMC ici dans la posture « occupant », avant dans la posture Heuer).

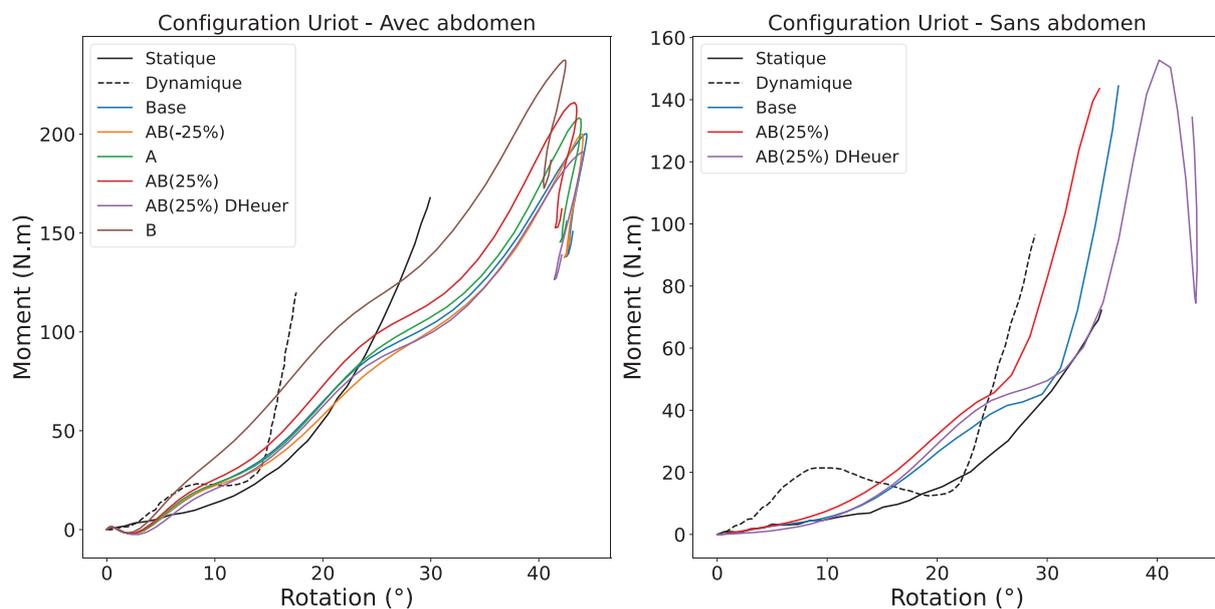


Figure 58. Rotation (T12) en fonction du moment (S1) et des hypothèses de laxités et de configurations. « Base » correspond au modèle GHBMC. AB(-25%), A, AB(25%), AB(50%), B et C représentent le modèle avec les laxités des ligaments lombaires obtenues à partir des hypothèses correspondantes. Toutes les configurations ne sont pas présentes sans abdomen, à cause de problème de convergence des simulations. DHeuer correspond au disque utilisé pour les simulations de Heuer et al. (2007).

Efforts ligamentaires. Expérimentalement, aucune rupture ligamentaire n’avait été observée à l’issue des dissections post-essai. Les efforts ligamentaires mesurés pour un angle de 30° (Figure 59) sont cohérents avec les résultats obtenus dans le chapitre 3. Les résultats pour le modèle de base, sans seuil de laxité, montrent que les efforts ligamentaires dépendent du niveau vertébral et sont maximum en L5-S1 : en effet, la rotation intervertébrale augmente de T12 à S1. Ce chargement croissant entre les niveaux vertébraux lombaires est souligné dans la littérature (Pearcy, 1985). Parce qu’il s’agit d’un chargement en flexion, les ligaments antérieurs (ALL) restent peu sollicités, tandis que les ligaments postérieurs (FL, ISL et SSL) sont les plus chargés. Notons des efforts importants dans les ITL, moyen à important pour dans les CL et faibles pour les ligaments postérieurs longitudinaux (PLL). Les efforts dans les ligaments restent en grande majorité sous le seuil de rupture. Les ruptures observées correspondent à un seuil de laxité B, c’est-à-dire proche de la rupture ligamentaire (cf. Figure 37 - les seuils A, B et C), entraînant de fait une précharge plus importante que les autres seuils. L’hypothèse la plus probable pour rendre le modèle compatible avec les non ruptures expérimentales est donc un seuil de laxité inférieur (ex : AB(25%)), car les ligaments des niveaux L3-L4 et L4-L5 qui présentent des ruptures à AB(50%) non présentées). Ces observations soulignent l’importance du choix de laxité pour la rupture. Les chargements appliqués dans cette partie (plus de 100 N.m) n’ont donc pas permis d’observer des ruptures en dessous de AB(25%) alors que qu’ils sont bien plus élevés que pour la partie précédente (section 2 de ce chapitre).

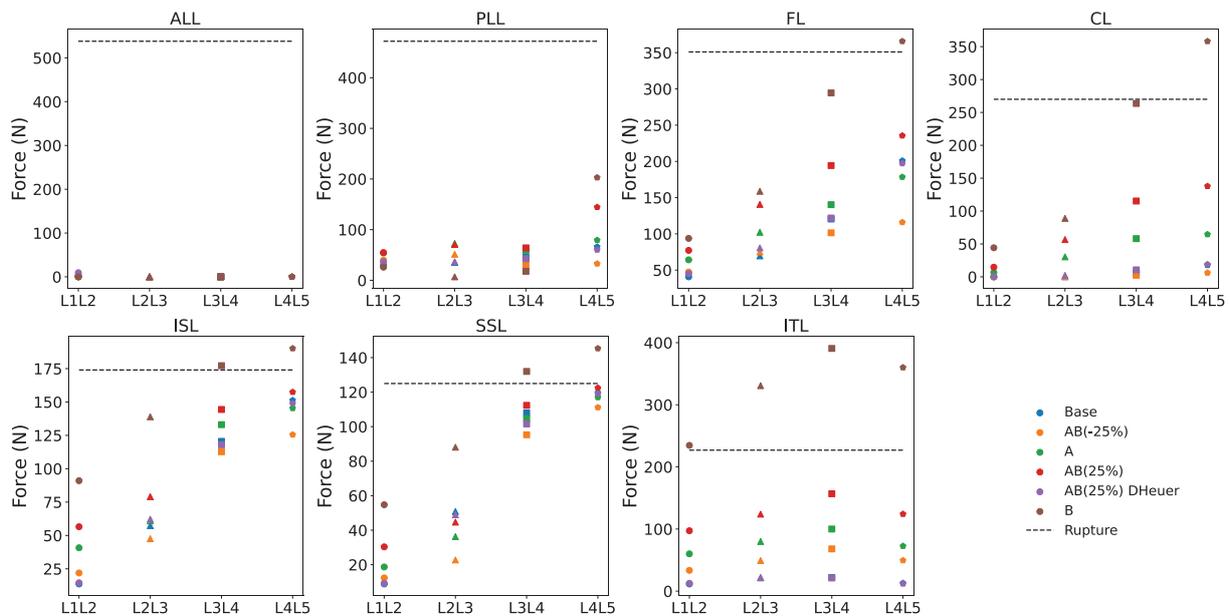


Figure 59. Efforts ligamentaires à 30° de flexion en fonction des différentes hypothèses et configurations. « Base » correspond au modèle GHBM. AB(-25%), A, AB(25%), AB(50%), B et C représentent le modèle avec les laxités des ligaments lombaires obtenues à partir des hypothèses correspondantes. Toutes les configurations ne sont pas présentes sans abdomen, à cause de problème de convergence des simulations. DHeuer correspond au disque utilisé pour les simulations de Heuer et al. (2007). Enfin, les ruptures des ligaments, définies à partir des données du modèle, ont été présentées.

3.3.2. Tushak et al. (2022)

RoM, données expérimentales. La Figure 60 présente les mobilités. Les résultats de l'étude expérimentale montrent des comportements non-linéaires avec un changement de pente vers 15° de flexion. Pour toutes les configurations de compression, des angles maximums de 35° pouvaient être atteints correspondant à des moments de flexion de 50 à 150 N.m. Finalement, des ruptures osseuses ont été identifiées entre 0 et 27° de flexion (0 correspondant à des ruptures pendant la précharge de compression), avec un grand nombre de ruptures autour de 15° à 20°. Une possible relation entre rupture et changement de pente n'a pas été mise en avant par les auteurs.

RoM, résultats de simulations. La Figure 60 illustre les différentes étapes de la simulation. Les résultats de simulations (Figure 61) sont généralement plus linéaires que les résultats expérimentaux qui ont une rupture de pente vers 15 à 20° pour la plupart. En termes de raideur, les réponses sont en dessous des réponses expérimentales après la non-linéarité, mais proches des réponses expérimentales jusqu'à 25° environ à l'exception des réponses de deux spécimens L3-L5 à 3300 N et d'un spécimen à 4500 N. Ces trois spécimens sont beaucoup plus rigides que les autres sans qu'une raison soit avancée qui puisse être prise en compte dans la simulation. Le seuil AB(25%) semble le plus proche des réponses. Il est à noter que les résultats de Tushak et du modèle de base devraient être les mêmes, mais un écart (qui n'est pas majeur) est présent, illustrant la difficulté à reproduire des simulations d'essais avec des conditions aux limites complexes. Les courbes de base sont plus souples que celle de Tushak dans les conditions de 2200 N et 3300 N de compression axiale (différence inférieure à 10 N.m à 30°) et plus raide pour 4500 N (différence inférieure à 20 N.m avant 30° et supérieure à 60 N.m après). Pour des rotations supérieures à 30°, une diminution de la raideur est observée due à une déformation importante du disque et des vertèbres au niveau antérieur. La validité des simulations est incertaine à ce point. Cette chute n'est pas présente dans les simulations de Tushak sans que la raison soit clairement établie. Les réponses des modèles utilisés durant cette étude comportent des ondulations/vibrations correspondant à des effets inertiels qui ne sont pas non plus présents dans les simulations de Tushak.

Les seuils utilisés ont un effet significatif sur la réponse du segment lombaire. L'évolution entre AB(-25%) et B est monotone mais non-linéaire. Les angles de 27° correspondant aux seuils de base, AB(-25%), A, AB(25%) et B sont associés à des moments de : 43.4, 49.2, 60.6, 71.9 et 100.2 N.m pour 2200 N ; 44.8, 46.7, 57.8, 65.7 et 92.6 N.m pour 3300 N ; et 99.3, 34.0 ; 46.1 ; 56.7 et 77.9 N.m pour 4500 N.

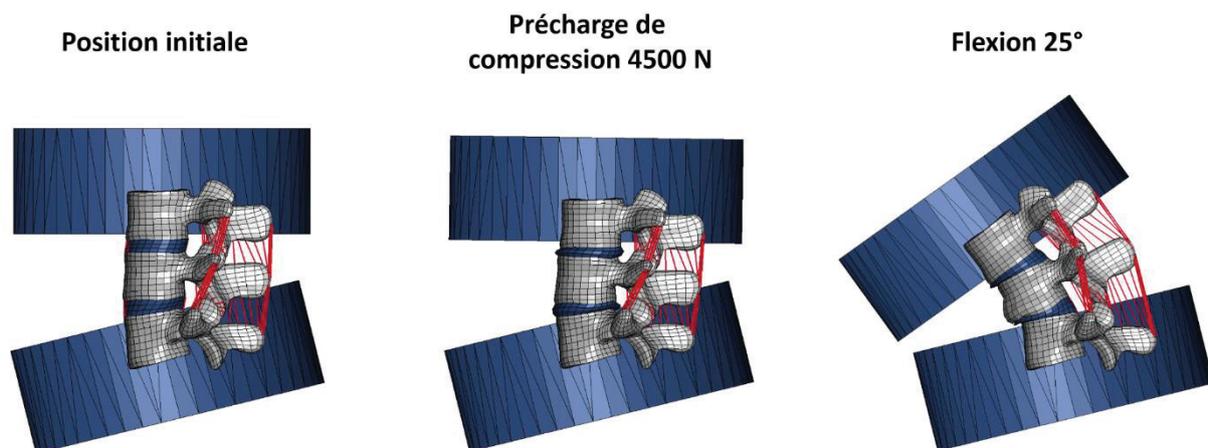


Figure 60. Représentations de différentes étapes de simulation à 4500N de compression du FSU L3-L5 base.

Analyse des efforts ligamentaires. La Figure 62 présente les efforts ligamentaires. L'ALL n'est jamais sollicité. Les ligaments L3-L4 sont dans l'ensemble moins sollicités que les ligaments L4-L5, et la charge de 3300 N entraîne la plus grande sollicitation des ligaments. Le PLL ne se rompt pas, sauf pour le seuil B de la région L4-L5. Les ligaments FL et CL de L3-L4 n'atteignent pas leur effort à rupture, sauf pour l'hypothèse B, le modèle de base à 4500 N et le seuil AB(25%) pour 3300 N. Pour L4-L5, tous les FL atteignent leur effort à rupture, à l'exception du modèle de base à 4500 N de compression. Le seuil AB(25%) semble être la limite pour le ligament CL de L4-L5. Presque tous les ligaments atteignent leur effort à rupture pour l'ISL/SSL, sauf dans certains cas de charge AB(-25%) et du modèle de base. Enfin, pour l'ITL, le modèle de base et le seuil AB(-25%) semblent être à la limite de rupture (et ils la dépassent pour les compressions de 3300 N et 4500 N).

CHAPITRE 4 – EFFETS DES LAXITÉS ET PRÉTENSION LIGAMENTAIRE

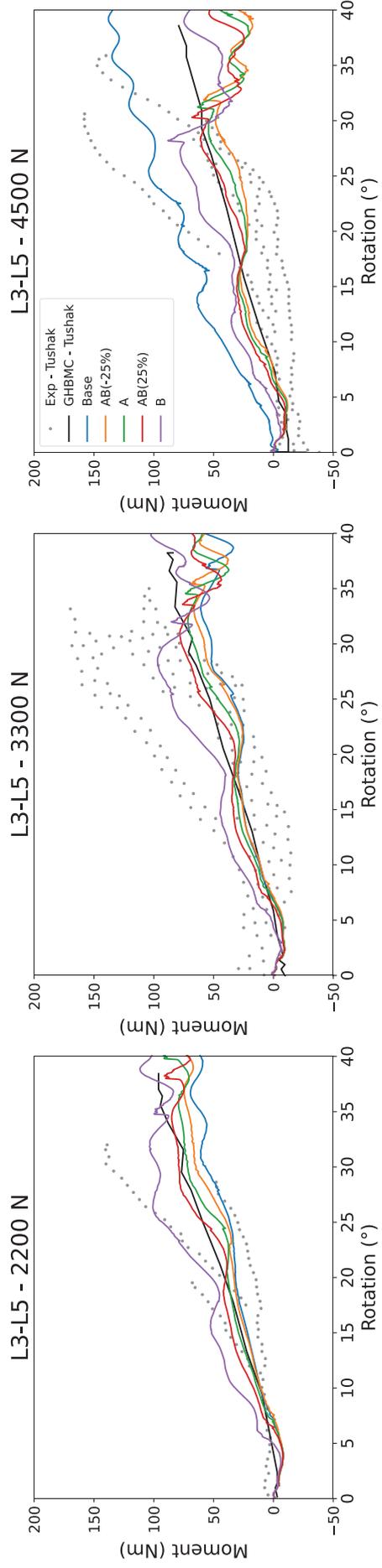


Figure 61. Courbes de réponse moments/rotations pour des chargements en flexion de L3-L5. Valeurs expérimentales (points), Simulation de Tushak (noir) et simulations de l'étude avec les seuils de laxités (couleurs).

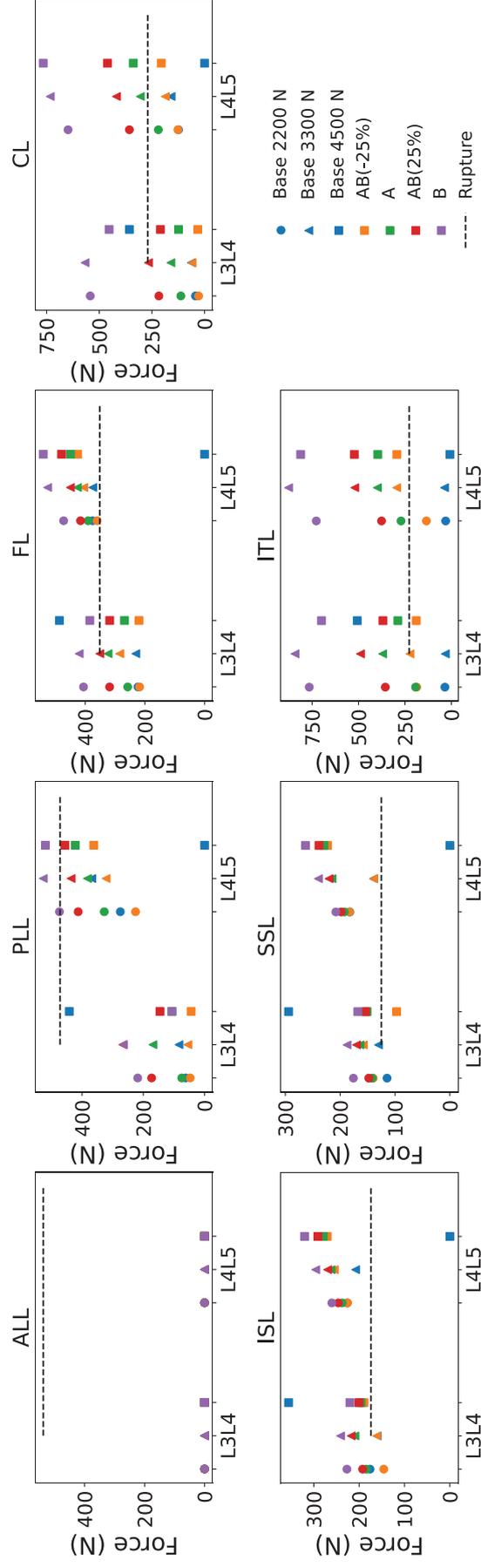


Figure 62. Comparaison des efforts ligamentaires (par FSU) pour une rotation de flexion de 25°, des préchargements et des seuils de laxités (couleurs).

3.4. Discussion

Cette étude a permis de quantifier l'impact de différents seuils de laxité sur les configurations de chargement utilisées dans la littérature expérimentale sur le corps entier et FSG. Quel que soit le modèle, les mobilités et les forces exercées sur les ligaments sont influencées par le seuil de laxité adopté.

Dans la configuration de Uriot, la rigidité globale augmente lorsque les seuils de laxité se rapprochent du seuil de lésions ligamentaires (par exemple, B), entraînant jusqu'à 10° d'écart pour une même charge. Bien que les simulations se soient focalisées sur la flexion lombaire, de telles variations pourraient altérer la cinématique globale dans d'autres applications ; et dans le cas de l'évaluation des lésions, elles pourraient changer la répartition des contraintes et augmenter le risque de fractures vertébrales.

Dans la configuration de Tushak, des écarts significatifs sont aussi observés entre seuils. Les laxités et prétensions dans les modèles n'ont pas permis d'expliquer l'absence de non-linéarité du modèle qui a déjà été mise en avant par Tushak et al. (2022b). Il est possible que cette non-linéarité provienne de la modélisation du disque ou des fractures (qui semblent survenir dans cette région). Nous avons observé des déformations importantes du disque à partir de 25/30° de rotation, ce qui correspond aux zones de ruptures identifiées par Tushak et al. (2022b). Nous avons aussi autorisé la rupture osseuse (suppression corticale, compaction os spongieux) qui est définie pour plusieurs âges cibles. La rupture est atteinte et limitée à 53 ans et plus précoce et marquée à 75 ans. Il pourrait être intéressant d'approfondir la modélisation du disque et de la rupture osseuse pour voir quel pourraient être les effets sur le chargement des ligaments et sur le moment obtenu calculé non pas avec une section, mais avec de l'instrumentation.

Aucune rupture ligamentaire n'a été rapportée dans la littérature expérimentale. Pour les simulations de mobilité non-lésionnelle, seule l'utilisation du seuil de laxité B entraîne des efforts internes supérieurs au seuil à rupture pour l'ITL (FSU et corps complet), FL, CL, ISL et SSL (corps complet). Cette hypothèse de laxité (et au-delà du seuil B) semble donc pouvoir être exclue de la gamme admissible. Des ruptures ligamentaires (estimées à partir de la force totale) ont aussi été observées pour des angles de 27° dans la configuration de Tushak et al (2022b), ce qui n'est pas en accord avec les observations de l'étude même si les auteurs n'excluent pas la possibilité de ruptures partielles. Le modèle de ligament utilisé (efforts max, pas de rupture simulée) ne permettrait pas de simuler une rupture partielle. L'étude de la rupture au niveau des fibres des ligaments (plutôt qu'au niveau du ligament) fait l'objet d'un chapitre distinct (chapitre 6).

Le disque joue un rôle crucial dans la réponse du modèle du corps entier. Les différences de mobilité dues au changement de disque qui avait été fait lors de la simulation d'Heuer sont équivalentes à celles observées entre AB(-25%) et AB(25%) dès le début de la simulation. L'effet du disque devrait continuer à être étudié.

Les limitations introduites dans la section 2 restent valables ici : absence de personnalisation, mesure d'élongations moyenne, pas de critère osseux.

4. Conclusion

Ce chapitre a évalué les effets des laxités prédites à l'aide de la méthode développée dans le chapitre 3 (section 3). Une vaste gamme de données expérimentales publiées, couvrant les sollicitations couramment rencontrées dans les applications biomécaniques telles que l'orthopédie et les chocs, a été utilisée pour vérifier la réponse de ces modèles. Dans la première partie, des modèles d'unités

fonctionnelles vertébrales (FSU) et de groupes de vertèbres fonctionnelles (FSG) ont été utilisés pour étudier les réponses infra-lésionnelles. Dans la seconde partie, le modèle de corps entier GHBMCM50 Occupant et un FSG ont été utilisés pour étudier les réponses potentiellement lésionnelles. Ce chapitre a mis en évidence l'importance de modéliser les laxités dans les différents types de modèles (FSU, FSG, corps complet).

L'étendue de la comparaison comportementale avec les données expérimentales de la littérature dépend du type de modèles : les données utilisées sont nombreuses pour caractériser les FSU et FSG, moins pour les essais à visée lésionnelle. On observe tout d'abord des invariants entre les modèles. Ainsi, la laxité ligamentaire peut contribuer à calibrer les comportements des modèles FSU et FSG, surtout pour des chargements en flexion, extension et cisaillement. En outre, les laxités/prétensions ligamentaires modifient la réponse en flexion du modèle complet avec ou sans abdomen. Des ruptures ligamentaires sont observées en FSU, FSG et corps entier, suggérant que l'hypothèse fonctionnelle B (basée sur la nécessité de ne pas endommager de fibres lors de mouvements physiologiques), mais aussi AB(75%) et AB(50%), sont à exclure par rapport aux observations expérimentales.

Mais dans l'ensemble, les résultats suggèrent que les sollicitations utilisées dans la littérature pour les FSU et FSG dans le domaine orthopédique sont finalement trop faibles pour observer une contribution non négligeable des ligaments. Des chargements trop faibles entraînent peu de mobilité intervertébrale, et des moments qui sont repris essentiellement par le disque et finalement ne chargent pas suffisamment les ligaments (ce qui est en accord avec Widmer et al., 2020 pour 7.5 N.m). Ceci rend difficile l'identification de seuils de laxité. Plus généralement, des écarts de comportement sur le disque intervertébral pourraient compenser le rôle mécanique des laxités ligamentaires lors de la calibration des modèles publiés. Cela pourrait expliquer pourquoi des modèles utilisant des jeux de données ligamentaires très différents peuvent tous être « validés » (Dreischarf et al., 2014) ou pourquoi un même modèle peut être validé avec plusieurs jeux de données ligamentaires très différents (Naserkhaki et al., 2018).

Des chargements plus importants, sollicitant les ligaments au-delà du seuil A, aideraient à limiter l'ambiguïté sur le rôle de toutes les structures anatomiques. Sur les essais de Tushak et al. (2022b), la réponse du modèle approche la première partie de la réponse expérimentale, mais le raidissement final (dont la cause n'est pas claire) n'est pas prédit. De plus, des efforts à ruptures ligamentaires sont atteints pour la plupart des seuils de laxité. Ce type d'essais a le potentiel de fournir des informations sur les conditions à utiliser pour les laxités ligamentaires.

Chapitre 5

Déterminants de la laxité et raffinement des hypothèses fonctionnelles

Ce chapitre propose d'exploiter des données expérimentales cohérentes incluant laxité, géométrie et caractéristiques du spécimen, réponse du ligament en traction et mouvement de mobilité afin de voir (1) si la laxité déterminée à partir de courbes de traction uniaxiale peut être en partie prédite par les paramètres spécifiques aux spécimens testés (2) si les hypothèses fonctionnelles faites au chapitre 3 pour estimer une gamme de laxité peuvent être confirmées et/ou affinées. Ce travail nous a permis d'émettre des perspectives pour les travaux futurs.

SOMMAIRE

CHAPITRE 5 DÉTERMINANTS DE LA LAXITÉ ET RAFFINEMENT DES HYPOTHÈSES FONCTIONNELLES.....	105
1. Introduction.....	106
2. Estimation de la laxité à partir d'essais de traction	107
2.1. <i>Introduction.....</i>	<i>107</i>
2.2. <i>Matériel et Méthodes.....</i>	<i>108</i>
2.2.1. Présentations des données expérimentales : Widmer (2020).....	108
2.2.2. Évaluation des paramètres ligamentaires.....	110
2.2.3. Choix de l'origine de la courbe (« 0 ») et calcul de laxité	110
2.2.4. Relations entre laxité et paramètres spécifiques au sujet.....	112
2.3. <i>Résultats.....</i>	<i>113</i>
2.3.1. Paramètres ligamentaires	113
2.3.2. Relations entre laxité et paramètres spécifiques au sujet.....	116
2.4. <i>Discussion.....</i>	<i>119</i>
3. Diminution de la gamme de laxité admissible	120
3.1. <i>Introduction.....</i>	<i>120</i>
3.2. <i>Matériel et Méthode</i>	<i>120</i>
3.2.1. Modèles géométriques	120
3.2.2. Position et mobilité.....	121
3.2.3. Gamme de laxité	122
3.3. <i>Résultats.....</i>	<i>122</i>
3.4. <i>Discussion.....</i>	<i>126</i>
4. Conclusion	128

1. Introduction

Dans le chapitre 3, nous avons présenté une approche numérique développée pour déterminer des plages de laxités ligamentaires cohérentes avec les hypothèses de modélisation, telles que la réponse à la traction ligamentaire, la posture et la géométrie du modèle, dans un modèle éléments finis (EF). Bien que les résultats soient généralement en accord avec les données disponibles dans la littérature, la méthode proposée est basée sur des données publiées de plusieurs sources, et le résultat pourrait donc être affectés par des incompatibilités (spécimens, méthodologie, etc.). Dans un cadre idéal, toutes les données utilisées pour déterminer les plages de laxité (propriétés ligamentaires, géométrie de la FSU, posture initiale, etc.) devraient venir de la même source expérimentale. De plus, les hypothèses que nous avons faites pourraient être complétées ou raffinées en se basant sur des observations expérimentales cohérentes.

Récemment, une série d'études a été menée pour examiner les effets des dégénérescences discales à l'aide d'une méthode de résections successives des structures anatomiques par mouvements contrôlés (Widmer et al., 2020). Des tests de traction ont également été effectués sur les ligaments jaunes (FL), supraépineux/interépineux (SSL/ISL) et intertransversaires (ITL) après leur résection (Cornaz et al., 2021). Les essais ont l'avantage de reproduire la position initiale de l'unité fonctionnelle (FSU), c'est-à-dire, la position neutre. Les données recueillies pendant les essais comprennent les courbes de mobilité (mouvements et chargements) des FSU avant et après les résections, les courbes de traction des ligaments dans la position initiale de la FSU, un modèle 3D du segment généré par segmentation de CT-scans, et des informations sur le spécimen.

En principe, ces résultats incluent tout le nécessaire pour tester des hypothèses méthodologiques sur la laxité grâce aux courbes de traction sur ligaments en fonction d'une posture connue et pourraient être évalués à l'aide des tests de mobilité. L'utilisation d'un mouvement contrôlé plutôt que d'un moment appliqué comme dans Heuer et al. (2007), lève certaines des limitations comme les dégâts causés aux structures anatomiques après plusieurs résections. Aussi, alors que la préparation d'essais dédiés à cette thèse au LBMC était relativement avancée, nous avons contacté l'auteur de cette étude pour lui demander un accès à leurs données complètes. Il a accepté et je tiens à exprimer ma gratitude envers le Docteur Jonas Widmer et son équipe du groupe de biomécanique rachidienne de l'hôpital universitaire de Balgrist (Spine Biomechanics group, Universitätsklinik Balgrist, Zürich, Suisse) pour avoir partagé leurs données qui ont été utilisées tout au long de ce chapitre et du suivant.

L'objectif principal de ce chapitre est d'évaluer la possibilité de mieux prédire la laxité ligamentaire (positive ou négative) (1) soit directement à travers des corrélations avec des paramètres mesurables sur un modèle ou (2) soit en affinant les hypothèses fonctionnelles du chapitre 3. Dans la première partie, après avoir estimé la laxité ligamentaire à partir des données de traction uniaxiale en utilisant plusieurs méthodes pour faire le « zéro », les relations entre la laxité et des paramètres spécifiques aux sujets tel que la géométrie et les paramètres ligamentaires (longueur initiale, raideur, rupture) sont étudiées. Dans la seconde partie, nous proposons des hypothèses visant à réduire la gamme de laxité. À ces fins, nous proposerons d'évaluer les plages de laxité à l'aide des données spécifiques au sujet, de la méthodologie du chapitre 3 (section 3.2.5) et de comparer les résultats avec les laxités prédites sur les courbes de traction. Enfin, nous mettrons en perspective les principaux résultats.

2. Estimation de la laxité à partir d'essais de traction

2.1. Introduction

Plusieurs approches sont utilisées dans la littérature pour estimer la laxité (chapitre 2). Pour les données de Widmer (et publiées dans Cornaz et al., 2021), les états initiaux sont déterminés par les différences de longueur ou de force entre le point de départ de la courbe d'essais en traction démarrant des insertions en position neutre et un seuil de charge minimale (1 N utilisé par Cornaz et al., 2021). Généralement, un seuil de tension, qui marque le début du pied de courbe, est utilisé pour établir le point zéro de la courbe avant le traitement. Son choix semble généralement arbitraire et son impact sur les propriétés ligamentaires ou la réponse du modèle n'est pas évalué. Bien que le choix du seuil n'affecte pas nécessairement les variations d'effort ou de raideur, il peut influencer les valeurs d'allongement en particulier dans le cas d'une zone prolongée où les efforts sont faibles dans le pied de courbe. Ceci pourrait avoir des répercussions sur les mesures de laxité et les régimes de comportement identifiés sur les courbes (par exemple, les points A, B et C de Chazal et al., 1985). De plus, pour un seuil de charge faible (par exemple, inférieur à 1 N), les efforts peuvent être difficiles à mesurer (bruits, moment de mise à zéro du capteur) et affectés par les conditions d'essais (poids de l'échantillon et de son mors, orientation, relaxation des tissus). Ces remarques posent la question du choix d'un seuil de force minimal à considérer comme étant le début du chargement de la structure.

Durant l'étude de Cornaz et al. (2021), les ligaments jaunes (FL), interépineux/supraépineux (ISL/SSL) et intertransversaire (ITL) ont été prélevés sur cinquante unités fonctionnelles rachidienne (FSU) lombaire (T12-L1, L1-L2, L2-L3, L4-L5 et L4-L5) dans leur position neutre, conformément à l'étude de Wilke et al. (1998). Aucun autre ligament n'a été testé lors de l'étude. Ces ligaments ont ensuite été soumis à des tests de traction uniaxiale. Les courbes de traction obtenues pour chaque ligament sont présentées dans la Figure 63. On peut observer une grande variabilité des résultats (raideur, rupture, longueur du pied de courbe et de la zone à faible effort) non seulement entre ligaments, mais aussi entre spécimens. Si une partie de la variance observée pouvait être attribuée à des paramètres spécifiques au spécimen tels que la géométrie et la posture, alors ils pourraient être utilisés comme prédicteurs lors de la mise au point de modèles, par exemple pour initialiser ou contraindre la laxité.

Parmi les variables à tester pour expliquer la variabilité des courbes de traction ont été sélectionnés : 1) Le seuil utilisé pour déterminer le seuil de charge initiale et donc établir le zéro en élongation de la courbe ; 2) Les spécificités géométriques de chaque spécimen ; 3) Les caractéristiques intrinsèques des ligaments et indépendantes du seuil de charge initiale, telles que leurs raideurs et efforts à rupture. L'objectif est donc d'étudier les possibles relations entre ces paramètres et les caractéristiques des courbes expérimentales (paramètres ligamentaires). Dans un premier temps, les paramètres ligamentaires sont calculés (mesures de laxité, raideur, élongations aux points A, B et C de Chazal et al., 1985). Plusieurs méthodes et seuils de charge minimale sont comparés. Puis, les relations entre laxités ligamentaires et les paramètres sélectionnés sont étudiées.

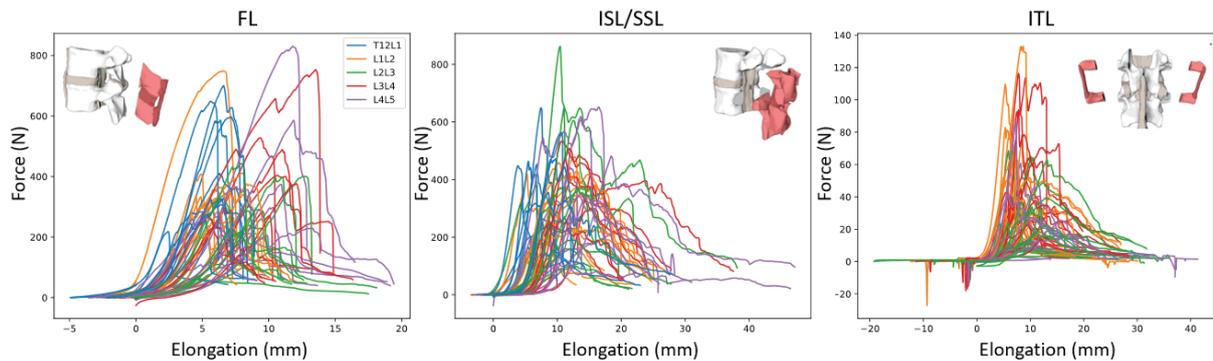


Figure 63. Courbes issues des essais de traction de Cornaz et al. (2021) pour les ligaments FL, ISL/SSL et ITL. Les différentes couleurs représentent les niveaux de FSU (T12-L1, L1-L2, etc.). Les courbes représentent une grande variabilité de réponse. Si on ne peut pas identifier de facteur expliquant cette variabilité, on observe une zone avec de faibles efforts en amont du pied de courbe notamment pour les ligaments ISL/SSL.

2.2. Matériel et Méthodes

2.2.1. Présentations des données expérimentales : Widmer (2020)

Les travaux expérimentaux ont été réalisés par le Docteur Jonas Widmer et son équipe de l'université hospitalière de Balgrist (Spine Biomechanics group, Universitätsklinik Balgrist, Zürich, Suisse), (Widmer, 2020). Jonas Widmer a partagé avec nous les informations nécessaires à cette étude (modèles géométriques, courbes de résections successives et de traction, etc.). Des précisions sont disponibles en annexe G (Annexes).

Cinquante unités fonctionnelles rachidiennes (FSU) (de T12 à L5) prélevées sur 5 femmes et 17 hommes, âgés de 48 à 82 ans ont été utilisées. Une IRM a été réalisée dans le but d'évaluer la dégénérescence du disque intervertébral (IVD) en se basant sur la classification de Pfirrmann (Pfirrmann et al., 2001) et le système de notation de Keorochana (Keorochana et al., 2010). De plus, les FSU ont été soumis à un CT-scan en position neutre afin de créer les modèles géométriques associés à chaque FSU. La position neutre a été définie comme la position où la FSU se stabilise dans la zone neutre.

La mobilité de la FSU était d'abord caractérisée sur une machine de test statique biaxiale en les soumettant à : des moments entre 0 et 7.5 N.m en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale ; des efforts entre 0 et 150 N en traction, cisaillement antéro-postérieur et latéral ; et des efforts entre 0 et 400 N en compression. Puis les cinématiques capturées ont été reproduites lors de résections successives des ligaments et des ponts osseux.

Un montage comprenant deux guides de broche de Kirschner et des entretoises a servi à réséquer et extraire les ligaments FL, ISL/SSL et ITL en maintenant la position neutre des segments vertébraux (Figure 64). Les spécimens os-ligament-os ont ensuite été montés sur une machine de traction statique. En cas de prétension dans le ligament, une décharge était appliquée. Un essai de traction jusqu'à la rupture a été réalisé avec une vitesse de 0.5 mm/s jusqu'à ce qu'une réduction de plus de 20 % de l'effort maximal soit enregistré. Les ISL/SSL et FL étaient disponibles pour les 50 segments, tandis que le ligament ITL était disponible pour 32 segments en raison de son absence dans les segments T12-L1 et de la variabilité anatomique présentant de très petits processus transversaux interférant avec la résection dans certains cas.

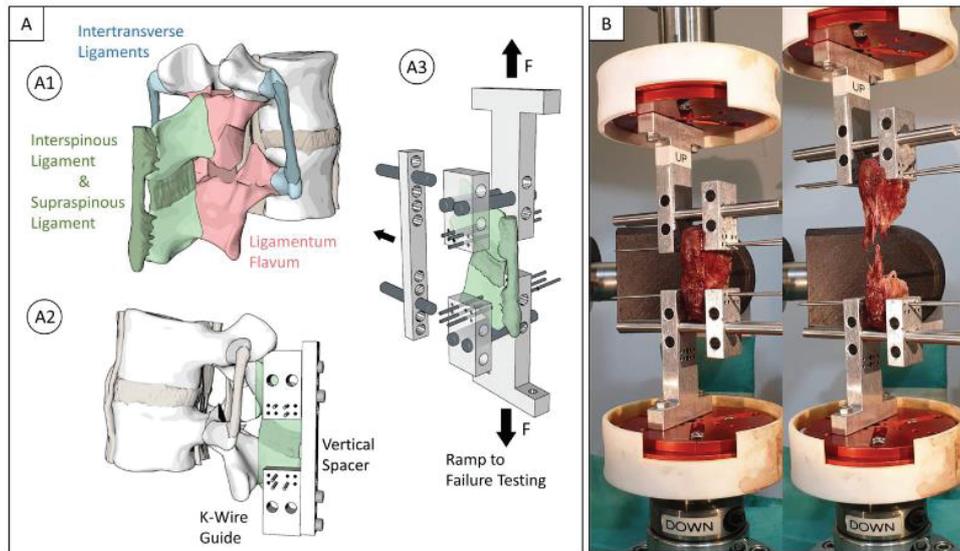


Figure 64. Procédure expérimentale des essais de traction des ligaments issue de Cornaz et al. (2021).
 Procédure expérimentale : A1) Les ligaments ITL (bleu), ISL/SSL (vert) et FL (rouge) ont été analysés. A2) Avant la résection du ligament un guide de coupe a été positionné et des broches de Kirschner ont été percées dans les échantillons pour conserver la position d'origine. A3) Le guide a été utilisé pour monter l'échantillon dans la machine de traction pour les tests à rupture (B).

Pour le calcul de laxité ou prétension, l'effort de prétension était mesuré immédiatement après le positionnement de l'échantillon sur la machine d'essai. En son absence, la laxité (élongation) était définie comme la distance entre la position initiale et la position lorsque la force de 1 N était atteinte (Figure 65). La résistance ultime a été définie comme le maximum de la courbe. La rigidité a été calculée comme la moyenne des pentes aux niveaux de 40 %, 50 % et 60 % de la résistance ultime, correspondant à la région linéaire de la courbe force/élongation.

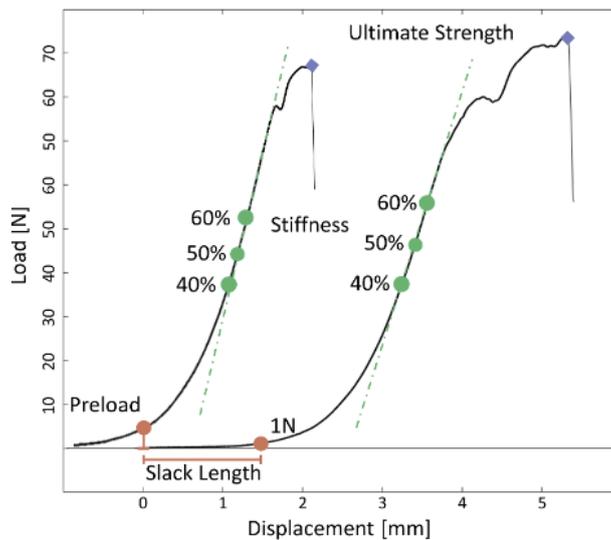


Figure 65. Représentation des caractéristiques des ligaments sur les courbes de traction issues de Cornaz et al. (2021).
 Illustration pour un exemple avec prétension (courbe de gauche) et un exemple avec laxité (courbe de droite). La résistance ultime est définie comme la mesure de la charge maximale (losange violet), la rigidité est définie comme la moyenne des pentes à 40 %, 50 % et 60 % de la résistance ultime (points verts). La laxité est définie comme l'intervalle entre 0 N à une charge de 1 N (ligne rouge) et la prétension comme la charge en position initiale (point orange).

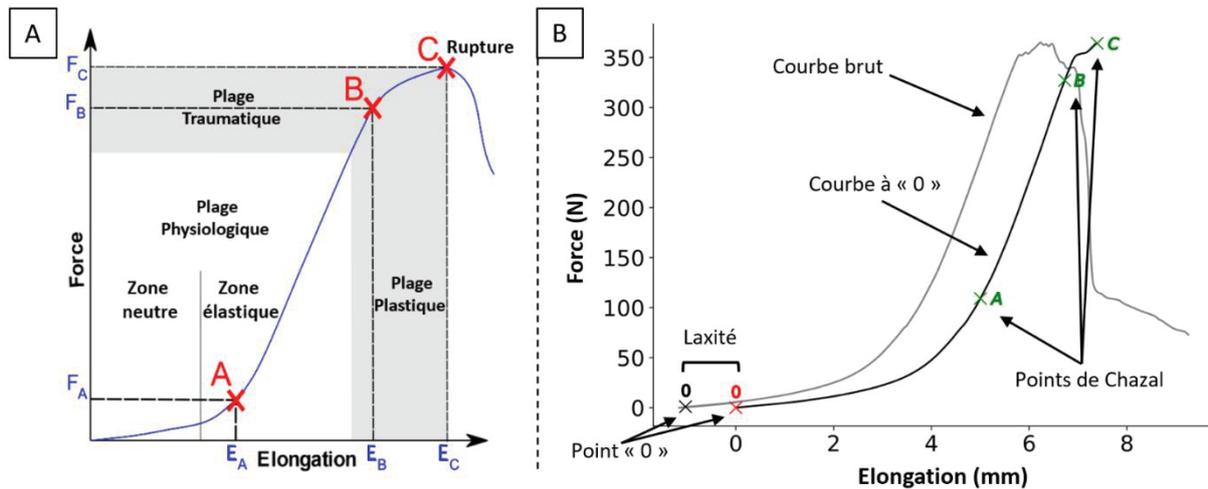


Figure 66. Représentations de la courbe force/déplacement typique et méthodes de laxité.

A) Courbe de ligament typique d'un essai de traction selon Chazal et al. (1985) points (A, B, C) et White et Panjabi (1990) avec définitions des zones et plages (Chazal et al., 1985 et White and Panjabi, 1990). B) Exemple de traitement d'une « courbe expérimentale » de traction issus des données de Cornaz et al. (2021) en « courbe à 0 ». Le point « 0 » a été identifié sur la courbe expérimentale (seuil de 1 N). La laxité (ici négative) a été mesurée comme étant la distance entre le point « 0 » et la position de départ. Un décalage de la courbe a été réalisé de la valeur de la laxité et la partie avant le point « 0 » a été supprimé. Enfin, les points A, B et C ont été ajoutés sur la courbe à partir des définitions de la zone linéaire et de la rupture.

2.2.2. Évaluation des paramètres ligamentaires

En plus de la laxité, les points caractéristiques de Chazal et al. (1985) déjà utilisés dans le chapitre 3 (Figure 66 - A) ont été identifiés sur la courbe expérimentale (Figure 66 - B) :

- La laxité est mesurée comme étant l'allongement entre le début de la courbe expérimentale et le point « 0 » et peut être soit positive (ligament relâché) soit négative (ligament prétendu) ;
- Les points A et B pour définir les deux zones élastiques (non-linéaire 0-A, puis linéaire A-B) ;
- Le point C pour définir la zone d'endommagement (B-C) et la rupture (C).

Un décalage de la courbe brut (sur l'allongement) est effectué pour obtenir la courbe recalée, que l'on appelle « courbe à 0 ». En outre, les parties avant le point « 0 » et après le point « C » sont exclues. La valeur de raideur K calculée par Widmer a été réutilisée.

Les limites A et B de la partie linéaire ont été déterminées en calculant les pentes à la courbe avec une approximation par différence finie centrée et en excluant les portions de droite avec des écarts significatifs de pente. La condition pour qu'une portion de courbe appartienne à la zone linéaire est que la pente varie de moins de 15% pour trois points successifs.

2.2.3. Choix de l'origine de la courbe (« 0 ») et calcul de laxité

Le protocole de test de Cornaz comprenait une phase initiale de déchargement si la valeur d'effort était supérieure à 1 N, ce qui permet d'avoir une zone neutre complète même en cas de prétension. Afin d'évaluer l'influence du choix du point « 0 » (origine de la courbe force-allongement défini à partir d'un seuil) sur les caractéristiques ligamentaires, deux méthodes ont été utilisées pour choisir ce point.

La première utilise un seuil d'effort comme dans Cornaz et al. (2021) qui avait utilisé 1 N. Des valeurs arbitraires ont été utilisées : 0.5, 1, 3, 5 et 10 N. Lors des premiers tests, nous avons observé qu'une longue zone à très faibles efforts était présente sur une certaine courbe malgré le décalage de la courbe à 1 N (Figure 67). En plus des seuils plus élevés, nous avons donc décidé de mettre en place une deuxième méthode.

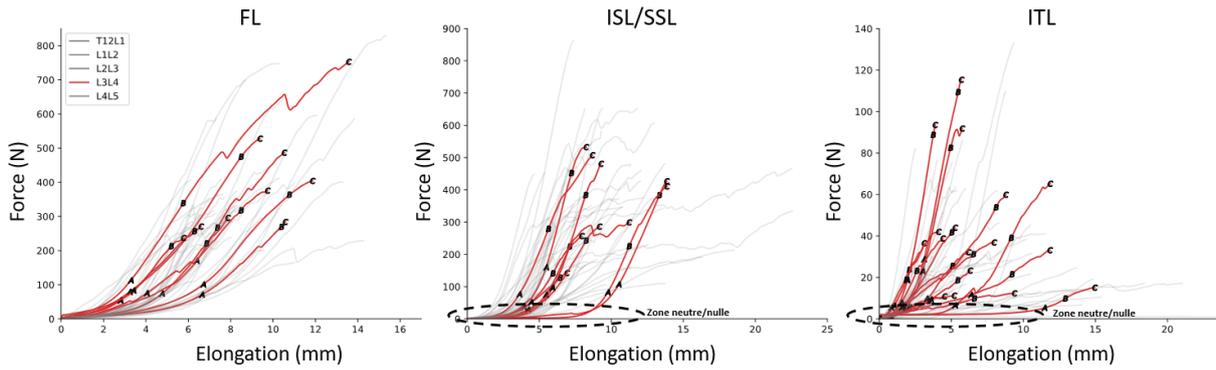


Figure 67. Exemple de courbe après un décalage au point « 0 » (L3-L4) pour les ligaments FL, ISL/SSL et ITL après avoir choisi une origine de courbe à 1N.

Les points A, B et C sont affichés. La zone à faible effort est encadrée de pointillés pour les ligaments ISL/SSL et ITL. Seul le niveau L3-L4 est présenté pour rendre la figure plus lisible, et mettre en évidence la zone de faible effort.

Cette deuxième méthode que nous avons appelée « méthode de faible pente » (« *Low Slope Method* », LSM), consiste à considérer la zone de faibles efforts (i.e. de laxité) comme une zone linéaire de faible pente. Un critère de pente maximale est établi pour chaque ligament, qui correspond à la valeur médiane des pentes entre 0 à 20% d’allongement à rupture. Ensuite, la partie de la courbe inférieure à 0 N et supérieure à 10 N est supprimée. Puis les pentes sont calculées sur cette portion de courbe de la même manière que pour la zone linéaire principale, mais avec un pas d’environ de 1% de l’allongement à rupture. Le point « 0 » est ensuite défini comme étant le premier point de la courbe ne satisfaisant pas le critère de pente, ou dans quelques cas, le dernier point de la courbe (10 N). Deux régions linéaires sont alors typiquement visibles dans la zone de laxité et dans la zone élastique (Figure 68).

Les valeurs de laxités sont comparées avec la littérature déjà présentée dans le chapitre 2 et 3 (Adams et al., 1980; Hukins et al., 1990; Nachemson, 1960; Robertson et al., 2013).

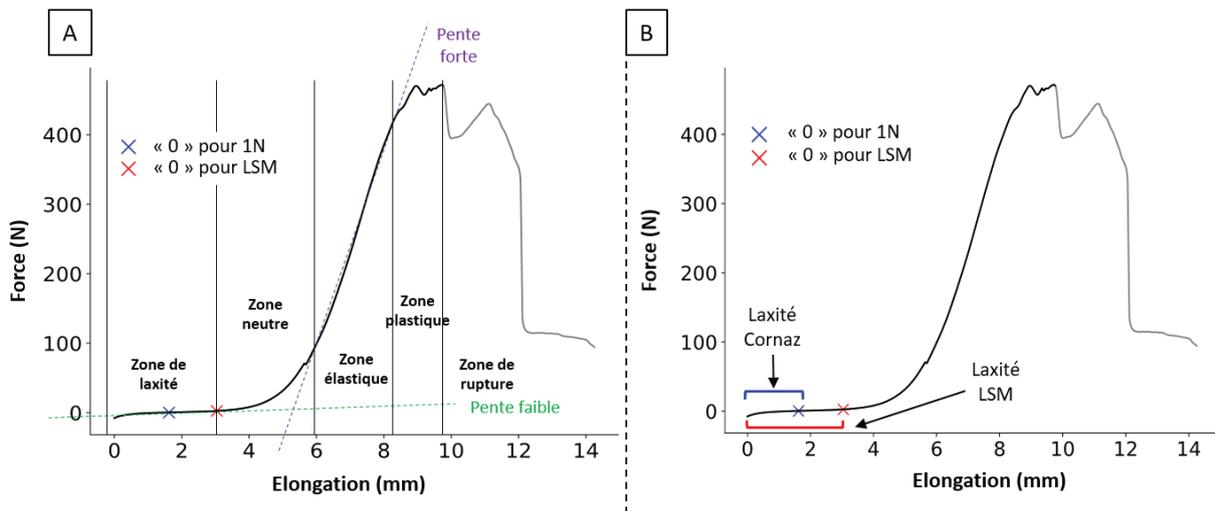


Figure 68. Exemple de détermination de la laxité sur le ligament SSL/ISL.

A) La courbe typique comprend des zones de laxité, neutre (pied de courbe), élastique, plastique et de rupture. La zone de laxité de la méthode LSM (rouge) est définie par une zone linéaire à faible pente et la zone élastique par une zone linéaire à forte pente. Le point « 0 » à 1 N est aussi présenté (bleu). B) La laxité est donc mesurée entre le point de départ (0 mm) et le point « 0 ». Pour une longue zone à faible pente, la différence de laxité entre les méthodes peut être importante.

2.2.4. Relations entre laxité et paramètres spécifiques au sujet

Les relations entre les paramètres de laxité et les paramètres inter-individuels ont ensuite été évaluées. Les paramètres inter-individuels ont inclus des paramètres ligamentaires (tels que la longueur initiale, les points A, B et C (en élévation), la raideur de la zone linéaire), ainsi que des paramètres géométriques (incluant la posture) et le niveau de FSU.

Les paramètres géométriques ont été calculés sur les modèles géométriques issus des 50 CT-Scan de FSU. White and Panjabi (1990) propose différents paramètres pour évaluer la variabilité sur les vertèbres, FSU, ou la colonne (Figure 69). Ces paramètres géométriques ont été calculés à partir de points anatomiques. Les points anatomiques de Peters et al. (2021) ont été positionnés dans le logiciel LS-PrePost (version 4.8.24, Livermore Software Technology Group) (Figure 70 - A) soit manuellement (pour les points 1 à 8 et 15 à 18) soit par barycentre entre 2 ou 4 points (Figure 70 - B). En plus des paramètres de White and Panjabi (1990), l'épaisseur du disque intervertébral (moyenne des distances entre les points des plateaux vertébraux supérieur et inférieur) et la longueur initiale d'un ligament (L0, distance entre les insertions) ont été déterminés à partir des modèles géométriques.

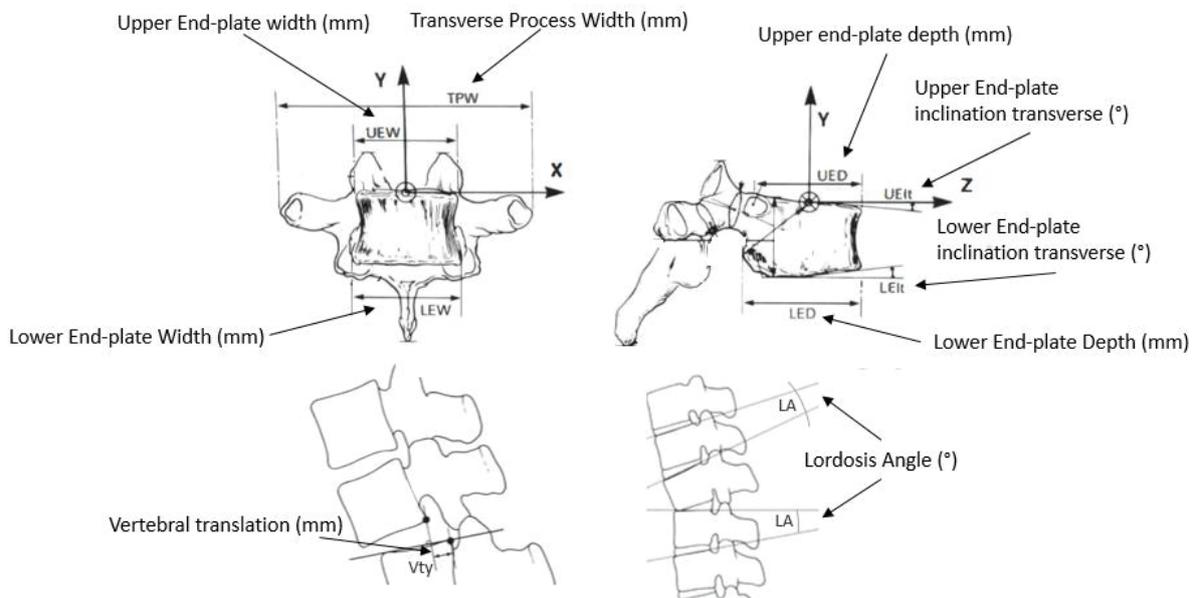
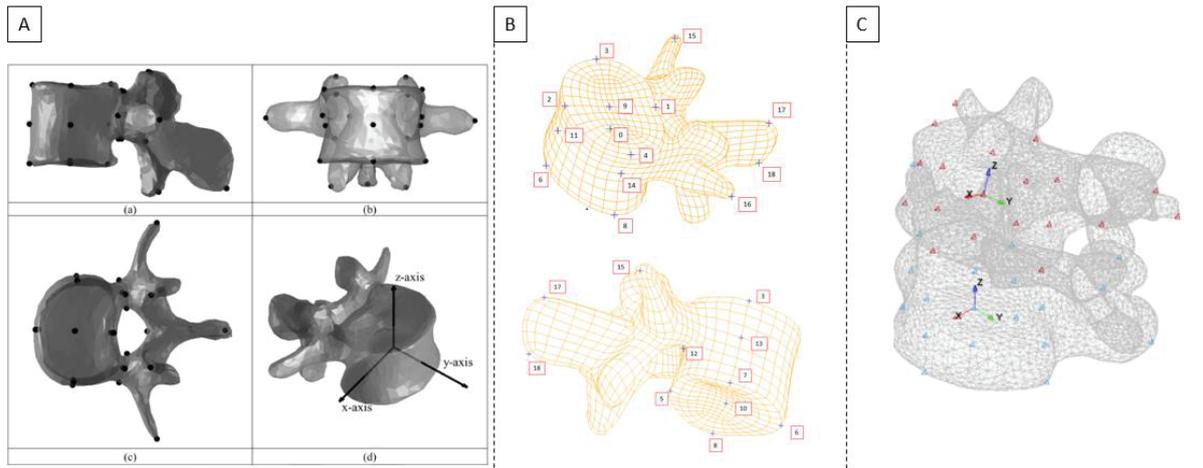


Figure 69. Paramètres géométriques basés sur White and Panjabi (1990).



Points anatomiques de Peter et al. (2021).

Vertèbre L5 GHBMC-M50 avec les points anatomiques

Exemple de modèle géométrique de Widmer (L4-L5) avec les points anatomiques

Figure 70. Représentation des différents points anatomique Peter et al. (2021) selon l’auteur et les modèles.

Les analyses statistiques ont été effectuées en deux étapes :

- Dans un premier temps, des tests de régressions linéaires entre la laxité et un seul autre paramètre continu ont été réalisés. Les valeurs de significativité (p-value) et de corrélation statistique (coefficient de détermination de Pearson r^2) ont été calculées. Une signification statistique a été supposée avec $p < 0.05$ (Cornaz et al., 2021). La qualité de la régression linéaire a été interprétée comme une proportion de l’explication de la variance. Ces tests ont été réalisés sous Python à l’aide de la bibliothèque « scipy.stats » (scipy.org - stats).
- Dans un deuxième temps, parce que le modèle de régression linéaire n’est pas compatible avec des paramètres discrets, les laxités expérimentales ont été tracées avec des boîtes à moustaches par niveau de FSU pour observer la variance et la tendance possible.

2.3. Résultats

2.3.1. Paramètres ligamentaires

La Figure 71 illustre des courbes de réponse typiques (« courbes à 0 ») dans les cas de laxité et de prétension en fonction de la méthode utilisée pour déterminer le point « 0 ». Les résultats obtenus montrent un décalage des courbes sur l’axe d’élongation. Bien que le décalage soit limité, il peut conduire à des écarts importants d’effort entre courbes pour une même élongation.

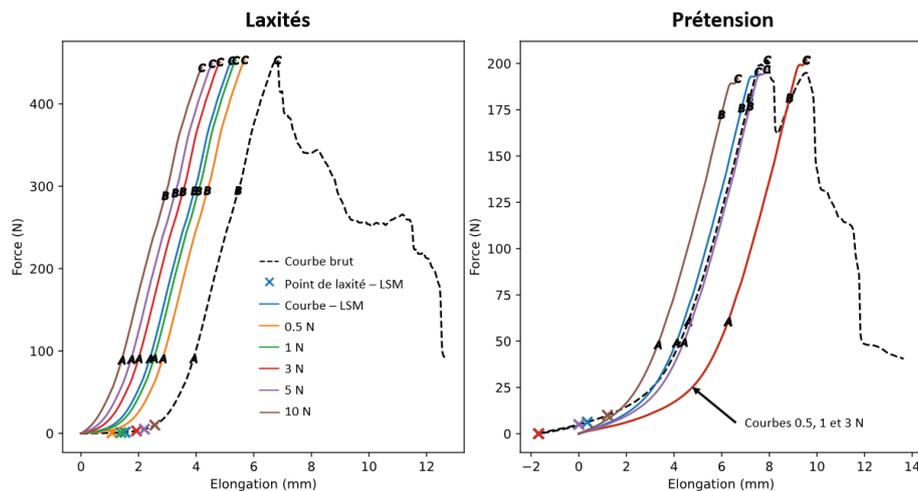


Figure 71. Exemple de courbes à « 0 » après traitement en fonction de la méthode (et du seuil choisi) pour le point « 0 ». À gauche, exemples avec laxité pour des ligaments ISL/SSL. À droite, exemple avec prétension pour un ligament jaune. Les courbes à 0.5, 1 et 3 N sont confondues, car la valeur initiale d'effort était supérieure à la charge à atteindre. La courbe en pointillés noirs représente la courbe brute. Les croix représentent les valeurs des points « 0 » sur les courbes brutes en fonction de la méthode. L'abscisse du point « 0 » est positive pour la laxité et négative pour la prétension.

Les boîtes à moustache des laxités sont présentées Figure 72 avec des références de la littérature. Pour le ligament jaune (FL), toutes les méthodes ont des valeurs médianes négatives (prétension) soit -1.20 ± 1.43 , -1.18 ± 1.46 , -0.99 ± 1.61 , -0.79 ± 1.77 , -0.17 ± 2.09 et -0.71 ± 1.40 mm (moyenne \pm écart-type) pour 0.5, 1, 3, 5, 10 N et LSM. Cependant, la médiane de la méthode 10 N est nettement plus élevée que les autres et positive (laxité). Une augmentation des écart-types pour les méthodes seuil de force est observée lorsque la valeur de charge initiale est augmentée, tandis que l'écart-type de LSM est proche des méthodes de seuil 0.5 et 1 N. Pour les ligaments épineux (groupement ISL/SSL, dupliqué en Figure 72 pour faciliter les comparaisons avec la littérature), les valeurs pour les méthodes 0.5, 1, 3, 5, 10 N et LSM sont respectivement de 0.24 ± 1.61 , 1.00 ± 1.90 , 2.25 ± 2.04 , 2.80 ± 2.04 , 3.57 ± 2.07 et 2.38 ± 2.00 mm. Une augmentation importante des moyennes et médianes est donc observée mais avec une stabilité des écart-types. Pour les ligaments intertransversaires, les écarts augmentent fortement pour les méthodes à seuil de force à 3 N et plus. Pour tous les ligaments, les boîtes à moustaches ne sont généralement pas centrées et montrent donc des distributions asymétriques. Une seule valeur aberrante (identifiée $< 5^{\text{ème}}$ ou $> 95^{\text{ème}}$ percentiles) est observée pour les ligaments jaunes (FL) et épineux (ISL/SSL) pour la méthode seuil de force à 0.5 N et aucune pour les autres méthodes. En revanche, plusieurs valeurs aberrantes sont observées pour les ligaments intertransversaires (ITL).

De manière générale, les variances sont plus importantes que dans la littérature, et ce, indépendamment de la méthode utilisée pour déterminer le « 0 ». Le changement de méthode n'aide pas à réduire la variance qui a tendance à augmenter avec les seuils de force les plus élevés.

Pour les niveaux atteints, les comparaisons sont plus difficiles, car les méthodes de la littérature ne sont pas toutes les mêmes (résection ou traction, seuils pas toujours donnés, séparation ISL/SSL ou non). Les résultats obtenus pour le FL sont en accord avec Adams et al. (1980) mais pas avec Hukins et al. (1990) et Nachemson (1960). Pour les ISL/SSL, la littérature est généralement la plus proche des méthodes à seuil de force de 0.5 ou 1 N. Aucune comparaison n'est disponible pour les ligaments ITL.

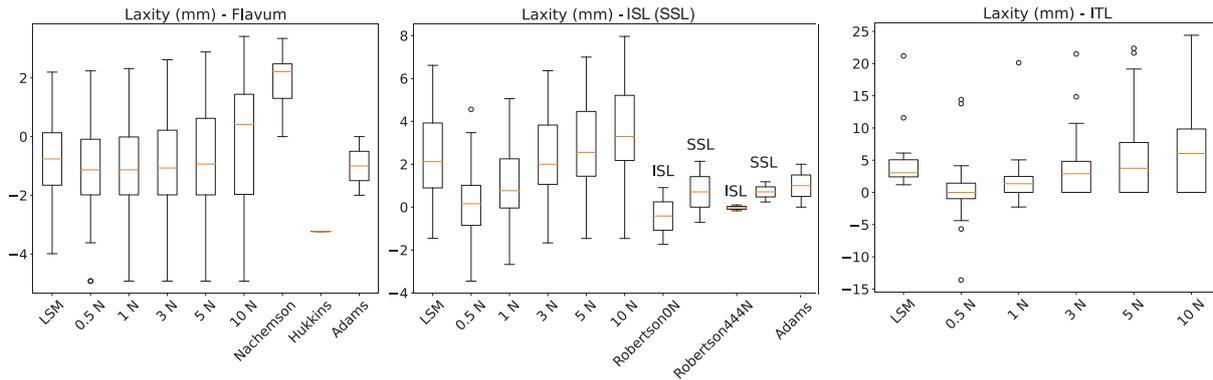


Figure 72. Représentations des valeurs de laxités expérimentales (mm) en fonction du ligament et de la méthode. Tous les niveaux de FSU sont compris. Les boîtes à moustaches représentent la dispersion des données. La valeur médiane est représentée en orange. La boîte représente l'étendue interquartile, les données entre le 1^{er} et 3^{ème} quantiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux valeurs les plus extrêmes qui ne sont pas considérées comme des valeurs aberrantes. Les valeurs aberrantes sont représentés par des cercles. Pour ISL (SSL), SSL est représenté uniquement pour Robertson.

Les valeurs correspondant aux points A, B et C des FL, ISL/SSL et ITL sont en Tableau 10 et Figure 73. Pour les FL, selon la méthode, ces valeurs se situent en moyenne entre 3.7 et 4.8 mm pour le point A, 6.4 et 7.4 mm pour le point B et 7.9 et 8.9 mm pour les points C. Pour les ligaments ISL/SSL, les valeurs moyennes se situent entre 2.9 et 5.6 mm pour le point A, 5.1 et 8.4 mm pour le point B et 7.7 et 10.9 mm pour le point C. Enfin, pour les ligaments ITL, les moyennes sont entre 0.5 et 4.9 mm pour le point A, 2.2 et 8.5 mm pour le point B et 3.1 et 10.1 mm pour le point C. Les valeurs pour A, B et C sont environ deux fois plus élevées que celles de Chazal pour les FL et ITL et similaires pour les ISL/SSL. En revanche, les longueurs des zones A-B et B-C sont cohérentes avec Chazal, même si la taille de la zone A-B semble légèrement affectée par la méthode. Pour les FL, la variance est stable avec la méthode mais pour les ligaments ISL/SSL et ITL, la variance est plus élevée pour les plus petits seuils de force (0.5 et 1 N). De plus, indépendamment de la méthode, le point A à la plus petite variance alors que le point C, qui intègre l'aspect rupture, à la plus grande. Ici aussi, l'effet de la méthode est somme toute limité en regard des différences avec la littérature.

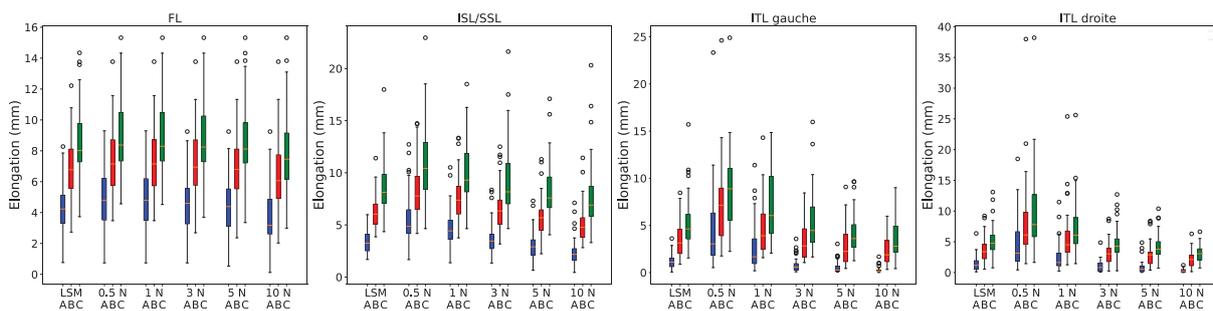


Figure 73. Représentations des valeurs de points A, B et C sur les courbes expérimentales en élongation (mm) en fonction du ligament et de la méthode. Chaque colonne correspond à une hypothèse avec 3 résultats correspondant aux valeurs des points A (bleu), B (rouge) et C (vert). Les ligaments ITL droit et gauche sont deux ligaments distincts et ont donc été séparés, même si on s'attend à des résultats similaires.

Tableau 10. Résultats des moyennes et écart-types des élongations des points A, B et C (mm) selon les ligaments et la méthode.

	A		B		C			A		B		C			
	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type		Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type		
FL	LSM	4.33	1.64	6.89	2	8.45	2.36	ITLgauche	LSM	1.22	0.86	3.44	1.88	5.51	3.06
	0.5 N	4.84	1.90	7.41	2.28	8.93	2.51		0.5 N	4.58	4.28	7.04	4.35	8.83	4.48
	1 N	4.82	1.90	7.38	2.28	8.91	2.51		1 N	2.76	2.70	4.99	3.10	7.04	3.56
	3 N	4.58	1.92	7.21	2.26	8.73	2.54		3 N	0.87	0.86	3.34	1.98	5.46	3.36
	5 N	4.40	1.93	7.00	2.23	8.52	2.54		5 N	0.56	0.68	2.86	2.12	4.31	2.38
	10 N	3.67	1.94	6.38	2.23	7.91	2.60		10 N	0.00	0.37	2.23	1.53	3.68	2.36
ISL/SSL	LSM	3.36	1.12	6.19	1.58	8.65	2.65	ITLdroite	LSM	1.45	1.31	3.74	2.16	5.31	2.76
	0.5 N	5.59	2.50	8.36	2.68	10.91	3.47		0.5 N	4.88	4.36	8.54	7.07	10.07	6.94
	1 N	4.69	1.84	7.53	2.23	10.01	2.81		1 N	2.69	2.58	6.03	4.84	7.64	4.88
	3 N	3.64	1.52	6.54	2.17	9.05	3.26		3 N	1.03	1.04	3.31	2.09	5.02	2.87
	5 N	2.93	1.33	5.75	1.87	8.24	2.70		5 N	0.90	1.20	3.06	2.09	4.39	2.31
	10 N	2.34	1.33	5.11	1.79	7.79	3.25		10 N	0.32	0.33	2.28	1.49	3.13	1.53

2.3.2. Relations entre laxité et paramètres spécifiques au sujet

Corrélations simples

De manière générale, les valeurs des coefficients de corrélation (r^2) sont faibles et expliquent rarement (6 cas sur 324) plus de 25% de la variance (Tableau 11). Au-dessus d'une valeur supérieure à $r^2=0.05$ (5%), les tests sont souvent accompagnés d'une significativité statistique ($p<0.05$). La valeur de p diminue lorsque le r^2 augmente (exemple, $p= 2.10^{-3}$, 5.10^{-3} et 9.10^{-3} lorsque $r^2=0.12$, 0.10 et 0.9 pour UEW, TPW et LEW avec la méthode LSM des ligaments ISL/SSL).

Dans l'ensemble, il y a plus de corrélation pour les ligaments FL et ISL/SSL que l'ITL. Pour ce dernier, seules quelques caractéristiques de la courbe (A en particulier) sont corrélées à la laxité (sauf pour LSM et 10N). Pour le FL et ISL/SSL, peu de paramètres géométriques sont reliés à la laxité. Les plus importants sont la hauteur du disque et le niveau de FSU ($p<0.05$ à l'exception de seuils 0.5 et 1N pour l'ISL/SSL et niveau pour seuils 3N et plus pour le FL). Les variances expliquées restent sous 10% pour le FL et sous 20% pour ISL/SSL. En-dehors de la hauteur du disque et du niveau de FSU, les ligaments ISL/SSL sont les seuls avec des paramètres géométriques pour plusieurs méthodes bien que la variance prédite soit faible et que le sens possible des relations entre les paramètres de largeur du corps (TPW, UEW et LEW) et la laxité soient obscurs (Figure 69).

Les paramètres de raideur et d'élongations aux points A sont significativement corrélés avec les laxités des FL et ISL/SSL (pour la raideur) et FL et ITL (pour A), quelle que soit la méthode d'identification du début de courbe. Les variances expliquées sont plus importantes pour la raideur, jusqu'à 26% pour le ligament jaune (FL) et 11% pour l'ISL/SSL. Les paramètres ligamentaires (hors raideur) ont des corrélations significatives uniquement avec le FL, mais avec des coefficients r^2 inférieurs à ceux de la raideur.

Les meilleures corrélations sont illustrées sur la Figure 74 : elles sont obtenues pour la raideur, la hauteur du disque et l'élongation au point A pour le ligament jaune (FL), les ligaments épineux (ISL/SSL) et le ligament intertransversaire (ITL). Tous les coefficients r^2 restent cependant faibles pour espérer construire un modèle pertinent.

Tableau 11. Résultats des tests de corrélations entre laxité et paramètres inter-individuels.

Coefficient de détermination r^2 en % entre les valeurs de laxité et les paramètres inter-individuelles (géométrie, propriétés ligamentaires). Les coefficients supérieurs à 0.25 (25%) sont présentés en gras. Les relations ont été faites en fonction du ligament, mais aussi de la méthode. En outre, les significations statistiques (p -value) sont représentées par les cases en vert si elles sont vérifiées ($p < 0.05$). Les résultats des p -values sont disponible annexe H (Annexes).

	Geometry										Ligament properties				
	TPW (mm)	UEW (mm)	LEW (mm)	UED (mm)	LED (mm)	UEit (°)	LEit (°)	Vty (mm)	LA (°)	Disc thickness (mm)	L0 (mm)	Stiffness (N/mm)	Toe zone (A - mm)	Linear zone (B - mm)	Failure (C - mm)
Flavum (FL)	LSM	0	0	1	0	2	0	1	2	5	0	26	2	1	1
	0.5N	0	2	1	4	4	0	0	0	5	0	20	6	4	3
	1N	0	2	1	4	4	0	0	0	5	0	20	7	5	3
	3N	0	1	0	3	3	2	0	0	9	1	21	11	7	5
	5N	0	1	1	3	3	2	0	0	9	1	25	12	8	8
Spinous (ISL/SSL)	10N	1	0	0	2	1	0	0	0	9	0	21	21	13	12
	LSM	10	9	12	0	1	1	0	2	11	0	4	11	1	1
	0.5N	1	0	0	1	2	0	10	0	2	3	11	3	2	3
	1N	3	2	2	0	0	2	0	0	2	2	11	0	1	1
	3N	8	6	7	0	0	1	3	0	8	0	10	0	4	3
Transverse (ITL)	5N	8	7	7	0	2	2	0	0	10	0	7	2	0	2
	10N	9	6	8	0	3	3	0	1	8	0	7	1	1	4
	LSM	1	0	0	0	0	9	1	0	4	5	10	1	5	0
	0.5N	1	7	10	6	2	1	1	3	16	1	0	60	42	34
	1N	0	4	1	1	0	1	0	0	1	5	0	22	3	1
Transverse (ITL)	3N	0	2	0	0	1	2	1	1	0	8	3	16	27	12
	5N	4	1	0	0	5	1	0	2	4	17	5	9	9	3
	10N	3	0	0	0	3	3	2	2	2	2	3	4	4	0

TPW: Transverse Process Width; UEW: Upper End-plate width; LEW: Lower End-plate Width; UED: Upper End-plate Depth; LED: Lower End-plate Depth; UEit: Upper End-plate inclination transverse; LEit: Lower End-plate inclination transverse; LA: Lordosis Angle; L0: Initial length (t=0)

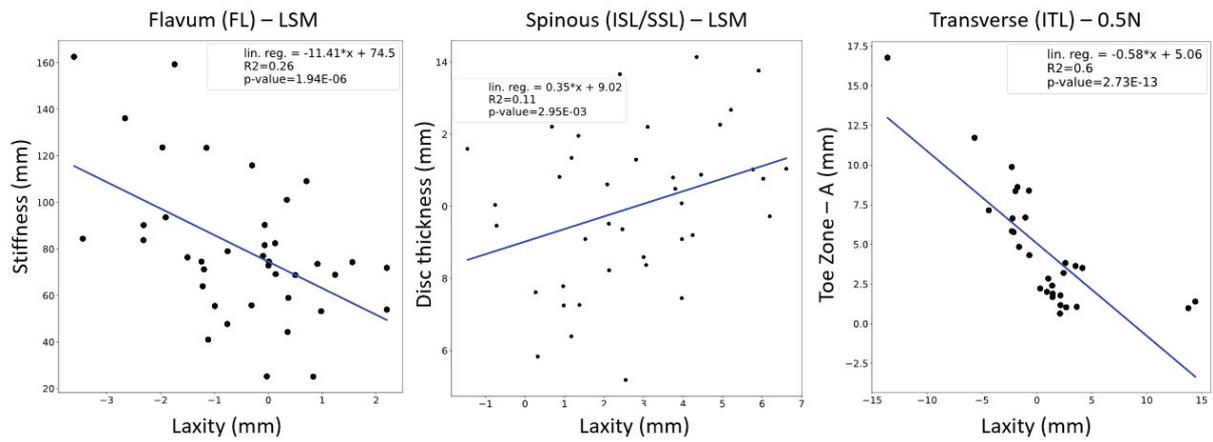


Figure 74. Meilleures corrélations des ligaments avec signification statistique.

La raideur, le niveau de FSU et l'élongation au point A sont présentés pour le ligament jaune (FL), les ligaments épineux (ISL/SSL) et le ligament intertransversaire (ITL), respectivement. Les valeurs de la régression linéaire utilisée sont présentées ainsi que les valeurs de r^2 et p -value.

Paramètres FSU

Les valeurs de laxités ont été comparées en fonction du niveau de FSU dans la Figure 75. Si les méthodes 1N et LSM sont présentées à titre de comparaison, les tendances sont similaires quelle que soit la méthode. Pour le ligament jaune (FL), la laxité est maximale en L3-L4, décroissante en s'éloignant en crânial (T12-L1) et caudal (L4-L5). Les écart-types diminuent globalement en se rapprochant du niveau L2-L3 (exemple, de 1.41 à 1.07 entre L4-L5 et L2-L3 pour LSM). Pour les ligaments épineux (ISL/SSL), la laxité a tendance à croître de manière monotone de T12-L1 à L4-L5, sans évolution notable de la variance.

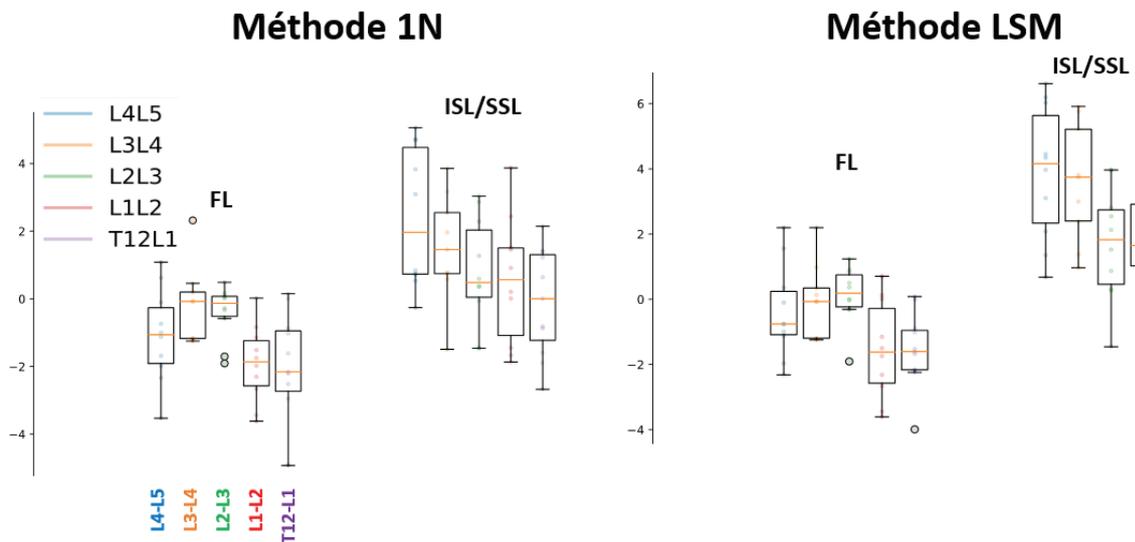


Figure 75. Comparaison des valeurs de laxités en fonction du niveau de FSU pour les ligaments FL et ISL/SSL.

2.4. Discussion

Plusieurs méthodes de détermination de la laxité ont été testées. D'autres critères pour choisir la méthode auraient pu être utilisés, comme diminuer la variance expérimentale, ou maximiser la prédiction des régressions.

Si des variances similaires ont été obtenues dans l'ensemble (avec quelques exceptions discutées ci-dessous) mais aucune méthode n'apparaît largement au-dessus des autres. Des seuils de force faibles ont très légèrement réduit la variabilité des mesures de laxité, mais augmenté la variabilité des élongations aux points A, B et C. L'opposé peut être vrai pour des seuils élevés. Les efforts très faibles posent aussi des challenges expérimentaux. La méthode LSM, dont le seuil relatif est choisi sur la pente (médiane des pentes), pourrait être plus robuste et conduit aux plus faibles variances pour la plupart des métriques et ligaments (plus faibles variances pour laxité, A, B et C pour FL et ISL/SSL sauf 3^{ème} plus faible pour ISL/SSL laxité). La méthode semble donc avoir un intérêt et pourrait être testée sur d'autres jeux de données. Le bilan est plus contrasté pour l'ITL dont la forme de courbe expérimentale peut varier fortement.

Sur les comparaisons avec la littérature, les méthodes de calculs ne changent pas les tendances déjà observées en chapitre 3 (pas d'incohérence des données avec le reste de la littérature, mais variance plus élevée). Ceci est aussi vrai pour le FL dont les résultats n'étaient fournis qu'en effort jusqu'alors. La raison de la variance élevée n'est pas claire, mais on peut noter que le nombre de spécimens testés par l'équipe de Widmer est très supérieur à ceux des études de la littérature.

Les régressions simples ne permettent d'expliquer que 25 % de la variance de laxité au plus (r^2 entre 0.05 et 0.26), quels que soient les paramètres inclus (exception faite de l'ITL, discuté ultérieurement). Il y a ici peu d'effet des méthodes de calcul de laxité.

La laxité ITL est corrélée avec les points A ($r^2=0.6$ max) pour un seuil à 0.5 N, mais pas pour 10 N ni pour la méthode LSM. Les points B et C sont aussi corrélés, mais avec cette fois une forte dépendance à la méthode. Il y a par ailleurs peu de corrélations avec l'ITL (contrairement aux autres ligaments), ce qui renforce le questionnement déjà évoqué sur sa fonction (Sjölander et al., 2002 et Yahia et al., 1988).

Pour le FL et l'ISL/SSL, les principaux paramètres corrélés avec la laxité sont l'épaisseur du disque et la raideur ligamentaire. De plus, il semble y avoir aussi un lien avec le niveau de FSU. Même si la variance n'est pas diminuée, des tendances sont observées pour les laxités des ligaments FL et ISL/SSL. Ces paramètres peuvent être interdépendants ou non (ex :par exemple la hauteur du disque et l'angle de lordose dépendent du niveau vertébral d'après Widmer et al., 2020).

Concernant les limites de cette étude, les résultats dépendent bien évidemment fortement de la base de données expérimentales. Si des erreurs sont toujours associées aux résultats expérimentaux, ces erreurs n'ont pas été estimées ni modélisées pour ce travail. De plus, un modèle de prédiction entre niveaux de FSU et laxités pourrait être intéressant à étudier.

3. Diminution de la gamme de laxité admissible

3.1. Introduction

Dans le chapitre 3 (section 3), une méthode numérique a été développée pour estimer une plage de laxité admissible. Une approche pragmatique a été adoptée en tenant compte des exigences liées aux comportements souhaités. Il était raisonnable de supposer qu'un modèle représentant les comportements physiologiques du corps humain pourrait être soumis à une gamme complète de mouvements, telle que mesurée chez des individus sains sans lésion ligamentaire. Les plages de laxité obtenues peuvent aider à éviter des erreurs de modélisation où une laxité non plausible serait utilisée pour compenser un autre paramètre. Cependant, le choix d'une valeur de laxité ne peut se faire sans se donner un critère de choix comme une fonction d'objectif dans une technique d'optimisation (Hadagali and Cronin, 2023; Lasswell et al., 2017; Shateri and Cronin, 2015).

Une limitation de notre approche est que la plage de laxité prédite est assez large. De plus, la gamme de laxité prédite est sensible au choix de réponses des ligaments, à leur représentation dans le modèle, à la géométrie et à la posture du modèle, ainsi qu'à la plage de mouvement ciblée. Pour tenter de réduire la plage de laxité, une approche consiste à utiliser des courbes de réponse ligamentaire individualisées dans des modèles personnalisés, puis d'appliquer la méthode générique pour voir si des tendances se dégagent. Toutes ces informations pourraient permettre de lever les hypothèses selon lesquelles un grand nombre de sources utilisées pour notre approche augmenterait la variance dans les résultats. Cela pourrait permettre d'affiner nos hypothèses de laxité, de raffiner les plages admissibles, voire d'orienter le choix selon les caractéristiques géométriques du modèle. L'objectif de cette étude était donc d'utiliser des modèles personnalisés associés à des courbes ligamentaires pour étudier la plage de laxité admissible lors de chargements physiologiques.

3.2. Matériel et Méthode

3.2.1. Modèles géométriques

Les modèles géométriques des 50 FSU représentent les deux vertèbres dans leur position neutre (Widmer et al., 2020). Les emplacements des ligaments jaunes (FL), des ligaments longitudinaux antérieurs (ALL) et des ligaments longitudinaux postérieurs (PLL), sont aussi disponibles sous forme de nuages de points. Pour les ligaments épineux (ISL/SSL) et intertransversaires (ITL), les insertions ont été modélisés manuellement (zone sur le modèle) en se basant sur les descriptions anatomiques présentes dans la littérature (White and Panjabi, 1990). Les ligaments épineux ont été modélisés ensemble. Les ligaments capsulaires n'ont pas été étudiés. Les insertions ligamentaires sont représentées par des points rouges sur la Figure 76.

Ensuite, une courbe d'insertion moyenne des points du ligament a été construite sur le plan sagittal pour les ligaments ISL/SSL et sur le plan frontal pour les autres ligaments (Figure 76 - courbes bleues). Des points ont été uniformément répartis le long de la courbe d'insertion moyenne sur les vertèbres crâniale et caudale. Enfin, des éléments 1D ont été utilisés pour relier ces points et représenter des « fibres » ou « faisceaux » ligamentaires individuelles (Figure 76). Le nombre d'éléments a été choisi de manière arbitraire, mais en prenant en compte la taille relative des ligaments : 1 élément pour l'ITL, 6 éléments pour le FL, et 20 éléments pour l'ISL/SSL.

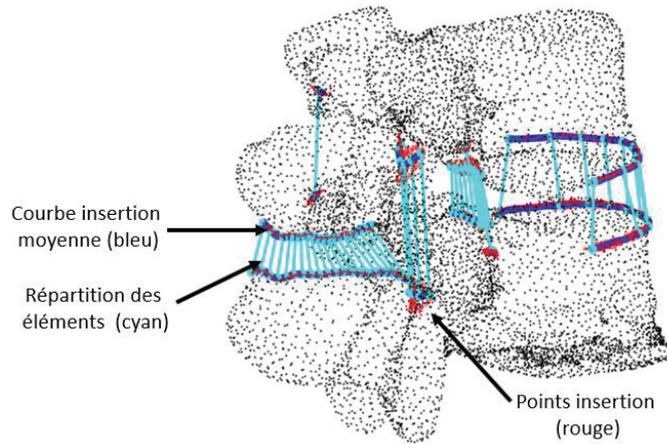


Figure 76. Représentation d'un modèle FSU (L1-L2).

Les points rouges représentent les insertions ligamentaires. En bleu, la courbe d'insertion moyenne des nuages de points pour chaque ligament. Les éléments 1D modélisés pour les ligaments sont en cyan et représentent les fibres. Les ALL et PLL sont représentés, mais non utilisés.

3.2.2. Position et mobilité

La mobilité observée sur FSU intacts atteignait en moyenne 5° de rotation à 7.5 N.m. Cette mobilité est inférieure aux valeurs physiologiques rapportées par Pearcy et al. (1984, 1985) surtout pour la flexion. Par conséquent, les valeurs moyennes de Pearcy et al. (1984, 1985) qui étaient de 5°, 3°, 1° et 2° en extension et de 8°, 10°, 12° et 13° flexion (pour L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5, respectivement) ont été utilisées.

Pour ce faire, les mobilités des FSU ont d'abord été utilisées pour déterminer les centres de rotation (CoR) moyens en utilisant la méthode décrite par Inoue et al. (2017) (Figure 77 - A). Notre approche permet d'appliquer une rotation importante en flexion/extension des FSU tout en conservant le CoR de chaque FSU. Puis, en effectuant une rotation autour de l'axe de flexion/extension, la cinématique entre les positions d'extension et de flexion décrites par Pearcy et al. (1984, 1985) ainsi que la position initiale ont pu être obtenues (Figure 77 - B). Les allongements des ligaments ont été extraits pour déterminer les gammes de laxité (voir ci-après) et comparer les d'allongement entre les positions neutre Widmer et la positions neutre Pearcy.

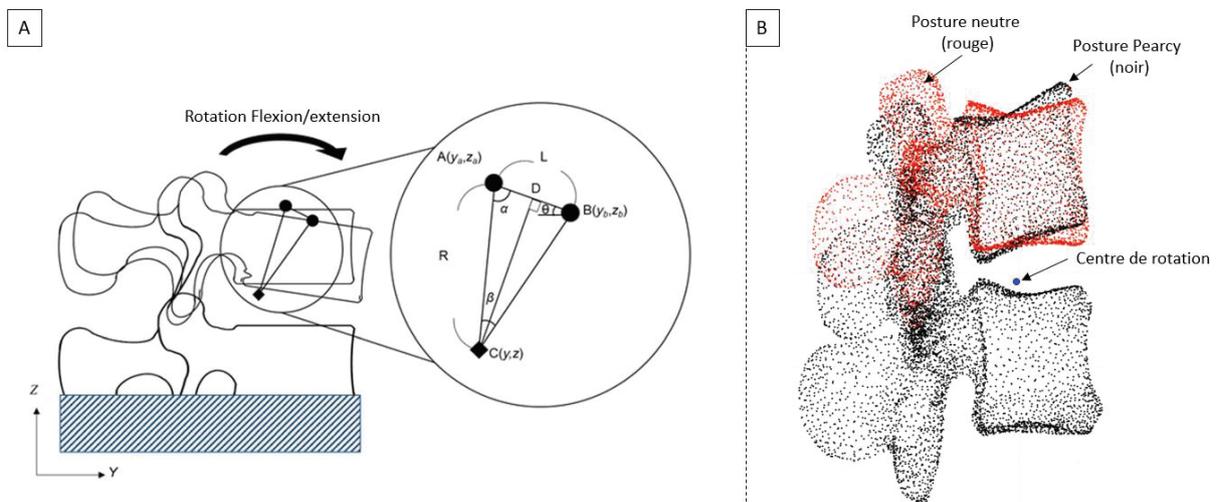


Figure 77. Recherche du centre de rotation et mobilité des FSU.

A) Méthode pour trouver le centre de rotation moyen (Inoue et al., 2017). B) Représentation d'une extension complètement entre la position neutre et la position de Pearcy (5°) pour un spécimen L1-L2.

3.2.3. Gamme de laxité

La méthodologie du chapitre 3 (section 3.2.5) pour calculer les gammes de laxité admissibles a été appliquée. Elle consiste à utiliser des points caractéristiques (A, B et C) définis sur les courbes ligamentaires des ligaments FL, ISL/SSL, ITL. Les laxités et les prétensions sont calculées avec la différence entre l'allongement maximal et les allongements aux différents points caractéristiques. L'allongement maximal est calculé entre la position de départ de Pearcy et les mobilités maximales en flexion/extension de Pearcy.

Les résultats des valeurs de laxité obtenues (prédites numériquement) ont été comparés avec les valeurs expérimentales de la section 2 en position neutre Widmer. Ces laxités ont donc été modifiées afin de prendre en compte la différence de position entre Pearcy et Widmer. Ensuite, la position de la valeur expérimentale entre les points A et B a été calculée comme suit : $ABX\% = \frac{\text{expé} - A}{B - A} * 100$. Finalement, la comparaison entre valeurs expérimentales et numériques appareillées est réalisée à l'aide de régression linéaire. Les différentes méthodes de seuil de force et de faible pente (présentées section 2) ont été utilisées.

Sur les 50 modèles de départ, 9 modèles n'ont pas pu être utilisés avec les autres car les codes de calculs préalablement développés n'étaient pas compatibles avec certains modèles géométriques ainsi que les données de mobilités. De plus, les spécimens T12-L1 ont été exclus de l'étude, car ils n'étaient pas étudiés dans Pearcy et al. (1984, 1985). Finalement, 30 spécimens sur 50 sont étudiés.

3.3. Résultats

Les positions neutres des FSU définies par Widmer (position avec le minimum de raideur du FSU) sont mesurées entre les plateaux supérieurs des vertèbres du FSU sur le plan sagittal (Pearcy et al., 1984, 1985). Les valeurs sont de $2.5 \pm 1.8^\circ$, $5.1 \pm 4.2^\circ$, $8.5 \pm 3.4^\circ$ et $10.9 \pm 5.0^\circ$ pour L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5 respectivement (N=50). Les valeurs de lordose en fonction du grade de dégénérescence Pfirrmann sont disponibles dans le Tableau 12. Les positions neutres *in vivo* Pearcy sont de $2 \pm 5^\circ$, $7 \pm 4^\circ$, $11 \pm 3^\circ$ et $17 \pm 5^\circ$ pour L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5, respectivement (N=11). Les différences moyennes entre Widmer et Pearcy sont donc de 0.5° , -1.9° , -2.5° et -6.9° pour L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5 respectivement.

Les longueurs initiales moyennes des ligaments entre les postures neutres Widmer et Pearcy étaient proches. Toutefois, les différences de longueur initiale (entre les deux postures) variaient selon les ligaments et la position des fibres le long de l'insertion (Figure 78). Pour la posture neutre Widmer, les valeurs moyennes étaient de 24.3 ± 3.55 , 9.2 ± 2.6 et 24.2 ± 3.2 mm pour FL, ISL/SSL et ITL, respectivement. Pour la posture neutre Pearcy, les valeurs étaient de 23.7 ± 3.7 , 8.2 ± 4.0 et 9.7 ± 11.9 mm pour FL, ISL/SSL et ITL, respectivement. Les FL, ISL/SSL, et ITL étaient légèrement plus longs avec des différences de 0.63 ± 2.36 , 0.95 ± 3.33 et 0.73 ± 2.02 mm, respectivement. Comme on peut le voir sur les boîtes à moustache, pour un même ligament, les valeurs médianes étaient proches et la taille de la boîte (1^{er} et 3^{ème} quantiles) ainsi que les valeurs extrêmes (5^e percentile et 95^{ème} percentile) variaient en fonction de l'insertion. Pour les FL, la variance augmente quand on s'approche de la fibre moyenne (plan sagittal) alors que pour ISL/SSL, la variance diminue pour les fibres antérieures par rapport à postérieur.

Tableau 12. Angle de lordose pour une position neutre des modèles issus de Widmer et al. (2020) en fonction du FSU et du grade de dégénérescence de Pfirrmann.

	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5
L1L2	2.86 ± 2.19 (N=2)	2.74 ± 1.71 (N=5)	2.0 ± 1.16 (N=3)	- (N=0)
L2L3	1.85 ± 0.0 (N=1)	5.69 ± 5.18 (N=2)	5.07 ± 4.16 (N=4)	5.83 ± 3.22 (N=3)
L3L4	7.23 ± 0.0 (N=1)	9.31 ± 1.35 (N=2)	8.5 ± 3.95 (N=6)	- (N=0)
L4L5	13.27 ± 6.42 (N=2)	8.18 ± 3.24 (N=5)	13.8 ± 3.0 (N=3)	- (N=0)

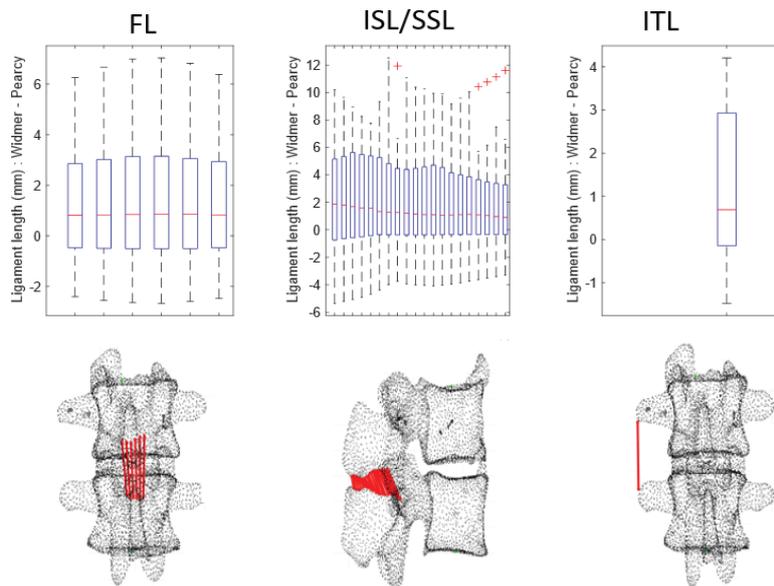


Figure 78. Représentation des différences de longueurs ligamentaires par élément 1D (abscisse) entre positions neutre de Widmer et de Pearcy pour les différents spécimens.

Les ligaments antérieur longitudinal (ALL), postérieur longitudinal (PLL), jaune (FL), épineux (ISL/SSL) et transversaire (ITL) sont présentés en fonction du nombre de fibres répartis sur leurs insertions. Chaque boîte à moustache représente la valeur médiane (rouge), les données entre le 1^{er} et 3^{ème} quantiles (boîte bleu) et les 5^{ème} et 95^{ème} percentiles (pointillés) pour les 50 spécimens (tout FSU confondu). Les figures représentent les fibres des ligaments (rouge) pour un exemple de FSU.

Les laxités ont été prédites avec la méthode numérique et sont présentées Figure 79 (positives=ligament relâché et négative=ligament prétendu). Pour le ligament FL, les valeurs des boîtes à moustaches se situent généralement dans la laxité négative sauf pour le seuil A qui se situe entre laxité positive et négative. Pour un même seuil, les variances des résultats ne changent pas avec la méthode de charge initiale (exemple pour A : 0.1±2.2 mm pour 0.5 N et 1.5±2.3 mm pour 10 N) et est faiblement inférieur pour LSM (exemple pour A : 0.6±2.0 mm). Pour les ligaments ISL/SSL, nous retrouvons des valeurs généralement dans la laxité positive sauf pour le seuil C et le seuil B des méthodes 0.5 N, 1 N et 3 N. Les valeurs les plus en prétension (laxité négative) se situent avec la valeur de seuil initial 0.5 N (seuil C : 3.4±2.2 mm) et les plus relâchées (laxité positive) avec la valeur de 10 N (seuil A : 5.8±2.3 mm). Les écarts varient avec la valeur de charge initiale (exemple pour A : 4.8±2.0, 2.4±2.7, 3.4±2.2, 4.4±2.3, 5.2±2.2 et 5.8±2.3 mm pour LSM, 0.5, 1, 3, 5 et 10 N, respectivement). Enfin, pour le ligament ITL, les valeurs sont entre laxité positive et négative. Tous les seuils A montrent de la laxité et seul le seuil B de la méthode à 10 N montre de laxité. Plus la valeur de seuil de force initial

augmente, plus la variance diminue. Par rapport aux données de prédiction du chapitre 3 (section 3.3.1), les ligaments FL et ISL/SSL sont un peu plus en prétension (environ 2 mm) et le ligament ITL est plus relâché (environ 5 mm).

Les résultats des valeurs expérimentales transportées en position Percy sont différents de celles de la section 2.3.1 en position Widmer. Le changement de posture a augmenté la laxité pour tous les ligaments. En position Percy, le FL ligament est en moyenne en laxité alors qu'il était en prétension en position Widmer. De plus, la variabilité de la laxité augmente en passant en position de Percy. Les laxités calculées aux différents points (A, B, C) sont aussi comparées aux laxités expérimentales la section 2 déplacées en position de Percy en Figure 79, Les valeurs expérimentales associées aux différentes méthodes de calcul de zéro se situent entre -3 et 4 mm pour FL, entre -1 et 8 mm pour ISL/SSL et entre 0 et 20 mm pour ITL (pour les 1^{er} et 3^{ème} quantiles) et une plus grande variabilité est observée par rapport aux laxités prédites aux points A, B, C. Pour FL et ISL/SSL, la majeure partie des boîtes à moustaches expérimentales est comprise dans celle des gammes de laxité prédites A, B et C. Les valeurs expérimentales se trouvent généralement entre les valeurs A et B, mais une partie de la boîte est en dessous de A. Pour ITL, les boîtes à moustaches des valeurs expérimentales sont en dessous de B et parfois même en dessous de A (par exemple la méthode à 10 N). La majeure partie de cette boîte se situe en dessous du seuil A.

Les positionnements AB(X%) ont été calculés pour les différents quantiles (minimales, Q1, médianes, Q3 et maximales) de la boîte à moustache ainsi que pour la moyenne (Tableau 13). Une valeur entre 0 et 100% signifie que la valeur expérimentale se situe entre A et B. Une valeur négative qu'elle se situe en dessous de A et une valeur supérieure à 100%, au-dessus de B. Pour FL, les valeurs se trouvent entre 7 et 27% pour Q1, entre -34 et 16% pour médiane et entre -103 et -21% pour Q3. Pour SP, les valeurs se trouvent entre 30 et 61% pour Q1, entre -16 et 11% pour médiane et entre -82 et -58% pour Q3. Pour ITL, les valeurs se trouvent entre -73 et 3% pour Q1, entre -269 et 6% pour médiane et entre -658 et -107% pour Q3. Ces valeurs sont très faibles et éloignées des seuils AB. Généralement, pour FL et ISL/SSL, les valeurs minimum et Q1 sont dans le tronçon A et B alors que les valeurs Q3 et maximum sont au-dessus de B. Finalement, les valeurs moyennes de ces ligaments sont toujours en dessous de A, mais assez proche (- de 10 % du tronçon AB).

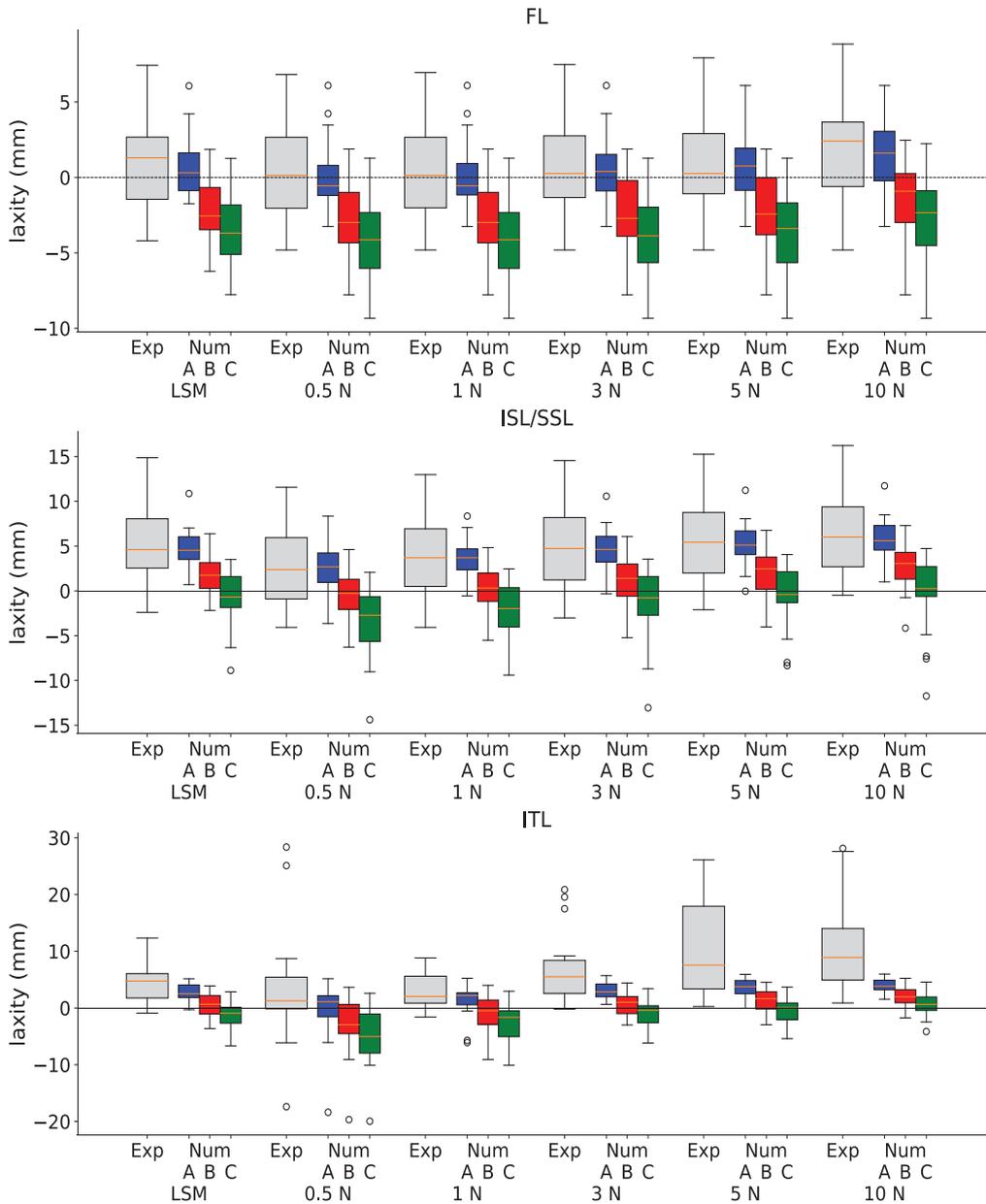


Figure 79. Laxités (mm) expérimentales déplacées en position de Percy (« Exp ») et numériques « Num » prédites aux points A, B, C par ligament (FL, ISL/SSL, ITL) et méthode de calcul de zéro (LSM, 0.5, 1, 3, 5 et 10N).
 Chaque boîte à moustache représente La valeur médiane (orange), l'étendue interquartile, les données entre le 1^{er} et 3^{ème} quantiles (boite) et les 5^{ème} et 95^{ème} percentiles (moustaches noires) pour les 30 spécimens (tous FSU confondus). Une valeur positive correspond à un relâchement ligamentaire alors qu'une valeur positive correspond à une prétension.

CHAPITRE 5 – PRÉDICTION DE LA LAXITÉ LIGAMENTAIRE

Tableau 13. Positions des valeurs expérimentales dans l'intervalle AB selon le ligament et de la méthode de calcul de zéro.

Les valeurs sont calculées telles que $ABX\% = \frac{expé - A}{B - A} * 100$. Une valeur entre 0 et 100% signifie que la valeur expérimentale se situe entre A et B. Une valeur négative qu'elle se situe en dessous de A et une valeur supérieure à 100%, au-dessus de B.

		Min	Q1	Median	Q3	Max	Mean
FL	LSM	55	22	-34	-45	-33	-5
	0.5 N	35	27	-28	-103	-18	-8
	1 N	35	27	-28	-90	-21	-8
	3 N	35	14	4	-72	-33	-5
	5 N	35	7	16	-49	-44	-5
	10 N	35	14	-31	-21	-76	1
ISL/SSL	LSM	108	30	-3	-69	-89	-9
	0.5 N	17	61	11	-58	-86	-4
	1 N	71	53	0	-82	-132	-7
	3 N	55	53	-3	-68	-89	-5
	5 N	52	53	-12	-70	-90	-7
	10 N	29	57	-16	-69	-101	-5
ITL	LSM	19	3	-119	-107	-569	-70
	0.5 N	-76	-46	-4	-214	-1530	-117
	1 N	-150	-8	6	-227	-286	-57
	3 N	23	-20	-145	-189	-1170	-155
	5 N	-10	-32	-181	-658	-1437	-295
	10 N	20	-73	-269	-541	-2952	-371

3.4. Discussion

Des gammes de laxité prédites avec des modèles personnalisés (géométrie et courbe ligamentaire) et la méthode du chapitre 3 ont été comparées aux laxités mesurées expérimentalement (ajustées pour changement de posture neutre). L'objectif était de voir si la gamme de laxité déterminée par simulation dans le chapitre 3 (section 3.3.1) pouvait être réduite, ou de formuler de nouvelles hypothèses.

Les laxités expérimentales moyennes sont légèrement en dessous de l'hypothèse correspondant au point A, sauf dans le cas du ligament intertransversaires (ITL) où elles étaient nettement inférieures au point A. Il y a aussi une grande variabilité entre spécimen comme illustré par les quantiles.

En d'autres termes, pour le FL et l'ISL/SSL, pour un chargement correspondant à une RoM complète moyenne de Percy en flexion, le chargement du ligament atteindrait en moyenne presque le point A sur sa courbe de traction (écart maximum de 10% de la largeur de l'intervalle A-B) mais le résultat serait bien en dessous pour l'ITL.

Ainsi, pour le FL et le l'ISL/SSL, nous nous trouvons aux limites de l'hypothèse formulée selon laquelle, lors de mouvements d'amplitude physiologique, les ligaments sortent de leur zone neutre. La méthode utilisée pour déterminer cette fin de zone neutre (la position du point A sur la courbe de réponse ligamentaire) affecte légèrement cette position (entre A et B ou en dessous), sans qu'une tendance générale ne se dégage. La faiblesse de ces valeurs moyennes et médianes suggère soit que le régime de fonctionnement du ligament diffère des hypothèses faites sur les courbes de type Chazal et al. (1985), soit que la ROM volontaire de type Percy est trop en dessous de la zone de fonctionnement au point A. Des amplitudes de mouvement observées lors d'activités non-lésionnelles plus importantes devrait être recherchées et testées. Il est d'ores et déjà possible de remarquer que dans les essais de Wilke et al. (2001), les pressions atteintes lors du toucher des orteils par les mains étaient bien

supérieures à celle de l'amplitude volontaire, sans bien sûr que cela soit lésionnel. Ceci ne remet toutefois pas en cause fondamentalement les hypothèses faites pour ces ligaments.

A contrario, si les résultats pour les ligaments FL et le SSL/ISL se situent aux limites de l'hypothèse, ceux pour les ligaments ITL varient considérablement en fonction de la méthode utilisée et ne respectent plus du tout l'hypothèse concernant le point A. Le mode de chargement en flexion était celui qui sollicitait le plus le ligament dans le modèle mais d'autres chargements devraient peut-être être appliqués. De manière plus générale, dans le chapitre 3, des limitations liées au traitement de l'ITL, tout comme des autres ligaments, ont été discutées, notamment en ce qui concerne sa modélisation et sa contribution limitée à la stabilité passive du FSU sur le plan mécanique. Dans les données de Widmer, certains ITL présentent des ruptures à des forces inférieures à 10 N, tandis que d'autres ne montrent pas de comportement de pied de courbe. Avec l'ensemble des résultats précédents, ceci confirme que le rôle joué par A semble être différent des autres et qu'il devrait peut-être être traité différemment : il est possible que la courbe caractéristique de l'ITL et son chargement ne correspondent pas à la représentation des ligaments que nous avons utilisé (Chazal et al., 1985; White and Panjabi, 1990) pour formuler nos hypothèses.

Plusieurs limitations doivent être mentionnées.

Premièrement, la mobilité appliquée est la mobilité moyenne de Pearcy. Elle ne correspond pas aux mobilités maximales réelles possibles sur les FSU testés. Ceci pourrait contribuer à la variabilité importante de position sur la courbe en fin de mobilité du Tableau 13. Les données de mobilité de Widmer sont personnalisées, mais limitées à 7.5 N.m avec des amplitudes de mouvement bien inférieures à celles de Pearcy. Elles conduiraient à atteindre un point encore plus éloigné de A que dans les calculs réalisés. Ceci est consistant avec les conclusions de Widmer sur la contribution mineures des ligaments dans les essais de mobilité réalisés. Seul le centre de rotation moyen mesuré lors de ces essais a été utilisé. L'application d'une rotation pure est aussi une limitation, car elle ne prend pas en compte les possibles contacts ou les tissus mous. De plus, même si nous avons essayé d'être le plus fidèle possible à White and Panjabi (1990), le choix des zones d'insertions ligamentaire est soumis à l'opérateur.

Deuxièmement, malgré l'utilisation de modèles personnalisés, le modèle de ligament est resté très simple : l'allongement calculé est un allongement moyen des « fibres », les fibres sont parallèles, et l'on suppose que les laxités étaient les mêmes quelles que soient les fibres lors de l'essai de traction. C'est bien sûr une simplification car, lors du mouvement de rotation, l'élongation varie par fibre selon la distance au centre de rotation. De plus l'orientation des fibres n'est pas forcément constante, à la fois initialement et lors du mouvement. Le chargement des fibres, qui est considéré dans les hypothèses, est donc probablement différent de celui de la courbe d'essais de traction uniaxiale.

Pour vérifier une telle hypothèse, il serait nécessaire de réaliser des essais expérimentaux permettant de décrire la caractérisation des ligaments en fonction de différents types de chargement de l'unité fonctionnelle du segment vertébral, tels que la flexion par exemple. Une troisième étude avait été entreprise pour ce chapitre, mais a été interrompue. L'objectif était de décrire la laxité ligamentaire de chaque fibre en utilisant des essais de résection successifs plutôt que des essais de traction. Sans décrire les différentes approches possibles, une des approches consistait à prédire la courbe force/déplacement de chaque fibre à partir de la courbe de réduction et du bras de levier, puis de mesurer la laxité sur cette courbe (Mommersteeg et al., 1997 et Widmer, 2020). L'intérêt principal de ces travaux résidait dans l'aspect multi-chargeement, qui pouvait nous aider à comprendre certains phénomènes non visibles dans les courbes de traction uniaxiale, dont une laxité non-homogène et le

chargement détaillé du ligament en condition. Toutefois, la faiblesse des rotations à 7.5 N.m et des chargements ligamentaires associés n'a pas permis de conclure.

Aussi, sans changer fondamentalement d'approche, l'investigation de modèles avec une meilleure description des composants du ligament et de son fonctionnement semblerait souhaitable (et fera l'objet du dernier chapitre).

4. Conclusion

Nous avons vu qu'il est essentiel de ne pas négliger la laxité ligamentaire dans le traitement et l'utilisation des courbes ligamentaires. Dans les modèles numériques, la modélisation de la laxité entraîne un changement de la rigidité globale. Cependant, la quantification de cette laxité n'a de sens que si certains paramètres tels que la posture sont pris en compte. Ce chapitre a (1) évalué le calcul des laxités ligamentaires à l'aide de différentes méthodes de détermination de l'origine des courbes, (2) examiné les relations entre ces laxités et des paramètres spécifiques aux spécimens, (3) prédit des gammes de laxités à l'aide de la méthode développée dans le chapitre 3 et des modèles personnalisés afin de les comparer à celles obtenues expérimentalement.

L'effet de la méthode de calcul de l'origine de la courbe a pu être mis en évidence sans toutefois qu'il change la nature des autres résultats obtenus (corrélations). Une méthode dite de faible pente a été proposée qui pourrait être intéressante par rapport à des méthodes de seuils de force dont la pertinence du choix de seuil peut changer selon la nature de la courbe. La laxité mesurée expérimentalement s'est révélée difficile à prédire à partir des caractéristiques des connus des FSU et des courbes ligamentaires. Il semble toutefois possible d'expliquer environ 25% de la variance pour les FL et ISL/SSL à l'aide de régressions simples. La laxité ne semble pas corrélée à l'angle entre vertèbres. Les résultats obtenus pour l'ITL étaient très différents des deux autres ligaments.

Ensuite, utilisant des modèles personnalisés et la méthode du chapitre 3, des gammes de laxité admissibles ont été calculées et comparées aux valeurs expérimentales. En général, les laxités expérimentales n'auraient pas permis d'atteindre la fin de la zone neutre (point A) sur la courbe de traction. Pour les FL et ISL/SSL, le point atteint était toutefois proche, en moyenne 10% de la largeur de zone linéaire (AB) en dessous de A. Si cela ne remet pas en cause complètement l'hypothèse A, son niveau pourrait être ajusté pour choisir une laxité. Le modèle très simplifié de ligament et le besoin de chargements non-lésionnels d'amplitude plus élevée font partie des pistes à investiguer avant cela. Par contre pour l'ITL, les résultats sont très inférieurs à A et manquent parfois de cohérence. Combiné avec les précédents résultats sur l'ITL, ceci remet en cause le fait de considérer l'ITL comme un ligament parmi d'autres dans l'approche proposée.

Enfin, je tiens de nouveau à remercier le Dr. Jonas Widmer et son équipe de l'université hospitalière de Balgrist (Spine Biomechanics group, Universitätsklinik Balgrist, Zürich, Suisse) pour avoir partagé leurs données avec nous.

Celles-ci seront à nouveau utilisées dans le prochain chapitre qui va étudier l'effet de la simplification du modèle de ligament.

Chapitre 6

Modélisation par fibre et laxité ligamentaire

Ce chapitre est une synthèse des travaux sur la description des ligaments à l'aide de fibres en parallèles qui incluent la laxité. En se basant sur la littérature pour des ligaments d'autres régions anatomiques, divers modèles simplifiés sont formulés et leurs paramètres identifiés par optimisation sur la base de résultats d'essais de traction. L'effet de contraintes fonctionnelles liées à la RoM formulées en Chapitre 3 est aussi considéré. L'approche mise en place peut être utilisée pour formuler des exigences sur des modèles ligamentaires et pour choisir des modèles « plausibles » qui pourraient être implémentés dans des modèles éléments finis.

SOMMAIRE

CHAPITRE 6 MODÉLISATION PAR FIBRE ET LAXITÉ LIGAMENTAIRE	129
1. Introduction.....	130
2. Méthodes	132
3. Résultats.....	136
3.1. <i>Origine de la courbe de traction connue</i>	<i>136</i>
3.2. <i>Sans connaissance de l'origine de la courbe de traction.....</i>	<i>145</i>
4. Discussion et conclusion	147

1. Introduction

Un des objectifs de cette thèse est d'aider au choix de modélisation des ligaments de lombaire pour des modèles humains. Des hypothèses fonctionnelles ont été testées en Chapitre 3 (section 3). Ces hypothèses devraient permettre de borner les laxités entre des valeurs plausibles. Toutefois, en essayant de raffiner l'intervalle plausible à l'aide des essais de Cornaz et al. (2021) et Widmer et al. (2020) (Chapitre 5 section 3), il n'a pas été trouvé de paramètre mesurable sur les FSU (ex : géométrique) qui permette de prédire la laxité ligamentaire initiale. Il semble seulement possible de la borner à l'aide de régressions qui expliquent environ 25% de la variance. De plus, les laxités ligamentaires expérimentales sembleraient correspondre à des points de fonctionnement assez bas sur la courbe de réponse en traction (en dessous du point A).

Toutefois, une des hypothèses faite jusqu'alors est que la réponse du ligament pouvait être représentée par son élongation moyenne que ce soit en traction ou en flexion. Ceci est une simplification forte. En effet, en traction, l'élongation peut varier entre groupes de fibres qui auraient des orientations initiales très différentes (cf. ligament interépineux). De plus, lors de la flexion, l'élongation d'insertion à insertion varie linéairement avec la distance au centre de rotation. Ceci pourrait être particulièrement important pour l'ensemble ISL/SSL en flexion, et les ALL, PLL et FL en flexion latérale. Pour la laxité, même s'il existait une posture avec une laxité homogène à l'intérieur du ligament, elle ne serait plus homogène après un changement de posture. Ceci pourrait affecter fortement la réponse en traction, et bien sûr la relation entre réponse en traction et contribution en flexion après un changement de posture.

L'effet important de l'orientation des insertions (conduisant à des changements de longueur initiale) sur la raideur ligamentaire a été montré par Mommersteeg et al. (1996) pour des ligaments de genou. Kim et al. (2014) ont aussi montré qu'une variation des longueurs initiales des fibres entraîne un pied de courbe plus long et une zone de rupture différente en traction (ligament de la rotule). Plusieurs études ont essayé de représenter ces mécanismes dans des modèles simplifiés ou éléments finis (EF) de ligaments. Barrett et al. (Barrett et al., 2021; Barrett and Callaghan, 2018, 2017) ont développé un modèle de comportement ligamentaire de ligament cervical composé d'une population (au sens statistique) de fibres de collagène en parallèle. Les fibres sont linéaires avec une possible laxité positive (relâchement), une raideur et une longueur à rupture. Les paramètres du modèle sont identifiés par optimisation en comparant sa réponse en traction à des courbes expérimentales. Barrett montrent le lien entre les paramètres et caractéristiques de la courbe (pied de courbe, plateau vs. rupture soudaine). Nie et al. (Nie et al., 2017b, 2017a, 2016) utilisent un modèle de ligament avec des hypothèses similaires : une population de fibres parallèles linéaires avec une laxité positive (relâchement), une raideur et une longueur à rupture. Toutefois, Nie introduit une hypothèse de distribution spatiale de rupture des fibres selon la distance au milieu du ligament (Figure 80). Encore une fois ces paramètres sont déterminés par optimisation, mais cette fois-ci à l'aide de la cinématique de cheville plutôt qu'un essai de traction. Les résultats sont utilisés dans un modèle éléments finis pour décrire la rupture progressive des ligaments.

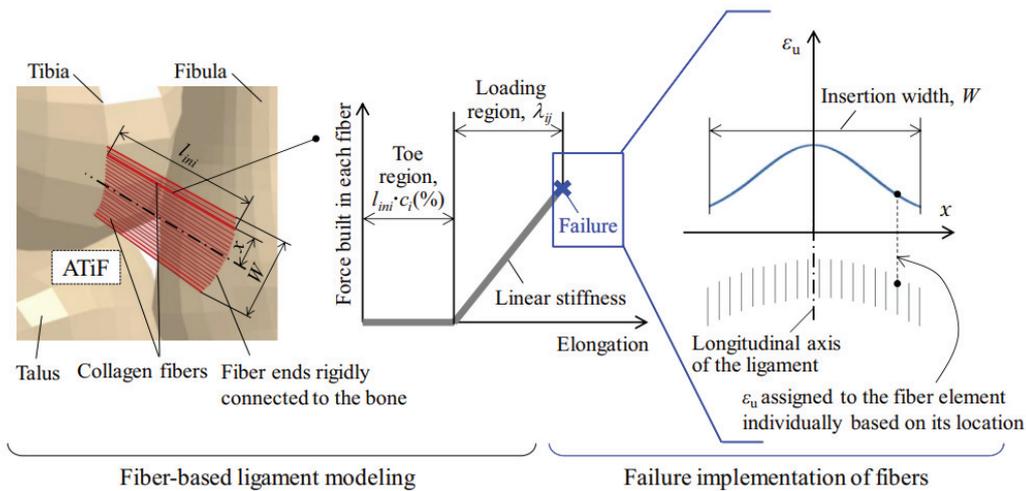


Figure 80. Hypothèses du modèle de ligament selon Nie et al. (2017a).

« Ligaments majeurs reproduits sous la forme d'un faisceau d'éléments fibreux dans le modèle de pied et de cheville (illustré : le ligament ATiF). Le comportement mécanique de chaque fibre a été défini via une courbe force-allongement, avec un seuil de défaillance mis en œuvre comme une distribution de la contrainte ultime au niveau de la fibre ».

Ainsi, divers travaux ont démontré le lien entre propriétés et état du ligament (y compris la laxité et sa distribution) et réponse en traction ou rotation (raideur, forme de courbe). Dans le cadre de notre problème, il semblerait donc possible d'extraire des informations liées à la laxité de la forme courbe de traction. Ces informations pourraient être combinées aux contraintes fonctionnelles déjà utilisées afin d'aider à choisir des propriétés plausibles en modélisation.

L'objectif de ce chapitre est donc d'explorer une approche similaire de modélisation de la laxité basé sur la modélisation par fibre et voir comment ce modèle interagit avec des hypothèses fonctionnelles. L'étude de l'effet sur la réponse en flexion ne sera pas pour l'instant considérée. L'application sera focalisée sur l'ensemble ISL/SSL et le FL (l'ITL semblant se comporter différemment selon les résultats des précédents chapitres). Pour ce faire, un modèle spécifique à ces ligaments et à nos objectifs doit être mis en place. Par rapport aux travaux de la littérature, l'approche suivante a été considérée :

- Comportement et composition des fibres : L'hypothèse de fibres linéaires de même raideur en parallèle avec une laxité et une rupture des modèles de Barrett et Nie a été conservée. Toutefois, tous les deux n'ont considéré que des fibres de collagène à faible déformation à rupture (jusqu'à 18% pour Nie). Différentes « compositions » (limites de rupture) seront considérées, y compris la présence de fibres avec une forte élongation à rupture (ex : élastine, Gosline et al., 2002).
- Laxité : Nie suppose une laxité constante et Barrett une distribution gaussienne de la laxité autour d'une moyenne. En plus de la distribution gaussienne comme dans Barrett, une dépendance spatiale va être introduite soit avec plusieurs faisceaux séparés (ex : pour décrire la complexité anatomique de l'ensemble ISL/SSL cf. (Scapinelli et al., 2006)), soit avec une dépendance à la distance au centre de rotation.
- Rupture : Nie définit la rupture comme une distribution gaussienne de la distance à la fibre moyenne en fonction de la largeur de l'insertion (entre 12 et 18% de déformation). Barrett utilise une valeur moyenne. Ici, il ne semble pas y avoir de raison de supposer une dépendance spatiale, mais une variation aléatoire sera utilisée (comme pour la laxité).

Les paramètres des modèles seront identifiés par optimisation en utilisant des courbes de traction (comme Barrett). Les réponses de Widmer et al. (2020) en position neutre seront utilisées et donc,

contrairement à Barrett et Nie, la laxité pourra être négative pour pouvoir décrire une prétension. Enfin, des hypothèses fonctionnelles liées au recrutement minimum, mais à l'absence de rupture en fin de ROM seront aussi introduites dans l'optimisation.

2. Méthodes

Les ligaments de quatre FSU avec un score de dégénérescence discale minimal ont été étudiés : L1-L2, T12-L1 et deux L4-L5. **La construction et l'évaluation des modèles seront montrées en trois étapes** : 1) Un modèle simple avec un seul faisceau ; 2) Un modèle avec plusieurs faisceaux distincts ; 3) Un modèle avec deux types de fibres correspondant approximativement à du collagène et de l'élastine superposés. Pour le modèle simple de l'étape 1, les principes sont décrits ci-après et illustrés en Figure 82 – A et B. :

- Le ligament est composé de 10 groupes de fibres (notés i ; éléments 1D dans un modèle élément finis) répartis de manière équidistante le long de l'insertion (Figure 81 – A). Chaque groupe est composé de fibres (notées j) qui sont linéaires de raideur k (la même pour toutes les fibres) (Figure 81 – B). Chaque fibre se déplace de la même manière (déplacement de l'élément).
- La rupture de chaque fibre est une propriété intrinsèque de celle-ci et suit $\mu_j = \mu_0 * L_{0,j} * (1 + N_{\mu,i} * \sigma_\mu)$ avec μ_0 le paramètre de déformation à rupture des fibres, $L_{0,j}$ la longueur initiale du faisceau de fibres avant effort et une composante aléatoire sur les fibres : $N_{\mu,i} * \sigma_\mu$ où $N_{\mu,i}$ est une distribution normale limitée à 2 écart-types.
- Chaque fibre a une longueur initiale (la même que l'élément/groupe) et une zone sans chargement λ_j . $\lambda_j = S_i + \sigma_\lambda * L_{t_0,i} * (N_{\lambda,i} + 2)$ où S_i est une constante de laxité par faisceau, $\sigma_\lambda * (N_{\lambda,i} + 2)$ est une distribution normale limitée à 2 écart-types utilisés pour représenter le dépliage des fibres (grâce à la constante, la valeur est positive et ne démarre pas avant S_i , ce qui permet que la laxité garde son sens commun). Deux hypothèses de laxité ont été étudiées :
 - La laxité est la même partout : $S_i = S_0$.
 - Il existe une posture où la laxité est constante. (Figure 81 – C). On peut écrire cette hypothèse sous la forme d'une fonction affine proportionnelle à la distance avec le centre de rotation (CoR) : $S_i = a_0 * (d_i - d_1) + b_0$ où $d_i - d_1$ est la distance entre la fibre i et la plus proche du CoR ($i = 1$), $a_0 = \arctan(\alpha)$, α est l'angle (par rapport à la position neutre) où la laxité est constante. En pratique, $S_i = S_0$ si $\alpha = 0$.

Pour les modèles de l'étape 2, les groupes sont répartis en trois faisceaux (Figure 82) :

- Pour le LF (Figure 82 – A), 2 faisceaux sont utilisés, 1 pour les 4 éléments centraux et 1 pour les 3 éléments de chaque côté. Ceci correspondrait à une possible adaptation à la flexion latérale.
- Pour le ISL/SSL (Figure 82 – B), 2 cas sont étudiés correspondant à des hypothèses de Scapinelli et al. (2006) :
 - Cas 1 : « faisceaux croisés ». Deux faisceaux orientés obliquement de directions opposées au niveau antérieur et un faisceau au niveau postérieur pour représenter le SSL (Figure 82 – C).
 - Cas 2 : « faisceaux parallèles ». Trois faisceaux (antérieur, postérieur et central) adjacents et orientés vers l'antérieur (Figure 82– D).

Nous utilisons ici des laxités constantes ($\alpha = 0$) pour chaque groupe de faisceau : S_0, S_1, S_2 .

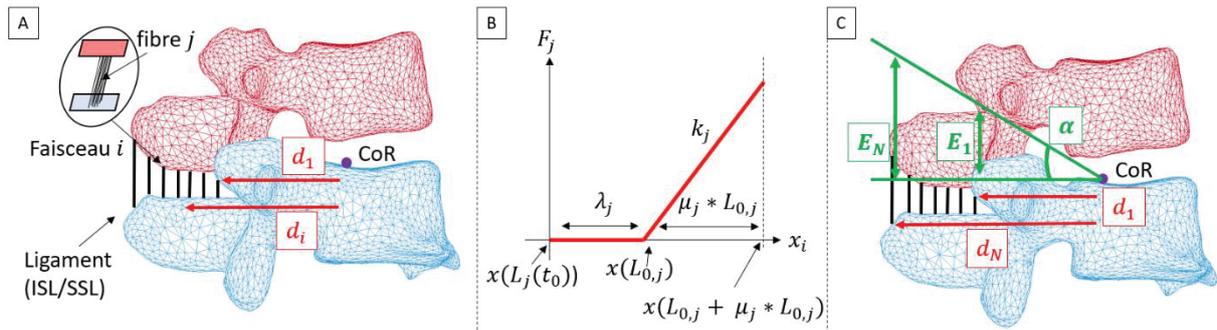


Figure 81. Représentation des hypothèses de laxité rapportées aux FSU.

A) Le ligament (ici, ISL/SSL) est discrétisé en 10 groupes de fibres le long de son insertion. Les distances d_i entre ligament et centre de rotation sont calculées et d_1 est la distance à la première fibre. B) Courbe bilinéaire de force/élongation d'une fibre. La courbe commence à la longueur $L_j(t_0)$. La laxité (λ_j) est à effort nul entre $L_j(t_0)$ et $L_{0,j}$. L'effort entre $L_{0,j}$ et $L_{0,j} + \mu_j * L_{0,j}$ est calculé avec une raideur k . C) L'angle α serait l'angle (par rapport à la position initiale) pour lequel la laxité est constante.

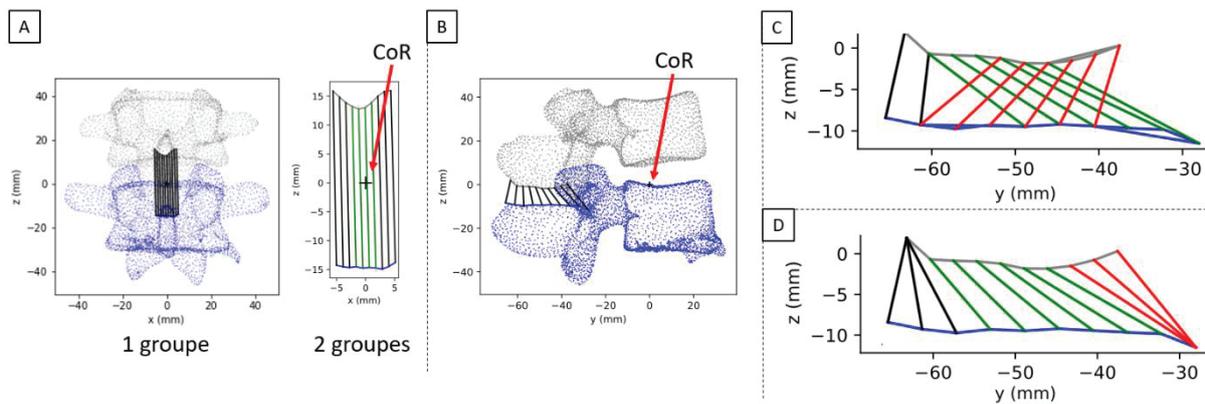


Figure 82. Représentation des faisceaux.

A) Ligament jaune (FL) avec un et deux faisceaux (mêmes orientations) B à D) Ligaments interépineux/supraépineux (ISL/SSL) pour un faisceau (B) et trois faisceaux (C, D, hypothèses dans Scapellini).

Pour le modèle à l'étape 3, un seul faisceau est utilisé en répartissant le comportement entre fibres souples (« élastine ») et rigides (« collagène ») tels que la raideur d'une fibre souple soit 1/10 des fibres plus rigides. La laxité élastine est inférieure à la laxité collagène. Nous avons utilisé des paramètres de ruptures et de laxités par type de comportement ($\mu_{c,j}$, $\mu_{e,j}$, $S_{c,0}$ et $S_{e,0}$) en conservant les répartitions aléatoires pour les deux ($N_{\mu,i}$ et $N_{\lambda,i}$). D'autres ratios que 1/10 et un ratio variable (issu de l'optimisation) ont aussi été testés, mais ne seront pas présentés ici.

La contrainte B pour une amplitude fonctionnelle de flexion sans endommagement a été reprise du chapitre 3 : le ligament ne doit pas être endommagé en atteignant la RoM. En pratique, cela a été traduit par « une rupture de 1% des fibres du ligament ne doit pas être atteinte en flexion maximale ».

Ici, les angles de flexion maximale volontaire de Pearcy, 1985 (moyenne et écart-type) ont été appliqués sur les spécimens selon leurs niveaux lombaires et leurs angles posturaux (Tableau 14). Les angles n'étant pas connus pour T12-L1 dans Pearcy, les mêmes mobilités que L1-L2 ont été utilisées.

Tableau 14. Calcul de l'angle de flexion maximal pour les spécimens.

L'angle de flexion maximum du modèle = flexion Pearcy + angle initial modèle – angle initial Pearcy. Sans information pour T12-L1 (car pas de prédiction dans Pearcy), la posture est supposée identique au spécimen utilisé et à la RoM de L1-L2

Spécimen (numéro Widmer)	FSU	Angle initial moyen Pearcy	Flexion (SD) Pearcy	Angle initial spécimen	Flexion modèle		
					Min (mean -SD)	Mean	Max (mean+ SD)
1 (S181260)	L1-L2	2°	8° (5)	4.6°	5.6°	10.6°	15.6°
2 (S181915)	T12-L1	1.2° (supposé)	8° (5)	1.2°	3°	8°	13°
3 (S182898)	L4-L5	17°	13° (4)	15.1°	7.1°	11.1°	15.1°
4 (S190353)	L4-L5	17°	13° (4)	14.4°	6.4°	10.4°	14.4°

Deux chargements ont été effectués :

- Traction pour comparer aux essais de Cornaz et al. (2021) : la vertèbre supérieure est déplacée verticalement dans l'axe du FSU.
- Flexion pour étudier l'angle de rupture (ou appliquer une contrainte) : la vertèbre supérieure est déplacée par rotation autour du CoR de la valeur de mobilité moyenne dérivée de Pearcy.

Les positions des insertions sont mises à jour selon le chargement et l'élongation de chaque fibre x_j est calculée, ce qui permet d'en déduire l'effort dans chaque fibre. Les efforts sont projetés sur l'axe vertical (traction) et sommés pour obtenir l'effort total. Les ruptures des fibres sont aussi comptabilisées.

L'identification des paramètres a été réalisée à l'aide d'une optimisation globale shgo (simplicial homology global optimization) implémentée dans `scipy.optimize` (docs.scipy.org). C'est une méthode assez récente (Endres et al., 2018) qui utilise un échantillonnage initial puis une méthode locale pour la recherche de minima dans des régions. Les paramètres choisis autorisent jusqu'à 400000 évaluations de la fonction d'objectif et 4 itérations. Avec 200 points pour la courbe d'essai et cent fibres par groupe, ceci conduit à des résultats entre quelques secondes et quelques minutes selon le nombre de variables (entre 4 et 7).

Le modèle a été calculé sur une abscisse de déplacement supérieure au maximum expérimental pour capturer la rupture (ajout d'une amplitude expérimentale de déplacement). Pour la fonction d'objectif, le RMSE (écart quadratique moyen) entre la courbe expérimentale et le modèle a été utilisé. La courbe expérimentale a été modifiée pour ajouter un quart de l'amplitude de déplacement à 0 N avant la traction pour orienter la réponse initiale du modèle. Le critère prend aussi en compte que la force devrait retourner à 0 N à la fin de chargement sur 3/4 de l'amplitude expérimentale pour orienter l'optimisation vers une rupture complète. Les contraintes A et B ont été implémentées comme des pénalités additionnées au RMSE : $Penalty = F_{max} * L_{max} * (Fail_{\%} - Fail_{tol})^{0.1}$ où $Fail_{tol}$ est la tolérance de rupture (1%), $Fail_{\%}$ le pourcentage de fibres cassées, F_{max} l'effort maximum, L_{max} l'allongement maximum, et la puissance de 0.1 est choisie pour une augmentation rapide du critère.

L'optimisation a été bornée de la manière suivante :

- Constante de laxité : le spécimen est en position neutre au départ. Il a été supposé que la constante maximale ne serait pas supérieure à 50% de la longueur moyenne entre insertions. Une prétension est autorisée jusqu'à la moitié de cette valeur.
- L'écart-type de laxité : borné arbitrairement entre 0 et 10% du maximum de la longueur ligamentaire moyenne ($\sigma_\lambda = [0.0, 0.1]$), ce qui ferait environ 2mm pour le ISL/SSL et 4mm pour le FL pour deux écart-types.
- La pente de dépendance à la distance au CoR : en supposant qu'un angle à laxité constante se situe à moins de 20° de la position de départ, alors la pente serait $|a| < \tan(20^\circ)$, arrondi à 0.4. La valeur est sans doute inférieure (20° conduisant probablement au-delà de la rupture en flexion et au contact des épineuses en compression).
- La déformation à rupture de la fibre : diverses hypothèses ont été faites.
 - Si l'on considère du collagène, Nie et al. avaient supposé une rupture entre 12 et 18% de déformation. Gosline et al. (2002) suggère 13% sur du tendon. Des bornes $\mu_j = [0.1, 0.2]$ (entre 10 et 20%) ont été utilisées.
 - Si de l'élastine est présente (ce qui est le cas en particulier dans le FL : Kosaka et al., 2007) et contribue à la réponse, une limite bien plus élevée pourrait être utilisée. Gosline et al. suggèrent une limite de 1.5 sur de l'élastine de ligament bovin et Shen et al. (2008) des valeurs de 100% de déformation de la fibrille sans rupture.
 - Dans le cas d'une fibre homogène, deux autres bornes ont donc été testées : $\mu_j = [0.1, 0.3]$ et $\mu_j = [0.1, 1.0]$.
 - Dans le cas de combinaison de fibres, « l'élastine » et le « collagène » sont séparés (c.f. étape 3). Une borne d'« élastine » a été testée $\mu_{e,j} = [0.1, 1.0]$ ainsi que deux bornes de « collagène », $\mu_{c,j} = [0.1, 0.2]$ et $\mu_{c,j} = [0.1, 1.0]$.
- L'écart-type de limite à rupture : borné arbitrairement entre 0 et 30% ($\sigma_\mu = [0, 0.3]$).

Pour la résolution, Nie et al. (2016) avaient supposé une raideur de fibre k rapport entre la raideur ligamentaire K et le nombre de fibres. Cette hypothèse pourrait être incorrecte en cas de rupture très progressive du ligament où certaines fibres ne sont pas encore dans leur zone linéaire alors que d'autres auraient déjà cassé. Une autre méthode a donc été utilisée : le nombre de fibres dans leur zone linéaire est d'abord calculé le long de la courbe de déplacement et k est calculé comme le rapport entre l'effort maximum et le nombre de fibres. Ceci revient à imposer l'effort maximum du modèle.

Finalement, **deux conditions sont testées pour le positionnement relatif de la courbe de traction et de la flexion**. Toutes deux considèrent que les orientations des insertions sont les mêmes mais :

- La première condition considère que l'origine de la courbe de traction correspond à la position de départ en flexion (données de Cornaz et Widmer). Les paramètres sont déterminés sans modifier la courbe expérimentale.
- La deuxième condition propose de se mettre dans le cas général où la laxité n'est pas déterminée expérimentalement à partir de la courbe de traction, c.a.d. le cas typique pour les données de la littérature où l'origine de la courbe de traction ne correspond pas forcément à la position neutre. La position de l'origine est utilisée comme variable d'optimisation entre -5 et 5 mm.

Une matrice d'optimisations avec différentes hypothèses a été réalisée (disponible en Annexe I : Annexes) et est présentée dans la prochaine section.

Les valeurs de laxité peuvent être comparés à celle obtenus dans le chapitre 5 (Tableau 15).

Tableau 15. Comparatif des laxités des spécimens en fonction de la méthode LSM et 1N (Chapitre 5).

Spécimen	FL		ISL/SSL	
	LSM (mm)	1 N (mm)	LSM (mm)	1 N (mm)
1	-2.6	-2.6	1.2	-1.9
2	-2.2	-2.9	0.9	-1.9
3	-1.0	-3.5	6.2	5.1
4	-0.8	-2.0	6.6	4.7

3. Résultats

3.1. Origine de la courbe de traction connue

Laxité constante et faisceau unique : effet de la limite à rupture des fibres

L'ensemble des réponses est résumé en Figure 83 avec les valeurs numériques des critères et paramètres dans le Tableau 16 qui suit. L'effet de la limite à rupture a d'abord été étudié une rupture bornée à $\mu=[0.1, 0.2]$, ce qui est proche des valeurs utilisées par Nie et al. (Figure 83 – bleu, modèle 10101). Pour les FL, la courbe résultant de l'optimisation des paramètres est relativement proche de la courbe en traction (RMSE<45). Cependant, la partie non-linéaire du pied de courbe et la forme de rupture après le pic ne sont pas capturées. La limite à rupture obtenue est entre 0.1 et 0.17 selon le ligament et entre -0.7 et 2.6 mm (ce qui ne correspondrait pas à la valeur expérimentale et qui est uniquement basée sur le pied de courbe). Pour les ISL/SSL, la courbe avec une rupture précoce (spécimen 2) est assez bien approchée (RMSE=25). Toutes les autres sont éloignées (RMSE > 95) et ont des limites à rupture égales à la borne supérieure permise ($\mu=0.2$). Les réponses des modèles ont des amplitudes de déplacement avec force non nulle beaucoup plus courtes que celles des essais expérimentaux. Les laxités (entre 3.2 et 6.4 mm) sont plus importantes que pour les FL. Les seuils de 1% de rupture de fibres sont toujours atteints après l'angle d'amplitude fonctionnelle minimale de flexion (moyenne – 1 écart-type). En revanche, seuls un ISL/SSL et deux FL atteignent l'angle moyen. Le paramètre de laxité semble relié à l'angle de rupture : plus la laxité est importante, plus l'angle de rupture est important. Les angles de rupture totale (99%) sont beaucoup plus élevés : supérieur à 19.5° pour FL et supérieur à 17.3 et 44.1° pour ISL/SSL. Ces angles ne pourraient probablement pas être observés expérimentalement car la rupture osseuse ou du disque surviendrait bien avant (cf. Tushak et al., 2022). Le manque de respect du début de la courbe conduit parfois à atteindre la rupture de 1% de fibres en traction dans le pied de courbe expérimentale (ex : spécimen 4 – ISL/SSL). Pour les écart-types (σ_μ et σ_λ), aucune tendance claire ne se dégage pour ce cas, ni d'ailleurs pour les autres.

Partant de l'observation qu'une limite à rupture de fibre inférieure à 20% conduit à des réponses assez éloignées des courbes expérimentales (pour l'ISL/SSL au moins), la borne supérieure a été augmentée à 0.3 puis 1.0. La limite à 0.3 a un effet limité mais visible sur la réponse (Figure 83 – orange, modèle 10103), avec des courbes qui se rapprochent légèrement pour le ISL/SSL mais une différence de RMSE limitée. La rupture de 1% de fibre survient après l'angle d'amplitude fonctionnelle moyen dans 5 cas sur 8 (contre 3 auparavant). Toutefois, les débuts et fins de courbes restent mal décrits. Les valeurs de laxités sont sensiblement les mêmes. La limite à rupture de 0.3 est atteinte pour deux FL et trois ISL/SSL (0.28 pour le quatrième). En augmentant la borne supérieure de limite à rupture à 1 (Figure 83 – vert, modèle 10104), les réponses se rapprochent des courbes expérimentales en termes de RMSE (≤ 60) et surtout de forme (longueur de chargement, forme après le pic pour l'ISL/SSL). Le RMSE du FL spécimen 1 est dégradé, ce qui est un problème de minimum local puisque les bornes précédentes font toujours partie de l'intervalle de recherche. Cette dégradation semble due à la laxité qui passe de 0.24 à -1.82. Ceci est le seul problème de minimum local observé et la fonction d'optimisation ou les bornes n'ont pas été modifiées pour essayer de l'éviter. La limite à rupture augmente pour ISL/SSL (0.2 à 0.8) mais

n'atteint pas sa borne supérieure de 1. Associée à des laxités plus faibles (FL : -1.8 à 2.8 mm ; ISL/SSL : 1.3 à 5.4 mm), elle permet de mieux décrire les débuts de courbe (à l'exception du pied) et se rapproche des résultats du chapitre 5. Ceci conduit à des ruptures à 1% plus précoces pour les FL des spécimens 1 et 2 (0.9° et 3.6°). Une limite à rupture élevée semble donc nécessaire pour mieux approcher les courbes expérimentales des ISL/SSL au moins, ce qui conduit paradoxalement à réduire la RoM sans rupture. Appliquer la contrainte B de non-rupture à RoM moyenne (Figure 83 – rouge, modèle 10118), dégrade fortement les formes de plusieurs courbes qui deviennent quasiment linéaires, suggérant une incompatibilité entre le modèle, la courbe de traction et la contrainte B.

Effet de distributions de la laxité pour une limite à rupture autorisée élevée.

Les résultats de modèles avec des distributions alternatives de laxité à l'intérieur du ligament (en fonction de la distance au CoR ou de faisceaux) sont résumés Figure 84 pour quatre ligaments avec les valeurs de paramètres en Tableau 17. Les modèles choisis pour l'illustration utilisent une borne supérieure de limite à rupture de 1 afin de permettre d'approcher les courbes expérimentales. Par rapport à une laxité constante, l'effet d'une dépendance fonctionnelle (affine) de la distance au CoR (Figure 84 bleu, modèle 10106) est limité, mais est positive 6 cas sur 8. L'écart visible sur le FL spécimen 1 peut être attribué à la sortie du minimum local (bien que la distance au CoR varie peu pour les FL à cause de leur faible épaisseur). L'effet sur la réponse est quasi nul pour les autres FL. Pour les ISL/SSL, de légères différences peuvent être observées dans la non-linéarité avant le pic de force (en fin de zone linéaire pour le spécimen 1 et en pied de courbe pour le spécimen 2) avec de faibles réductions des RMSE associées (ex : passage de 21 à 16 pour le spécimen 1). La pente α est positive pour deux ligaments LF et deux ligaments ISL/SSL (différents) et négative pour les autres, avec des angles associés inférieurs à $\pm 19^\circ$ pour FL et $\pm 12^\circ$ pour ISL/SSL. Par rapport à une laxité constante (modèle 10104), le paramètre de laxité du FL augmente de 3 mm pour le spécimen 1 et un écart de supérieur à 1 mm est observé sur 2 ligaments ISL/SSL sur 4. Pour les autres cas, l'écart est inférieur à 1 mm. Les paramètres ne changent pas les autres observations.

L'introduction de faisceaux conduit à des observations similaires. Les laxités diffèrent entre faisceaux (ex : entre 1.6 et 4.5 mm – spécimen 1 ISL/SSL modèle 10108) mais l'effet sur la réponse et la rupture est limité. L'effet de deux faisceaux sur le FL est marginal (Figure 84 bleu, modèle 101108, le minimum local est même conservé pour le spécimen 1) et les effets des 3 faisceaux (cas 1 et 2) ont un léger effet sur la non-linéarité des ISL/SSL avant le pic de force (Figure 84 bleu, modèle 101108 et 101114). Les deux cas conduisent à de légères améliorations avec un RMSE minimal pour le cas 1 (faisceaux croisés) par rapport au cas 2 (faisceaux adjacents proposés par Scapellini). Ainsi, malgré l'ajout de degrés de liberté dans la formulation (3 par rapport à laxité constante, 2 par rapport à laxité proportionnelle), les modèles avec des faisceaux distincts ne semblent pas apporter de bénéfices importants en termes de RMSE, forme de courbe (ex : non-linéarité) ou compatibilité avec les contraintes fonctionnelles.

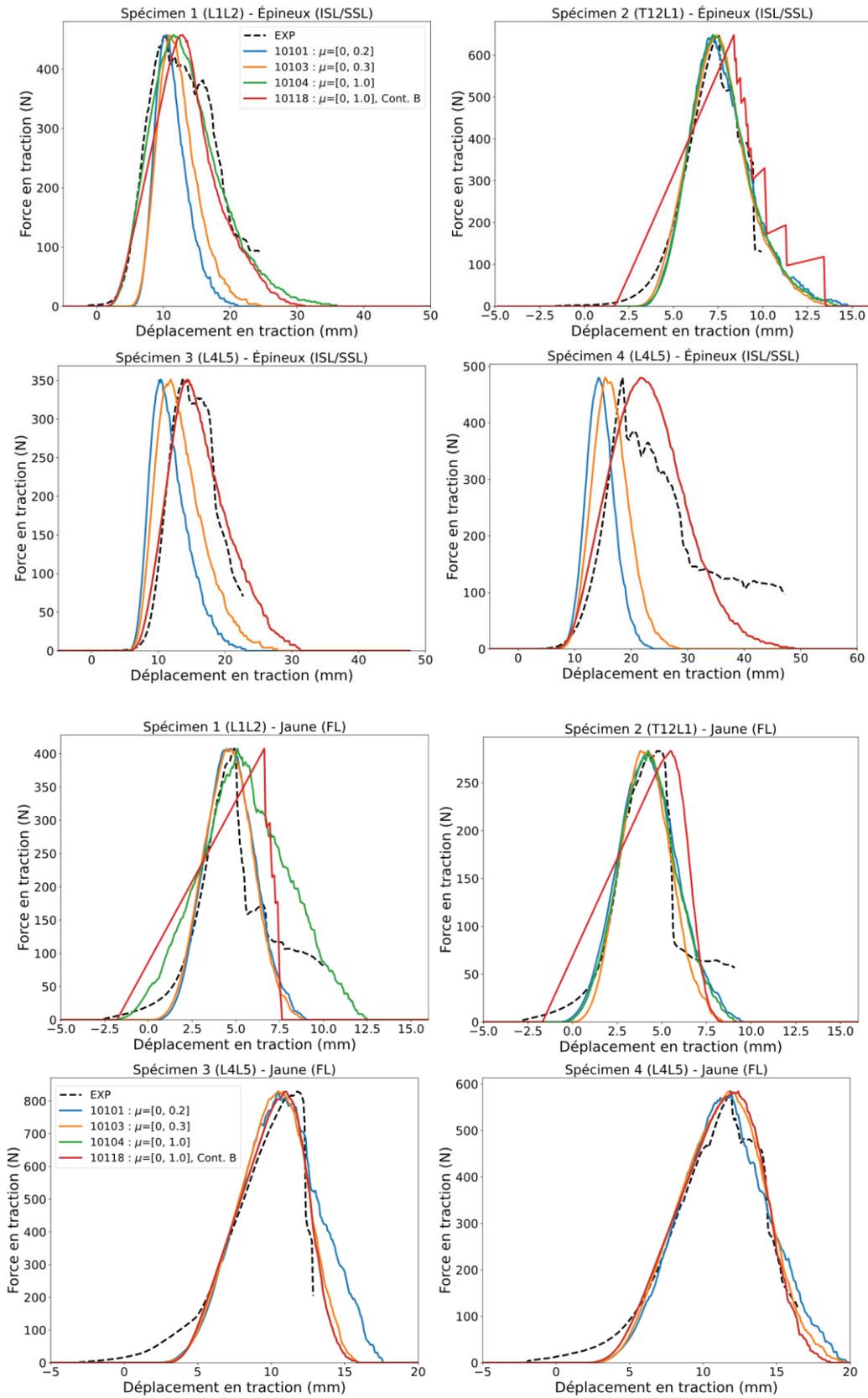


Figure 83. Réponses de modèles avec différentes bornes de limite à rupture et contrainte (en légende) comparées aux spécimens testés (EXP).

CHAPITRE 6 – MODÉLISATION PAR FIBRE ET LAXITÉ LIGAMENTAIRE

Tableau 16. Résultats des modèles de l'étape 1 (effet de la limite de rupture).

L'angle pour 1% des fibres est comparé aux RoM dérivées de Pearcy (Tableau 14). * la contrainte B est appliquée. ¹le RMSE augmente de 50% par rapport à 10103. Un minimum local différent a été trouvé.

Ligament jaune (FL)										
sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	sigμ	sigc	Sc0
				1%	99%					
1	10101	μmax=0.2	40	6.4	19.5	> min	0.11	0.26	0.02	0.47
1	10103	μmax=0.3	40	6.8	19.1	> min	0.12	0.19	0.02	0.24
1	10104	μmax=1.0	60 ¹	0.9	28.2	< min	0.10	0.22	0.08	-1.82
1	10118	μmax=1.0*	71	14.1	17.7	> mean	0.32	0.00	0.00	-1.80
2	10101	μmax=0.2	20	4.1	23.2	> min	0.12	0.30	0.04	-0.70
2	10103	μmax=0.3	21	5.9	20.9	> min	0.12	0.26	0.03	0.02
2	10104	μmax=1.0	19	3.6	22.7	> min	0.10	0.30	0.04	-0.46
2	10118	μmax=1.0*	44	12.3	21.8	> mean	0.33	0.07	0.00	-1.68
3	10101	μmax=0.2	43	15.5	-	> max	0.17	0.00	0.10	2.49
3	10103	μmax=0.3	42	21.8	41.8	> max	0.30	0.00	0.05	2.47
3	10104	μmax=1.0	36	22.7	40.9	> max	0.33	0.07	0.03	2.79
3	10118	μmax=1.0*	36	22.7	40.9	> max	0.33	0.07	0.03	2.79
4	10101	μmax=0.2	24	13.2	42.7	> mean	0.15	0.15	0.15	0.09
4	10103	μmax=0.3	22	20.5	42.3	> max	0.30	0.15	0.04	2.46
4	10104	μmax=1.0	21	22.7	40.9	> max	0.32	0.07	0.04	2.08
4	10118	μmax=1.0*	21	22.7	40.9	> max	0.32	0.07	0.04	2.08
Ligament épineux (ISL/SSL)										
sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	sigμ	sigc	Sc0
				1%	99%					
1	10101	μmax=0.2	108	7.7	30.5	> min	0.02	0.30	0.10	5.13
1	10103	μmax=0.3	88	8.2	35.5	> min	0.30	0.30	0.10	4.72
1	10104	μmax=1.0	21	6.8	-	> min	0.78	0.30	0.10	1.28
1	10118	μmax=1.0*	36	11.4	-	> mean	1.00	0.07	0.07	1.15
2	10101	μmax=0.2	25	5.9	17.3	> min	0.11	0.26	0.09	3.19
2	10103	μmax=0.3	23	8.6	17.3	> mean	0.28	0.04	0.04	2.79
2	10104	μmax=1.0	26	7.7	17.7	> min	0.21	0.04	0.06	2.91
2	10118	μmax=1.0*	60	11.4	17.3	> mean	0.55	0.00	0.00	1.64
3	10101	μmax=0.2	96	10.5	44.1	> mean	0.20	0.30	0.10	5.44
3	10103	μmax=0.3	63	11.8	-	> mean	0.30	0.30	0.10	5.44
3	10104	μmax=1.0	16	18.6	-	> max	0.55	0.00	0.10	5.44
3	10118	μmax=1.0*	16	18.6	-	> max	0.55	0.00	0.10	5.44
4	10101	μmax=0.2	137	10.9	35.9	> mean	0.20	0.30	0.10	6.38
4	10103	μmax=0.3	111	12.3	43.2	> mean	0.30	0.30	0.10	6.38
4	10104	μmax=1.0	48	16.8	-	> max	0.78	0.30	0.10	5.18
4	10118	μmax=1.0*	48	16.8	-	> max	0.78	0.30	0.10	5.18

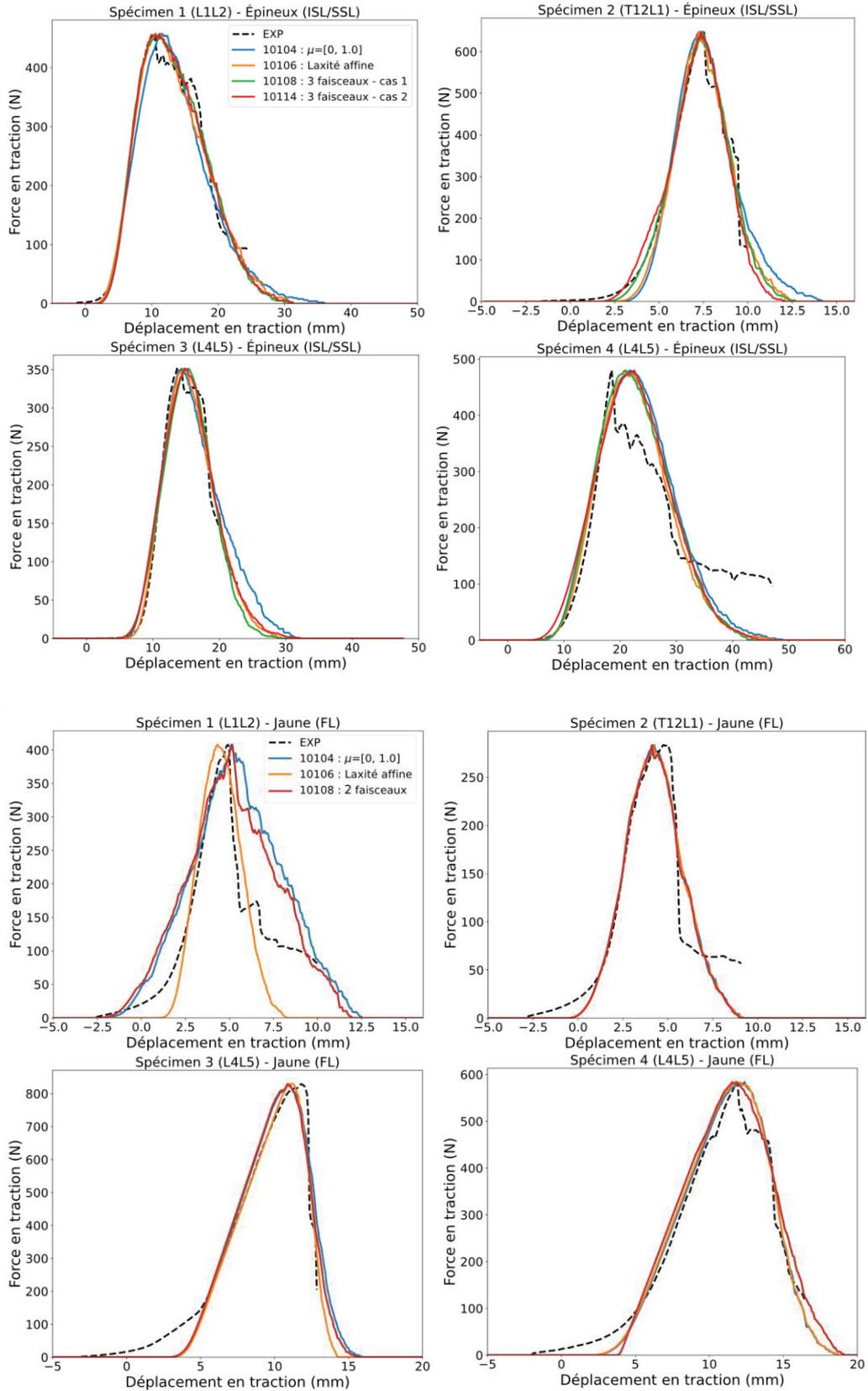


Figure 84. Réponses de modèles avec différentes distributions de laxité.

Laxité (constante, affine à la distance au CoR, cas 1=faisceaux croisés, cas 2=faisceaux adjacents) comparées aux ligaments des spécimens 1 et 2 testés (EXP).

CHAPITRE 6 – MODÉLISATION PAR FIBRE ET LAXITÉ LIGAMENTAIRE

*Tableau 17. Résultats des modèles pour l'étape 2 (modèles avec faisceaux).
L'angle pour 1% des fibres est comparé aux RoM dérivées de Pearcy (Tableau 14).*

Ligament Jaune (FL)												
sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. Fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	sigμ	sigc	Sc0	a	
				1%	99%							
1	10106	affine	41	5.9	18.2	> min	0.10	0.30	0.01	1.68	-0.36	
2	10106	affine	19	3.6	22.3	> min	0.10	0.30	0.04	-0.56	0.34	
3	10106	affine	32	25.5	38.2	> max	0.33	0.00	0.02	2.68	0.35	
4	10106	affine	22	22.3	40.9	> max	0.33	0.07	0.04	2.35	-0.36	
sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. Fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	sigμ	sigc	Sc0	Sc1	
				1%	99%							
1	10108	2 fais.	51	0.5	26.4	< min	0.10	0.22	0.07	-2.30	-1.78	
2	10108	2 fais.	18	3.6	22.3	> min	0.10	0.30	0.04	-0.58	-0.27	
3	10108	2 fais.	36	23.2	40.0	> max	0.33	0.07	0.03	2.77	2.84	
4	10108	2 fais.	26	19.1	41.8	> max	0.33	0.22	0.00	3.69	3.78	
Ligament épineux (ISL/SSL)												
sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. Fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	sigμ	sigc	Sc0	a	
				1%	99%							
1	10106	affine	16	5.9	-	> min	0.55	0.30	0.06	5.14	-0.21	
2	10106	affine	20	5.9	19.1	> min	0.10	0.00	0.09	4.41	-0.09	
3	10106	affine	10	17.3	-	> max	0.44	0.26	0.07	4.99	0.20	
4	10106	affine	46	19.1	-	> max	0.66	0.26	0.09	3.99	0.18	
sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. Fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	sigμ	sigc	Sc0	Sc1	Sc2
				1%	99%							
1	10108	3 fais. Cas 1	14	6.8	36.8	> min	0.33	0.30	0.09	4.53	1.91	1.60
1	10114	3 fais. Cas 2	14	5.0	42.3	< min	0.32	0.30	0.10	1.87	1.12	4.11
2	10108	3 fais. Cas 1	18	4.1	16.4	> min	0.10	0.22	0.05	3.70	1.39	4.13
2	10114	3 fais. Cas 2	21	5.0	14.5	> min	0.10	0.30	0.05	3.22	4.22	1.37
3	10108	3 fais. Cas 1	13	16.8	-	> max	0.53	0.07	0.10	5.30	3.72	3.91
3	10114	3 fais. Cas 2	13	15.5	-	> max	0.55	0.22	0.08	5.44	5.40	3.78
4	10108	3 fais. Cas 1	48	14.5	-	> max	0.55	0.30	0.10	3.99	3.99	6.37
4	10114	3 fais. Cas 2	49	18.6	-	> max	0.76	0.19	0.09	6.38	1.63	3.31

Effet de fibres différentes en parallèle (« collagène » et « élastine ») avec limites à rupture et laxité distinctes (faisceau unique).

Les résultats pour des modèles avec deux bornes supérieures de limite à rupture pour la fibre principale (« collagène », 20% ou 100%) sont présentés en Figure 85 et Tableau 18. Les réponses peuvent inclure une double pente au début et de plateaux longs après ce qui ressemble à une rupture principale (ex : Figure 85 – spécimen 1 FL). Sans contrainte, les réponses sont les plus proches des courbes expérimentales jusqu'alors (RMSE<35 sauf pour le spécimen 4 ISL/SSL <51). Dans les modèles obtenus, l'élastine a toujours des valeurs de limite à rupture supérieures au collagène et la borne maximale de rupture est régulièrement atteinte pour l'élastine ($\mu_e=1.0$) contrairement au collagène ($\mu_c=0.33$ maximum pour FL et 0.78 pour ISL/SSL). Le modèle avec une rupture maximale du collagène à 0.2 (10110) est limité comme pour le cas d'une laxité constante avec un faisceau (modèle 10101). Le modèle avec une rupture maximale du collagène à 1.0 (10119) respecte mieux la non-linéarité initiale (ce qui pourrait être dû au recrutement successif des types de fibres) tout en conservant l'écart d'élongation entre le pic d'effort du modèle et de la référence expérimentale. C'est le seul modèle qui permet de se rapprocher de la forme après rupture, notamment pour FL des spécimens 1 et 2. Pour l'ISL/SSL du spécimen 4, la forme de la réponse du modèle semble correspondre à la référence expérimentale, mais est décalée : le pic de force survient trop tôt, ce qui pourrait être lié à la rupture du collagène (responsable du pic principale) limitée à 0.2. Cependant, les seuils de 1% de rupture de fibres ne sont pas toujours atteints après l'angle d'amplitude fonctionnelle minimale de flexion (moyenne – 1 écart-type). Cette fois, la contrainte B (modèle 10121) a des effets limités pour 3 spécimens sur 4. De plus, la laxité de l'élastine observe des tendances (négative/positive) comparables aux résultats du chapitre 5 (section 2). L'hypothèse de séparation entre deux groupes de courbes en parallèle (« élastine » et « collagène ») a permis de se rapprocher du comportement avant et après le pic de force. De plus, pour la première fois, la réponse du FL n'est pas lourdement affectée par les contraintes fonctionnelles.

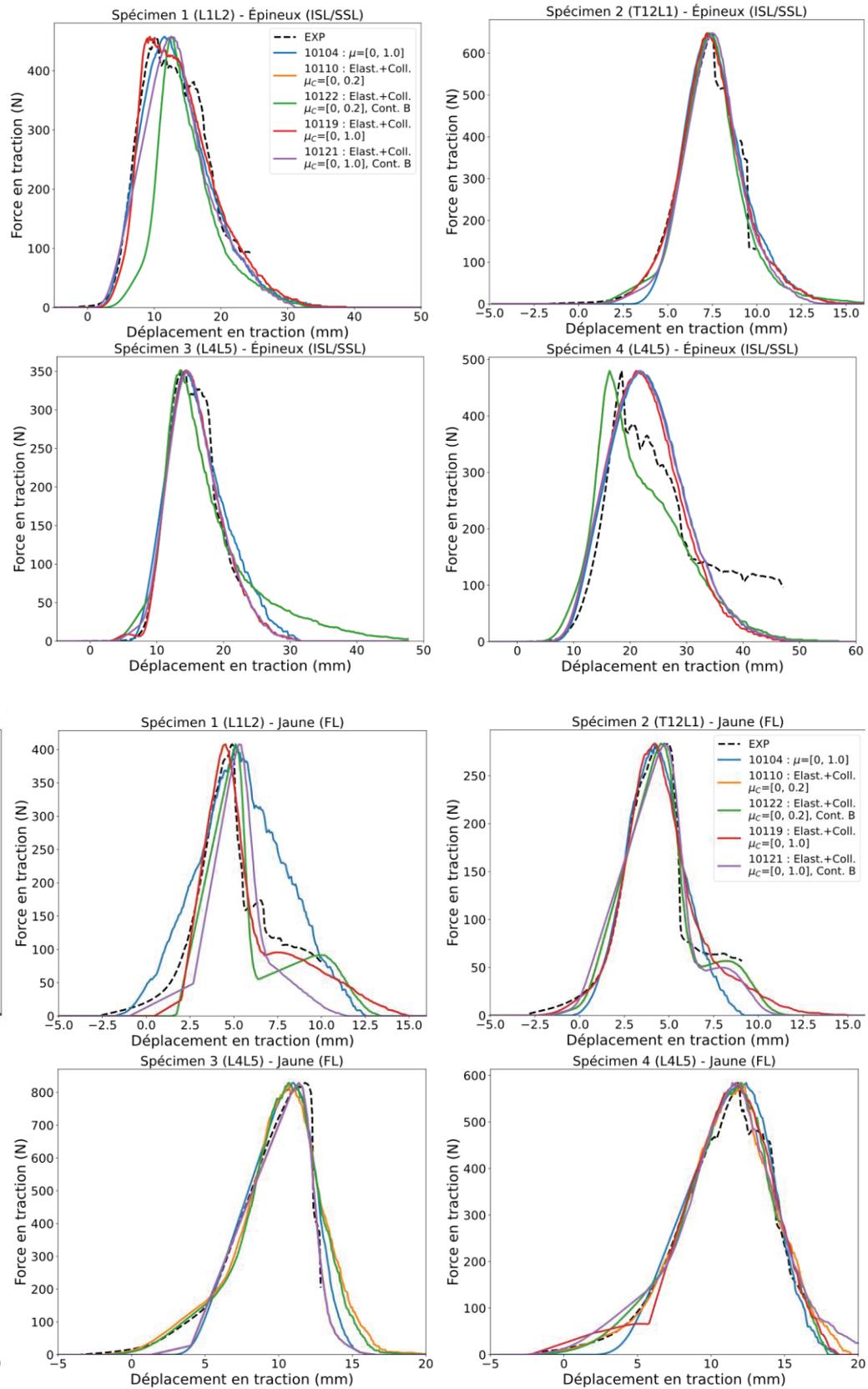


Figure 85. Réponses de modèles avec deux types de fibres à niveaux de rupture différents (« collagène » limité à 20 ou 100% à rupture) comparées aux ligaments (EXP) et la réponse avec un seul groupe de fibres.

CHAPITRE 6 – MODÉLISATION PAR FIBRE ET LAXITÉ LIGAMENTAIRE

Tableau 18. Résultats des modèles pour l'étape 3 (modèle avec deux types de fibres).
L'angle pour 1% des fibres est comparé aux RoM dérivées de Pearcy (Tableau 14). * la contrainte B est appliquée.

Ligament Jaune (FL)												
sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	μE	sig μ	sigc	Sc0	Se0
				1%	99%							
1	10110	$\mu c_{max}=0.2$	20	8.2	35.0	> min	0.10	0.33	0.22	0.00	1.99	0.45
1	10122	$\mu c_{max}=0.2^*$	35	10.9	31.8	> mean	0.12	0.33	0.07	0.00	1.73	1.48
1	10119	$\mu c_{max}=1.0$	20	8.2	35.0	> min	0.10	0.33	0.22	0.00	1.99	0.45
1	10120	$\mu c_{max}=1.0^*$	48	10.9	25.9	> mean	0.10	0.33	0.15	0.00	2.67	-0.98
2	10110	$\mu_{max}=0.2$	11	10.9	31.8	> mean	0.19	0.44	0.04	0.01	-0.38	-2.09
2	10122	$\mu_{max}=0.2^*$	11	10.9	31.8	> mean	0.19	0.44	0.04	0.01	-0.38	-2.09
2	10119	$\mu c_{max}=1.0$	15	4.1	34.5	> min	0.10	0.32	0.30	0.03	0.41	-2.59
2	10121	$\mu c_{max}=1.0^*$	16	10.9	30.5	> mean	0.21	0.44	0.04	0.01	-0.72	-2.23
3	10110	$\mu_{max}=0.2$	34	8.6	-	> min	0.14	0.44	0.26	0.07	4.77	-2.08
3	10122	$\mu_{max}=0.2^*$	35	12.3	44.1	> mean	0.14	0.44	0.19	0.06	5.04	-1.71
3	10119	$\mu c_{max}=1.0$	28	25.5	43.2	> max	0.33	0.55	0.07	0.00	4.00	1.31
3	10121	$\mu c_{max}=1.0^*$	28	25.5	43.2	> mean	0.33	0.55	0.07	0.00	4.00	1.31
4	10110	$\mu_{max}=0.2$	18	4.1	40.5	< min	0.14	0.21	0.19	0.08	3.61	-2.39
4	10122	$\mu_{max}=0.2^*$	19	13.2	39.5	> mean	0.10	0.33	0.00	0.07	5.33	-1.72
4	10119	$\mu c_{max}=1.0$	19	4.5	39.5	< min	0.24	0.44	0.29	0.00	5.71	-2.27
4	10121	$\mu c_{max}=1.0^*$	19	16.8	-	> mean	0.10	0.55	0.13	0.06	5.50	-2.79
Ligament épineux (ISL/SSL)												
sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	μE	sig μ	sigc	Sc0	Se0
				1%	99%							
1	10110	$\mu_{max}=0.2$	18	6.8	-	> min	0.10	1.00	0.15	0.10	5.07	1.44
1	10122	$\mu_{max}=0.2^*$	84	10.9	-	> mean	0.18	1.00	0.00	0.10	7.44	2.30
1	10119	$\mu c_{max}=1.0$	18	6.8	-	> min	0.10	1.00	0.15	0.10	5.07	1.44
1	10121	$\mu c_{max}=1.0^*$	32	10.9	-	> mean	1.00	1.00	0.00	0.10	0.64	0.64
2	10110	$\mu_{max}=0.2$	20	6.8	17.3	> mean	0.10	0.33	0.07	0.07	4.00	1.09
2	10122	$\mu_{max}=0.2^*$	26	8.2	18.6	> mean	0.20	0.55	0.15	0.03	3.95	0.66
2	10119	$\mu c_{max}=1.0$	20	6.8	17.3	> mean	0.10	0.33	0.07	0.07	4.00	1.09
2	10121	$\mu c_{max}=1.0^*$	24	8.2	16.8	> mean	0.23	0.44	0.05	0.04	3.53	0.86
3	10110	$\mu_{max}=0.2$	24	13.6	-	> mean	0.20	1.00	0.30	0.10	8.16	2.72
3	10122	$\mu_{max}=0.2^*$	24	13.6	-	> mean	0.20	1.00	0.30	0.10	8.16	2.72
3	10119	$\mu c_{max}=1.0$	11	5.9	-	< min	0.44	0.21	0.26	0.06	7.07	2.27
3	10121	$\mu c_{max}=1.0^*$	12	12.7	-	> mean	0.44	0.66	0.19	0.08	7.01	2.72
4	10110	$\mu_{max}=0.2$	51	13.2	-	> mean	0.10	1.00	0.30	0.10	9.57	3.19
4	10122	$\mu_{max}=0.2^*$	51	13.2	-	> mean	0.10	1.00	0.30	0.10	9.57	3.19
4	10119	$\mu c_{max}=1.0$	47	5.9	-	< min	0.76	0.10	0.30	0.10	4.99	3.19
4	10121	$\mu c_{max}=1.0^*$	48	15.5	-	> mean	0.78	1.00	0.30	0.10	5.07	3.19

3.2. Sans connaissance de l'origine de la courbe de traction

Cette section aborde le cas général où les données sur les ligaments sont disponibles sans que l'origine de la courbe de traction soit positionnée par rapport à la position neutre. Le choix d'une origine fait l'objet d'une optimisation par décalage de courbe (ce qui peut apparaître comme redondant par rapport à la laxité). Le décalage de la courbe identifié par simulation est situé entre -3.75 et 5 mm. Pour les cas qui étaient déjà proches de la réponse expérimentale, les résultats sont sensiblement les mêmes. Les écarts de forme les plus importants sont quasiment toujours réduits. Des exemples de résultats marquants sont fournis pour quelques combinaisons de ligaments et de paramètres d'optimisation (Figure 86 et Tableau 19) :

- **Spécimen 3 ISL/SSL, Laxité constante (faisceau unique) avec limite de rupture faible** (modèles 10101/10201) : la limite à rupture semble contraindre la longueur à effort non nul et donc la forme de la réponse ne change pas après introduction du décalage mais les pics des courbes se rapprochent fortement (e.g. Figure 86 - A).
- **Spécimen 1 FL, Laxité constante (faisceau unique) avec limite à rupture élevée** (modèles 10104/10204) : le minimum local est évité (e.g. Figure 86 - B).
- **Spécimen 2 ISL/SSL, Laxité constante (faisceau unique) avec limite à rupture élevée et contrainte B** (10118/10218) : la courbe qui était linéaire avec des ruptures progressives devient beaucoup plus proche de la courbe expérimentale (e.g. Figure 86 - C).
- **Spécimen 2 FL, Effet de distributions de la laxité, faisceaux séparés** (10110/10210) : si le début de la courbe est similaire, un deuxième pic tardif apparaît avec le décalage autorisé de courbe (e.g. Figure 86 - D). Bien que la courbe expérimentale ne soit pas définie pour de tels déplacements, ce deuxième pic paraît peu probable sur la base d'essais de la littérature. Le deuxième pic réduit l'écart à la courbe expérimentale sur les derniers millimètres de déplacement et ensuite n'est plus pris en compte dans le calcul de fonction d'objectif avant que la valeur cible redevienne 0 (en toute fin). Il serait possible d'agir sur cette toute fin afin de forcer un retour plus précoce à 0.
- **Spécimen 1 FL et 4 ISL/SSL, et de fibres différentes en parallèle « collagène » et « élastine »** (10110/10210) : la non-linéarité et le chargement jusqu'au pic sont mieux respectés (e.g. Figure 86 – E et F).

CHAPITRE 6 – MODÉLISATION PAR FIBRE ET LAXITÉ LIGAMENTAIRE

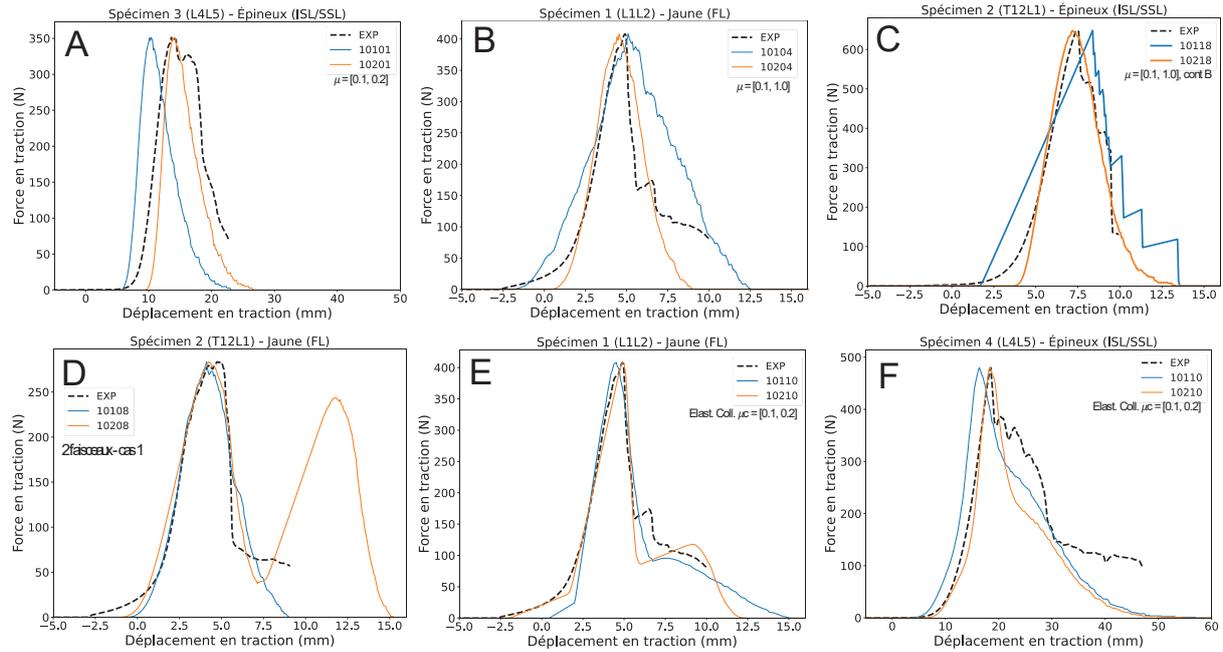


Figure 86. Exemples de modèles sans (101XX) et avec (102XX) décalage de la courbe expérimentale. Pour faciliter les comparaisons, les résultats sont tracés sans décalage.

Tableau 19. Résultats des modèles présentés Figure 86 sans et avec décalage de la courbe expérimentale (shift). L'angle pour 1% des fibres est comparé aux RoM dérivées de Percy (Tableau 14). * La contrainte B est appliquée.

Lig.	sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	$\text{sig}\mu$	$\text{sig}c$	$Sc0$	Shift		
					1%	99%								
ISL/SSL	3	10101	$\mu_{\max}=0.2$	96	10.5	44.1	> mean	0.2	0.3	0.1	5.44	-		
	3	10201	$\mu_{\max}=0.2$, shift	44	9.1	40.5	> min	0.2	0.3	0.1	4.39	-5		
FL	1	10104	$\mu_{\max}=1.0$	60	0.9	28.2	< min	0.1	0.22	0.08	-1.82	-		
	1	20204	$\mu_{\max}=1.0$, shift	33	0	13.2	< min	0.1	0.3	0.03	-2.07	-2.5		
ISL/SSL	2	10118	$\mu_{\max}=1.0^*$	60	11.4	17.3	> mean	0.55	0	0	1.64	-		
	2	10218	$\mu_{\max}=1.0^*$, shift	25	9.1	20	> mean	0.21	0.26	0.02	4.85	1.25		
Lig.	sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	$\text{sig}\mu$	$\text{sig}c$	$Sc0$	$Sc1$	Shift	
					1%	99%								
FL	2	10108	2 faiscs.	18	3.6	22.3	> min	0.10	0.30	0.04	-0.58	-0.27	-	
	2	10208	2 faiscs., shift	14	0.5	27.3	< min	0.21	0.04	0.02	-4.76	1.85	-3.75	
Lig.	sp.	Modèle	Conditions	RMSE	Ang. fail(°)		Ang. Fail 1% vs. RoM	μC	μE	$\text{sig}\mu$	$\text{sig}c$	$Sc0$	$Se0$	Shift
					1%	99%								
FL	1	10110	$\mu_{\max}=0.2$	18	6.8	-	> min	0.10	1.00	0.15	0.10	5.07	1.44	-
	1	10210	$\mu_{\max}=0.2$, shift	16	13.2	31.8	> mean	0.11	0.44	0.04	0	2.73	-0.91	1.25

4. Discussion et conclusion

L'objectif de cette étude était d'explorer des approches basées sur des modèles de fibres qui sont transférables aux simulations par éléments finis. Les ligaments jaunes (FL) et interépineux/supraépineux (ISL/SSL) ont fait l'objet d'études avec différents modèles ligamentaires s'inspirant des hypothèses de la littérature. L'évaluation portait sur la capacité des modèles à représenter les courbes de réponse en traction et à satisfaire la contrainte fonctionnelle d'absence de rupture à la RoM en flexion. Une approche d'optimisation (*simplicial homology global optimization*) a été utilisée pour identifier les paramètres des modèles en utilisant une fonction d'objectif basée sur les RMSE et une pénalité éventuelle pour les contraintes fonctionnelles. L'approche s'est révélée assez efficace, avec des résultats obtenus en un temps limité et peu de problèmes visibles de minimums locaux. L'approche pourrait être raffinée à la fois pour l'optimisation (ex : nombre d'itération, méthode d'échantillonnage initial) et la fonction d'objectif. Pour cette dernière, des caractéristiques spécifiques de la courbe qui paraissent importantes a posteriori en regardant les courbes (ex : non-linéarité initiale, écart de force dans la zone fonctionnelle, énergie à rupture) pourraient être intégrées dans le calcul pour aider la convergence vers des réponses aux caractéristiques désirées.

Pour l'instant, la plupart des modèles ont pu reproduire la zone linéaire (raideur). Cependant, en fonction des ligaments et FSU, des incompatibilités sont rapidement apparues entre hypothèses du modèle, courbe expérimentale en traction et considération sur la rupture pendant une RoM en flexion. Si des modèles comme ceux de la littérature (Barrett et al., Nie et al.) basés sur des fibres de type collagène avec une rupture en dessous de 20% de déformation fonctionnent parfois (pour certains FL en particulier), ces modèles semblent incompatibles avec d'autres spécimens notamment lorsque la longueur de déformation avec un effort est importante (ex : la plupart des ISL/SSL). Cette observation ne serait pas spécifique au cas des essais de Widmer et al. : en effet, les résultats de Chazal et al. (1985) suggèrent des déformations à rupture autour de 25% pour FL et entre 32 et 65% pour ISL/SSL. Ainsi, un modèle alternatif semble nécessaire au moins pour l'ISL/SSL. L'augmentation de la limite à rupture admissible (jusqu'à 80% dans un cas) permet d'obtenir des modèles qui approchent les courbes expérimentales en traction. Une telle augmentation pourrait résulter d'autres composants (matrice extracellulaire, élastine, etc.) en parallèle ou en série du collagène. Le modèle n'est pas toujours respectueux des exigences fonctionnelles de non rupture à RoM en flexion, même si le critère de RoM moins un écart type est quasiment toujours vérifié. Si l'utilisation d'une RoM moyenne est une limitation, il faut aussi considérer qu'une cible de mobilité moyenne pourrait être désirée pour un modèle éléments finis. Une telle cible peut être imposée dans le cadre de l'optimisation (contrainte B) et peut conduire, pour certains ligaments, à mettre en évidence des incompatibilités de forme de réponse en traction. L'utilisation d'autres ligaments pour référence ou le choix de mobilités inférieures (la variance étant très élevée dans Pearcy et al., 1985) pourrait être un compromis lors de la mise au point d'un modèle moyen. Ce modèle, relativement simple et efficace (faible nombre de paramètres, optimisation rapide, implémentation facile), ne respecte toutefois pas bien la forme du pied de courbe. Si celle-ci pourrait être importante pour des études à faible niveau de chargement, un tel modèle pourrait être suffisant pour des études jusqu'à rupture (ex : modèles pour la prédiction du risque lésionnel). Ce type de modèle pourrait alors prédire une rupture progressive des fibres plausible lors de la flexion au regard de la réponse en traction. La progression lente des ruptures de fibres et l'angle élevé de rupture totale suggèrent qu'au moins pour certains ligaments, il est peu probable qu'une rupture complète soit observable expérimentalement lors de la flexion, ce qui semble cohérent avec les résultats de Tushak et al. (2022) et d'autres études impliquant de la flexion (ex : Belwadi et al., 2008).

Plusieurs raffinements ont été considérés. Comme la structure de l'ISL/SSL reste incertaine, l'effet de l'orientation et de la séparation en trois faisceaux suivant des schémas de Scapellini et al. a été examiné. Deux faisceaux ont été testés pour le FL. Malgré les degrés de liberté additionnels introduits, leurs bénéfices semblent très limités. Dans leur implémentation actuelle, c'est-à-dire en supposant que les faisceaux auraient des compositions similaires (même limite à rupture) mais des laxités différentes, rien ne permet de justifier leur introduction. En comparaison, l'utilisation d'une laxité affine a apporté des améliorations d'amplitude au moins aussi importante sur la forme de la courbe et semble plus facile à interpréter (comme un angle séparant la position neutre de celle où le ligament a une laxité constante).

L'utilisation par fibres différentes (« élastine » et « collagène ») en parallèle a permis d'introduire de nouvelles caractéristiques dans les réponses des modèles (ex : double pente initiale, rupture étalée). Ceci a permis de mieux approcher les caractéristiques de la courbe (non-linéarité, rupture) même si le RMSE n'a pas très fortement diminué. Toutefois, comme pour le modèle à laxité constante, une bonne correspondance avec la courbe ne s'est pas nécessairement traduite par des RoM dans les intervalles visés. Ceci est vrai pour les paramètres de rupture initiaux/réduits (20% de déformation maximum pour le collagène et 100% pour l'élastine, en cohérence avec Gosline et al., 2002) comme pour les intervalles étendus (100% pour tous les deux). L'introduction de la RoM sans rupture comme contrainte B a fait réapparaître des incompatibilités déjà vues avec un seul type de fibre pour les paramètres réduits. Toutefois, les réponses sont restées proches avec les références expérimentales pour les paramètres étendus. Ce modèle semble donc être le modèle testé le plus simple permettant d'approcher la forme de la plupart des courbes ligamentaires même sous contrainte de RoM sans rupture. Il pourrait être raffiné dans le futur pour tenter de mieux définir et contraindre ses paramètres (composition, organisation des fibres en parallèle/série, contributions relatives des groupes, etc.).

À l'exception de ce dernier cas, les contraintes fonctionnelles sur la rupture à RoM ont parfois mis en évidence des incompatibilités sans permettre d'orienter l'optimisation vers des solutions plus réalistes. Le critère est fondé sur une rupture 1% des fibres, ce qui est un seuil arbitraire qui pourrait interagir avec les deux écart-types choisis arbitrairement pour les distributions aléatoires de rupture et laxité. D'autres distributions pourraient être testées, idéalement basées sur des mesures. D'autres contraintes pourraient aussi être introduites sur la base d'un chargement minimal à RoM, ou sur l'interprétation de la courbe de traction (pas de rupture avant B).

Dans le contexte général où les données ligamentaires sont disponibles indépendamment des résultats de flexion (en référence à la plupart des données de la littérature), l'utilisation de l'origine de la courbe de déplacement comme variable d'optimisation a permis de réduire fortement les écarts entre réponses de modèles et courbes expérimentales (avec l'apparition d'artefacts dans quelques cas avec de nombreux paramètres). Si de faibles variations d'origine (ex : <1mm) pourraient être comparables à des erreurs expérimentales, les variations plus élevées (ex : 5mm) montrent que l'approche par optimisation pourrait avoir tendance à faire porter sur cette inconnue d'autres erreurs liées aux modèles testés.

Pour conclure, au-delà des jeux de paramètres spécifiques identifiés, ce chapitre propose une première approche combinant réponse en traction, contraintes fonctionnelles et modélisation simplifiée par fibres dans le développement du modèle ligamentaire. La réponse du FSU lors de chargements de niveaux élevés (les niveaux faibles étant peu discriminants) pourrait être aussi être intégrée en implémentant les modèles ligamentaires dans des modèles éléments finis. L'approche peut être adaptée selon l'objectif du modèle (contraintes) afin d'aider à choisir des modèles de ligament plausibles pour des modèles éléments finis.

Chapitre 7

Synthèse et perspectives

Cette thèse s'inscrit dans le contexte de la biomécanique lombaire basée sur la modélisation par éléments finis. Elle apporte une modeste contribution à la modélisation par éléments finis des ligaments rachidiens.

Dans les deux premiers chapitres, un état de l'art sur la modélisation lombaire a été réalisé, en examinant les comportements attendus des modèles et les hypothèses de modélisations, notamment pour des structures telles que le disque intervertébral, les facettes articulaires et les ligaments. Malgré les efforts considérables déployés depuis les années 1970, la modélisation des structures fonctionnelles susmentionnées reste toujours un sujet d'étude. Parmi les hypothèses de modélisation utilisées pour les ligaments, les auteurs se concentrent sur la raideur, la rupture et la non-linéarité. Un paramètre de premier ordre est cependant souvent négligé : l'état initial du ligament. Lorsque cet état initial est pris en compte, il peut avoir des effets sur l'ensemble du modèle en termes de mobilités, de contraintes et de déformations. En outre, les ligaments peuvent être calibrés à partir de jeux de données expérimentales pour que la réponse d'un modèle lombaire puisse correspondre à un comportement global attendu. Cependant, en pratique, cette approche basée sur la calibration comporte certaines limites :

- Les différences entre les postures numériques et expérimentales ne sont typiquement pas prises en compte dans la calibration et l'évaluation des modèles.
- Les études expérimentales utilisées sont basées sur des amplitudes de chargements faibles, ce qui limite le rôle du ligament.
- La calibration peut entraîner une compensation des contributions entre structures modélisées.
- Lorsque l'état initial du ligament est pris en compte, seule la laxité est considérée et elle est moyennée sur toutes les fibres du ligament.

Dans ce cadre, l'objectif général de cette thèse était l'identification et l'évaluation des effets des états initiaux des ligaments lombaires en fonction de la posture.

Dans un premier temps (Chapitre 3 section 2), cette thèse a montré que les hypothèses de modélisation ligamentaire ayant le plus d'impact sur la mobilité d'un modèle sont liées à la source des données ligamentaires et aux postures initiales des modèles. Les jeux de données issues de la littérature présentent des caractéristiques très variables. Même en cas de raideurs ligamentaires similaires, la longueur du pied de courbe (attribuée à de la laxité) peut varier énormément et elle influence significativement la réponse du FSU. Le choix peut aussi conduire à des comportements irréalistes dans un modèle, ce qui nuit à sa crédibilité. Par exemple, les données utilisées pour définir les ligaments du modèle GHBMC peuvent conduire à atteindre l'effort à rupture sous des chargements faibles dans les ligaments jaune et épineux.

Une approche numérique a ensuite été développée pour estimer les gammes de laxité ou prétension des ligaments (états initiaux) compatibles avec les choix de propriétés ligamentaires, les spécificités du modèle éléments finis et son comportement désiré (Chapitre 3 section 3). Elle utilise un modèle simplifié du ligament où seule son élongation moyenne est considérée. L'objectif est d'établir des exigences de laxité (gamme bornée de laxité/prétension) afin d'éviter des allongements ligamentaires irréalistes dans la plage de mouvement souhaitée pour le modèle. L'approche est basée sur des contraintes fonctionnelles, hypothèses dérivées de la compréhension du comportement d'un ligament : un ligament ne doit pas être endommagé lors d'une amplitude de mouvement normale,

mais il doit contribuer significativement dans au moins une direction de chargement. La flexion s'est révélée comme le principal mode de chargement déterminant les gammes de laxité. Les résultats de cette étude sont dans l'ensemble cohérents avec la littérature sur les laxités, mais les gammes de laxité sont assez larges et le choix d'une laxité spécifique serait nécessaire pour un modèle. Le concept de « seuil » de laxité correspondant à des points de fonctionnements atteints sur la courbe de réponse ligamentaire lors du mouvement a été introduit (ex : début de zone linéaire). Sur la base de simulations d'essais de sectionnement successifs de Heuer et al. (2007), un seuil au 1^{er} quart de la zone linéaire conduirait à l'écart le plus faible entre réponse du modèle et référence expérimentale. Toutefois, ce seuil pourrait être spécifique au cas étudié, car la compatibilité entre les données utilisées (posture, géométrie, propriétés ligaments, amplitude de mouvement, etc.) ne peut être prouvée.

La méthode développée est générique : elle peut être appliquée à tous les modèles, y compris pour d'autres régions anatomiques, du moment que peuvent être définis une amplitude de mouvement ciblée (comportements attendus, qu'ils soient sains ou pathologiques) et des propriétés ligamentaires (sous forme de courbes de traction). Il convient de noter que cette méthode n'est pas destinée à valider ou choisir une valeur spécifique, mais plutôt à identifier des gammes plausibles ou des contributions non réalistes qui pourraient indiquer des problèmes potentiels de modélisation.

Dans le 4^{ème} chapitre, l'effet des gammes de laxité a été évalué par simulation dans différents contextes issus de la littérature bien au-delà des données d'Heuer et al. (2007) déjà mentionnées. Pour les chargements infra-lésionnels (section 2), les moments appliqués sont généralement de 7.5 N.m, les forces de cisaillement de l'ordre de 150 N. Malgré ces faibles chargements, l'effort à rupture ligamentaire a parfois été atteint pour l'hypothèse fonctionnelle basée sur la nécessité de ne pas endommager le ligament lors de mouvements de niveau physiologique. Cependant, d'autres simulations/expérimentations corps complets et segmentaires (section 3) montrent que le chargement maximum sans rupture serait bien supérieur, par exemple de l'ordre de 50 à 100 N.m en flexion. Ces chargements pourraient conduire à limiter la gamme de laxité sous le seuil du quart de la zone linéaire déjà mentionné. Toutefois, comme pour les observations précédentes sur le seuil résultant des simulations d'Heuer, ce seuil pourrait être spécifique au cas étudié et à l'approche de modélisation ligamentaire.

On voit ainsi que des chargements élevés couplés à des hypothèses de simulation peuvent éclairer le comportement ligamentaire et le choix de seuils de laxité. Des chargements trop faibles dans la zone neutre sont essentiellement repris par le disque, et finalement ne sollicitent pas suffisamment les ligaments (cf. Widmer et al., 2020) pour conclure sur les seuils de laxité (notamment en flexion/extension et en compression). Aussi, la calibration des paramètres mécaniques d'un modèle de disque sous des chargements trop faibles risque de conduire à une compensation involontaire des laxités ligamentaires.

Parmi les hypothèses qui pourraient ainsi être formulées et expliquer pourquoi des modèles de la littérature utilisant des propriétés ligamentaires très différentes sont souvent considérés comme « validés » sans prendre en compte la laxité ligamentaire peuvent être citées :

- la posture initiale (et la géométrie) : la modélisation de la posture initiale est complexe et souvent désignée par le terme de "posture neutre", qui peut englober différentes réalités (minimum de réaction, la position sous gravité, position debout droit, etc.). Fournir des informations quantitatives sur la posture initiale (ex : angles de flexion) permettrait de mieux reproduire ces postures initiales, ce qui est important pour la définition des laxités ligamentaires. Les différences géométriques pourraient se combiner à l'effet de la posture.

- Le choix de la réponse expérimentale servant à l'évaluation des modèles : les réponses des modèles sont principalement comparées à diverses réponses expérimentales *in vitro* sous des sollicitations en moment pur, parfois avec une précharge de compression. La variabilité inter-étude pourrait parfois être utilisée pour compenser des biais de modélisation. Les conditions aux limites utilisées pour représenter ces chargements peuvent induire des variations additionnelles.

À partir de données expérimentales cohérentes et très détaillées incluant une mesure de laxité partagées par une équipe suisse, le chapitre 5 (section 2) avait pour objectifs de déterminer (1) si les laxités pouvaient être prédites à partir de paramètres mesurables et (2) si le choix de seuils de laxité pouvait être mieux orienté ou les gammes de laxité réduites. L'étude s'est focalisée sur la laxité des ligaments jaunes, inter/supraépineux et intertransversaires. En préparation, plusieurs méthodes ont été comparées pour calculer à partir d'une courbe de traction ligamentaire les paramètres dépendant de l'élongation, tels que la laxité, la prétension, la longueur du pied de courbe, la zone linéaire de raideur et l'élongation à rupture. Un effet significatif de la méthode utilisée pour déterminer le point "0" de la courbe a été observé, y compris sur la variance des paramètres. En alternative aux méthodes utilisant des seuils de force (qui pourraient dépendre du ligament), nous avons donc proposé une méthode basée sur un critère de variation de pente qui pourrait être plus robuste. Ensuite, des liens potentiels entre les paramètres de laxité et prétension et des paramètres inter-individuels mesurables tels que la géométrie (dimension et posture) et d'autres propriétés ligamentaires (ex : raideur) ont été recherchés. Des corrélations significatives ont été trouvées mais la variance expliquée reste cependant très modeste (environ 25% au maximum avec des corrélations simples). L'ITL semble encore plus variable que les autres ligaments. Il semble donc difficile de prédire la laxité à partir de paramètres mesurables sur un modèle ou visés.

Des modèles personnalisés utilisant géométrie, posture et courbes de traction ligamentaires spécifiques pour chaque spécimen ont ensuite été utilisés pour comparer les laxités mesurées expérimentalement aux gammes prédites par simulation utilisant la méthode du chapitre 3 (Chapitre 5 section 3). Les résultats suggèrent des seuils de laxité qui correspondraient en moyenne à un chargement n'atteignant pas tout à fait la fin du pied de courbe avant la zone linéaire lors de mouvements physiologiques. Ceci pourrait conduire à reformuler légèrement l'hypothèse de rôle minimal faite au chapitre 3 qui supposait que la zone linéaire était atteinte. Toutefois, de fortes interindividuelles étaient observées, et, au niveau individuel, la laxité prédite pour un même seuil pour chacun des ligaments n'était pas corrélée à sa laxité dérivée de la courbe de traction. Ces résultats soulignent la complexité de l'évaluation des états initiaux des ligaments à partir de données de traction.

Enfin, comme tous ces travaux utilisaient un modèle simplifié du ligament (élongation moyenne, effort à rupture), de nouvelles approches basées sur des modèles de fibres ont été explorées dans le chapitre 6 afin de mieux prendre en compte les différences de chargement entre traction et flexion, permettre de décrire une rupture progressive ou une laxité non-homogène. En se basant sur le chapitre 3, la contrainte fonctionnelle basée sur l'absence d'endommagement à la RoM en flexion a été formulée au niveau des fibres. Puis, la capacité de modèles à représenter à la fois les réponses en traction sans ou avec cette contrainte a été évaluée. Les modèles uniquement basés sur de fibres de type collagène en parallèle avec une rupture en dessous de 20% de déformation n'ont pas pu approcher les références expérimentales. Toutefois, l'utilisation d'une limite à rupture plus élevée (qui pourrait résulter d'autres composants comme l'élastine, etc.) permet d'obtenir des modèles qui approchent les courbes expérimentales en traction, même s'ils ne satisfont pas toujours les contraintes fonctionnelles en flexion. Plusieurs raffinements ont été considérés et, si la description de plusieurs faisceaux n'a rien

apporté, le modèle avec deux types de fibres en parallèle a permis de mieux prédire d'autres caractéristiques ligamentaires (non-linéarité du pied de courbe, rupture étalée) et ce, même si la contrainte fonctionnelle est imposée. L'intérêt (bornes plausibles) et les limites (niveau de chargement, etc.) de cette approche sont les mêmes qu'auparavant, mais elle permet d'extraire plus d'information de la réponse en traction et de mieux représenter la rupture. Elle est donc une extension des travaux précédents qui devrait permettre une implémentation plus réaliste au niveau local dans des modèles éléments finis.

Perspectives

Modélisation.

Les modèles ligamentaires actuels sont typiquement basés sur des courbes de traction uniaxiales distribuées de manière homogène et l'approche proposée pourrait être utilisée pour mieux décrire et intégrer la laxité avec l'aide de contraintes fonctionnelles (cf. chapitre 3). S'assurer de la plausibilité des modèles de ligaments avant de publier un modèle semblerait un minimum atteignable en l'état des connaissances actuelles et sans beaucoup de travail additionnel. Cela permettrait d'améliorer la confiance dans les modèles, de mieux expliquer les hypothèses faites et de s'éloigner un peu de certaines calibrations implicites faites lors du choix de propriétés. Cela permettrait aussi de mettre en perspective les variations des données de la littérature sur les propriétés ligamentaires.

La représentation par fibre comme dans le chapitre 6 semble prometteuse pour essayer d'extraire des informations additionnelles de la réponse en traction, tout en conservant bien entendu l'utilisation de contraintes fonctionnelles. Des premiers modèles ont été formulés, mais pas encore implémentés dans des modèles éléments finis. Une fois implémentés, leur effet sur la réponse (raideur et rupture) lors de chargements infra-lésionnels et lésionnels devrait être évalué dans les modèles d'unités fonctionnelles, de segments et de corps entier avec différents chargements comme il a été fait dans le chapitre 4. De plus, l'étude pourrait être facilement étendue aux différentes données de Cornaz et Widmer (jusqu'à 50 spécimens) permettant, à l'instar du chapitre 5, de rechercher des tendances par niveau de FSU par exemple et d'essayer de définir / formuler des modèles moyens.

Les modèles pourraient être étendus aux autres ligaments pas encore étudiés (capsulaire, antérieur et postérieur longitudinal) bien que l'absence de résultats de Widmer et al. demandera l'utilisation d'autres sources de données (qui pourraient ne pas être disponibles en position neutre).

Sur le plan méthodologique, d'autres formulations de modèles ligamentaires utilisant des fibres pourraient aussi être étudiées incluant la combinaison de différentes hypothèses déjà présentées ou la formulation de nouvelles hypothèses. Les hypothèses faites jusqu'alors sont très simples (fibre en parallèle, composition arbitraires) et d'autres modèles pourraient être testés (ex : fibres en série, composition relative, distribution orientation, fibres non linéaires, etc.). Pour ce faire, un retour sur des travaux à l'échelle microscopique (ex : extension de Scapellini pour la structure ligamentaire des ligaments d'intérêt, comportement type de groupes de tissus) serait utile pour guider les choix. De plus, les bornes utilisées lors de l'optimisation pourraient être raffinées en se basant sur des mesures de paramètres physiques ou sur les corrélations trouvées au chapitre 5 pour la laxité. Enfin, de nouvelles conditions fonctionnelles pourraient être mises en place : par exemple, la prise en compte d'un taux minimal de fibres devant être chargées pour une RoM (basée sur un seuil proche de la fin de pied de courbe, cf. chapitre 3 et 5) ou l'utilisation de chargements plus élevés pour les conditions sur la rupture.

Expérimental

Les essais de résection successifs constituent une approche intéressante pour étudier le rôle des ligaments *in situ*. Widmer et al. (2020) ont montré que les contributions des ligaments étaient généralement faibles en comparaison avec le disque intervertébral pour des mobilités elles aussi limitées par des chargements faibles (7.5 N.m, 150 N). D'autres approches envisageables seraient de concevoir des protocoles expérimentaux basés sur le principe des résections successives, mais pour des chargements beaucoup plus importants (par exemple, jusqu'à 50 N.m en flexion). Ceci nécessiterait de pouvoir évaluer les dommages ligamentaires *in situ* lors du chargement puisqu'il a été vu qu'une rupture complète et soudaine était peu probable. Un chargement à rupture finale pourrait alors être réalisé soit en utilisant l'approche de Widmer (traction partant de la même position de départ) soit en utilisant un changement en rotation (pour estimer la contribution à rupture *in-situ*). De manière générale, des caractérisations réalisées avec des orientations ou chargements multiples seraient extrêmement utiles pour mettre au point des modèles comme ceux présentés lors du chapitre 6. De tels essais permettraient d'observer le comportement de groupes de fibres pour les ligaments épineux, qui restent une question à résoudre à la fin de cette thèse. Des mobilités plus complexes pourraient également être étudiées (par exemple, flexion + compression, flexion + cisaillement, etc.). Ceci se rapprocherait de méthodes proposées dans les années 1990 par Momersteeg et al. sur les ligaments du genou, mais qui ne semblent pas avoir été largement reprises par la suite.

Une intégration des approches numériques et expérimentales devra être recherchée pour améliorer la compréhension et pouvoir tester des hypothèses de manière itérative.

Références

- Adams, M.A., Hutton, W.C., Stott, J.R.R., 1980. The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine* 5, 245–253. <https://doi.org/10.1097/00007632-198005000-00007>
- Andersson, G.B.J., Schultz, A.B., 1979. Effects of fluid injection on mechanical properties of intervertebral discs. *Journal of Biomechanics* 12, 453–458. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(79\)90030-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(79)90030-7)
- Barrett, J.M., Callaghan, J.P., 2018. A procedure for determining parameters of a simplified ligament model. *Journal of Biomechanics* 66, 175–179. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.10.037>
- Barrett, J.M., Callaghan, J.P., 2017. A mechanistic damage model for ligaments. *Journal of Biomechanics* 61, 11–17. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.039>
- Barrett, J.M., Fewster, K.M., Cudlip, A.C., Dickerson, C.R., Callaghan, J.P., 2021. The rate of tendon failure in a collagen fibre recruitment-based model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 115, 104273. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104273>
- Bass, C.R., Planchak, C.J., Salzar, R.S., Lucas, S.R., Rafaels, K.A., Shender, B.S., Paskoff, G., 2007. The Temperature-Dependent Viscoelasticity of Porcine Lumbar Spine Ligaments: *Spine* 32, E436–E442. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3180b7fa58>
- Begeman, P.C., Visarius, H., Nolte, L.-P., Prasad, P., 1994. Viscoelastic Shear Responses of the Cadaver and Hybrid III Lumbar Spine. Presented at the Stapp Car Crash Conference, p. 942205. <https://doi.org/10.4271/942205>
- Beillas, P., 2018. HBM repositioning. Proceedings of the Human Body Modeling and Validation with Biomechanics Experiments. Presented at IRCOBI Workshop Series.
- Belwadi, A., Zhao, J., 2015. Cadaveric lumbar spine motion segment responses to flexion with and without anterior shear displacement. <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.1420.3043>
- Belytschko, T., Kulak, R.F., Schultz, A.B., Galante, J.O., 1974. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. *Journal of Biomechanics* 7, 277–285. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90019-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90019-0)
- Berkson, M.H., Nachemson, A.L., Schultz, A.B., 1979. Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments—Part II: Response in Compression and Shear influence of gross Morphology. *Journal of Biomechanical Engineering* 101, 53–57.
- Boakye-Yiadom, S., Cronin, D.S., 2018. On the importance of retaining stresses and strains in repositioning computational biomechanical models of the cervical spine. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 34, 2040–7939. <https://doi.org/10.1002/cnm.2905>
- Bogduk, N., 2005. Diagnosing lumbar zygapophysial joint pain. *Pain Med* 6, 139–142. <https://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2005.05023.x>
- Bogduk, N., 1987. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. Elsevier.
- Borrelli, S., Putame, G., Pascoletti, G., Terzini, M., Zanetti, E.M., 2022. In Silico Meta-Analysis of Boundary Conditions for Experimental Tests on the Lumbar Spine. *Ann Biomed Eng* 50, 1243–1254. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03015-x>
- Bradshaw, R.J., 2011. Mechanical Characterization of the Interspinous Ligament using Anisotropic Small Punch Testing. Brigham Young University.
- Breau, C., Shirazi-Adl, A., de Guise, J., 1991. Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine using CT images—a three-dimensional finite element mesh generation. *Ann Biomed Eng* 19, 291–302. <https://doi.org/10.1007/BF02584304>
- Brinckmann, P., Biggemann, M., Hilweg, D., 1988. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics* 3, i-S23. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(88\)80001-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(88)80001-9)

- Brinckmann, P., Grootenboer, H., 1991. Change of disc height, radial disc bulge, and intradiscal pressure from discectomy. An in vitro investigation on human lumbar discs. *Spine (Phila Pa 1976)* 16, 641–646. <https://doi.org/10.1097/00007632-199106000-00008>
- Charles, Y.P., Persohn, S., Rouch, P., Steib, J.-P., Sauleau, E.A., Skalli, W., 2014. The effect of posterior non-fusion instrumentation on segmental shear loading of the lumbar spine. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 100, 461–467. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.05.005>
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., Vanneuville, G., 1985. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics* 18, 167–176. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90202-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90202-7)
- Chen, C.-S., Cheng, C.-K., Liu, C.-L., Lo, W.-H., 2001. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Medical Engineering & Physics* 23, 485–493. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00076-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00076-5)
- Combest, J., 2011. Status of the Global Human Body Models Consortium. Proceedings of the 3 rd International Symposium: Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering, Simulation in Automotive Engineering, Auschafenburg, Germany, 27th May.
- Coombs, D.J., Rullkoetter, P.J., Laz, P.J., 2017. Efficient probabilistic finite element analysis of a lumbar motion segment. *Journal of Biomechanics* 61, 65–74. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.07.002>
- Cornaz, F., Widmer, J., Farshad-Amacker, N.A., Spirig, J.M., Snedeker, J.G., Farshad, M., 2021. Intervertebral disc degeneration relates to biomechanical changes of spinal ligaments. *The Spine Journal* 21, 1399–1407. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.04.016>
- Cripton, P.A., Bruehlmann, S.B., Orr, T.E., Oxland, T.R., Nolte, L.-P., 2000. In vitro axial preload application during spine flexibility testing: towards reduced apparatus-related artefacts. *Journal of Biomechanics* 33, 1559–1568. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00145-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00145-7)
- Cyron, B.M., Hutton, W.C., 1981. The tensile strength of the capsular ligaments of the apophyseal joints. *J Anat* 132, 145–150.
- Damm, N., Rockenfeller, R., Gruber, K., 2020. Lumbar spinal ligament characteristics extracted from stepwise reduction experiments allow for preciser modeling than literature data. *Biomech Model Mechanobiol* 19, 893–910. <https://doi.org/10.1007/s10237-019-01259-6>
- Daniel, E.S., Lee, R.Y.W., Williams, J.M., 2023. The reliability of video fluoroscopy, ultrasound imaging, magnetic resonance imaging and radiography for measurements of lumbar spine segmental range of motion in-vivo: A review. *BMR* 36, 117–135. <https://doi.org/10.3233/BMR-210285>
- Delamarche, P., Multon, F., Horrut, T., Nougier, V., 2018. STAPS : anatomie, physiologie, neurosciences et biomécanique [WWW Document]. Elsevier Masson SAS. URL <https://www.elsevier-masson.fr/staps-anatomie-physiologie-neurosciences-et-biomecanique-9782294752674.html> (accessed 4.11.23).
- 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. Presented at the Stapp Car Crash Conference, p. 983160. <https://doi.org/10.4271/983160>
- Depalle, B., Qin, Z., Shefelbine, S.J., Buehler, M.J., 2015. Influence of cross-link structure, density and mechanical properties in the mesoscale deformation mechanisms of collagen fibrils. *J Mech Behav Biomed Mater* 52, 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.07.008>
- 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. *Journal of Biomechanics* 49, 833–845.
- Dreischarf, M., Zander, T., Shirazi-Adl, A., Puttlitz, C.M., Adam, C.J., Chen, C.S., Goel, V.K., Kiapour, A., Kim, Y.H., Labus, K.M., Little, J.P., Park, W.M., Wang, Y.H., Wilke, H.J., Rohlmann, A., Schmidt,

RÉFÉRENCES

- H., 2014. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together. *Journal of Biomechanics* 47, 1757–1766. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.002>
- Du Rose, A., Breen, A., 2016. Relationships between lumbar inter-vertebral motion and lordosis in healthy adult males: a cross sectional cohort study. *BMC Musculoskelet Disord* 17, 121. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-0975-1>
- Endres, S.C., Sandrock, C., Focke, W.W., 2018. A simplicial homology algorithm for Lipschitz optimisation. *J Glob Optim* 72, 181–217. <https://doi.org/10.1007/s10898-018-0645-y>
- Ezquerro, F., Simón, A., Prado, M., Pérez, A., 2004. Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax–pelvis orientation. *Medical Engineering & Physics* 26, 11–22. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(03\)00128-0](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(03)00128-0)
- Farshad, M., Cornaz, F., Spirig, J.M., Sutter, R., Farshad-Amacker, N.A., Widmer, J., 2022. Spondylophyte classification based on biomechanical effects on segmental stiffness. *The Spine Journal* 22, 1903–1912. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2022.06.001>
- Fratzl, P., Weinkamer, R., 2007. Nature’s hierarchical materials. *Progress in Materials Science* 52, 1263–1334. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2007.06.001>
- Gardner-Morse, M.G., Stokes, I.A.F., 2004. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *Journal of Biomechanics* 37, 205–212. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.10.003>
- Gayzik, F.S., Moreno, D.P., Vavalle, N.A., Rhyne, A.C., Stitzel, J.D., 2012. Development of a Full Human Body Finite Element Model for Blunt Injury Prediction Utilizing a Multi-Modality Medical Imaging Protocol. 12th International LS-DYNA Users Conference 1–14.
- Gayzik, F.S., Moreno, D.P., Vavalle, N.A., Rhyne, A.C., Stitzel, J.D., 2011. Development of the Global Human Body Models Consortium Mid- Sized Male Full Body Model. 39th International Workshop on Injury Biomechanics Research.
- Ghasemi, M., Arjmand, N., 2021. Spinal segment ranges of motion, movement coordination, and three-dimensional kinematics during occupational activities in normal-weight and obese individuals. *Journal of Biomechanics* 123, 110539. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110539>
- Goel, V.K., Bs, A.M., Bs, J.J., Bs, A.F., Kiapour, A., MEng, R.W.H., Fauth, A.R., 2007. Anatomic Facet Replacement System (AFRS) Restoration of Lumbar Segment Mechanics to Intact: A Finite Element Study and In Vitro Cadaver Investigation 9.
- Goel, V.K., Monroe, B.T., Gilbertson, L.G., Brinckmann, P., 1995. Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads. *Spine (Phila Pa 1976)* 20, 689–698.
- Gosline, J., Lillie, M., Carrington, E., Guerette, P., Ortlepp, C., Savage, K., 2002. Elastic proteins: biological roles and mechanical properties. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 357, 121–132. <https://doi.org/10.1098/rstb.2001.1022>
- Grébonval, C., 2021. Automatisation des véhicules et nouveaux habitacles : postures de confort et risques associés en cas de choc. Thèse de doctorat. Université Lyon 1.
- Grébonval, C., Trosseille, X., Petit, P., Wang, X., Beillas, P., 2021. Effects of seat pan and pelvis angles on the occupant response in a reclined position during a frontal crash. *PLoS ONE* 16, e0257292. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0257292>
- Guan, Y., Yoganandan, N., Moore, J., Pintar, F.A., Zhang, J., Maiman, D.J., Laud, P., 2007. Moment-rotation responses of the human lumbosacral spinal column. *J Biomech* 40, 1975–1980. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.09.027>

- Guo, S., Zeng, C., Yan, M., Han, Y., Xia, D., Sun, G., Li, L., Yang, M., Tan, J., 2016. A Biomechanical Stability Study of Extraforaminal Lumbar Interbody Fusion on the Cadaveric Lumbar Spine Specimens. *PLOS ONE* 11, e0168498. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0168498>
- Hadagali, P., Cronin, D.S., 2023. Enhancing the Biofidelity of an Upper Cervical Spine Finite Element Model Within the Physiologic Range of Motion and Its Effect on the Full Ligamentous Neck Model Response. *Journal of Biomechanical Engineering* 145, 011007. <https://doi.org/10.1115/1.4055037>
- Hakim, N.S., King, A.I., 1978. A computer-aided technique for the generation of a 3-D finite element model of a vertebra. *Computers in Biology and Medicine* 8, 187–196. [https://doi.org/10.1016/0010-4825\(78\)90019-7](https://doi.org/10.1016/0010-4825(78)90019-7)
- Hamidrad, S., Abdollahi, M., Badali, V., Nikkhoo, M., Naserkhaki, S., 2021. Biomechanical modeling of spinal ligaments: finite element analysis of L4-L5 spinal segment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 24, 1807–1818. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1919885>
- Han, W.M., Nerurkar, N.L., Smith, L.J., Jacobs, N.T., Mauck, R.L., Elliott, D.M., 2012. Multi-scale Structural and Tensile Mechanical Response of Annulus Fibrosus to Osmotic Loading. *Ann Biomed Eng* 40, 1610–1621. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0525-4>
- Henao, J., Aubin, C.-É., Labelle, H., Arnoux, P.-J., 2016. Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 19, 901–910. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1075010>
- 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. *Journal of Biomechanics* 40, 271–280. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.01.007>
- Hohmann, E., Keough, N., Glatt, V., Tetsworth, K., Putz, R., Imhoff, A., 2019. The mechanical properties of fresh versus fresh/frozen and preserved (Thiel and Formalin) long head of biceps tendons: A cadaveric investigation. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* 221, 186–191. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2018.05.002>
- Holekamp, S., Goel, V., Kuroki, H., Huntzinger, J., Ebraheim, N., 2007. Optimal Intervertebral Sealant Properties for the Lumbar Spinal Disc: A Finite-Element Study. *SAS Journal* 1, 68–73.
- Hortin, M.S., Bowden, A.E., 2016. Quantitative comparison of ligament formulation and pre-strain in finite element analysis of the human lumbar spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 19, 1505–1518. <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1159677>
- Hukins, D.W., Kirby, M.C., Sikoryn, T.A., Aspden, R.M., COX, A.J., 1990. Comparaison of structure, Mechanical properties, and function of lumbar spinal ligaments. *Spine* 15, 787–795. <https://doi.org/10.1097/00007632-199008000-00010>
- 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, 95–100. [https://doi.org/10.1016/S1529-9430\(02\)00142-0](https://doi.org/10.1016/S1529-9430(02)00142-0)
- Inoue, M., Mizuno, T., Sakakibara, T., Kato, T., Yoshikawa, T., Inaba, T., Kasai, Y., 2017. Trajectory of instantaneous axis of rotation in fixed lumbar spine with instrumentation. *J Orthop Surg Res* 12, 177. <https://doi.org/10.1186/s13018-017-0677-x>
- Ivancic, P.C., Wang, J.-L., Panjabi, M.M., 2006. Calculation of Dynamic Spinal Ligament Deformation. *Traffic Injury Prevention* 7, 81–87. <https://doi.org/10.1080/15389580500412036>
- 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. *IRCOBI* 31–42.

RÉFÉRENCES

- Jackson, R.P., McManus, A.C., 1994. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. *Spine* 19, 1611–1618.
- Jaramillo, H.E., Gomez, L., JGarcia, J.J., 2015. New lumbar disc endoprosthesis applied to the patient's anatomic features. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*; 02/2015; ISSN 1509-409X. <https://doi.org/10.5277/ABB-00046-2014-02>
- Joukar, A., Shah, A., Kiapour, A., Vosoughi, A.S., Duhon, B., Agarwal, A.K., Elgafy, H., Ebraheim, N., Goel, V.K., 2018. Sex Specific Sacroiliac Joint Biomechanics During Standing Upright: A Finite Element Study. *Spine* 43, E1053–E1060. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002623>
- Kapandji, A.I., 2005. *Physiologie articulaire 3 : Tronc et rachis*. Maloine, Paris.
- Kennedy, J., Oakley, C., Sumon, S., Parry, I., Wilkinson, E., Brown, J., 2004. IMPACT OF ROAD HUMPS ON VEHICLES AND THEIR OCCUPANTS. TRL LIMITED.
- Keorochana, G., Taghavi, C.E., Tzeng, S.-T., Morishita, Y., Yoo, J.H., Lee, K.-B., Liao, J.-C., Wang, J.C., 2010. Magnetic resonance imaging grading of interspinous ligament degeneration of the lumbar spine and its relation to aging, spinal degeneration, and segmental motion. *J Neurosurg Spine* 13, 494–499. <https://doi.org/10.3171/2010.4.SPINE09515>
- Kim, K.E., Hsu, S.-L., Woo, S.L.-Y., 2014. Tensile properties of the medial patellofemoral ligament: The effect of specimen orientation. *Journal of Biomechanics* 47, 592–595. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.026>
- Knapik, G.G., Mendel, E., Bourekas, E., Marras, W.S., 2022. Computational lumbar spine models: A literature review. *Clinical Biomechanics* 100, 105816. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105816>
- Kosaka, H., Sairyō, K., Biyani, A., Leaman, D., Yeasting, R., Higashino, K., Sakai, T., Katoh, S., Sano, T., Goel, V.K., Yasui, N., 2007. Pathomechanism of Loss of Elasticity and Hypertrophy of Lumbar Ligamentum Flavum in Elderly Patients With Lumbar Spinal Canal Stenosis: *Spine* 32, 2805–2811. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31815b650f>
- 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, 1755–1764. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.06.040>
- Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S., Roy-Camille, R., Mazel, C., 1992. Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J Biomech* 25, 1153–1164. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90071-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90071-8)
- Leszczynski, A., Meyer, F., Charles, Y.-P., Deck, C., Willinger, R., 2022. Development of a flexible instrumented lumbar spine finite element model and comparison with in-vitro experiments. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 25, 221–237. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1948021>
- Lindsey, D.P., Kiapour, A., Yerby, S.A., Goel, V.K., 2018. Sacroiliac joint stability: Finite element analysis of implant number, orientation, and superior implant length. *WJO* 9, 14–23. <https://doi.org/10.5312/wjo.v9.i3.14>
- Liu, Z., Tsai, T.-Y., Wang, S., Wu, M., Zhong, W., Li, J.-S., Cha, T., Wood, K., Li, G., 2016. Sagittal plane rotation center of lower lumbar spine during a dynamic weight-lifting activity. *Journal of Biomechanics* 49, 371–375. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.029>
- LS-DYNA Keyword User's Manual, 2016. Livermore Software Technology Corporation (LSTC), Version 971 R9.0, Vol. 1, 2 and 3.
- Lu, W.W., Luk, K.D.K., Holmes, A.D., Cheung, K.M.C., Leong, J.C.Y., 2005. Pure Shear Properties of Lumbar Spinal Joints and the Effect of Tissue Sectioning on Load Sharing: *Spine* 30, E204–E209. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000158871.14960.30>

- Lucas, S.R., Bass, C.R., Crandall, J.R., Kent, R.W., Shen, F.H., Salzar, R.S., 2009. Viscoelastic and failure properties of spine ligament collagen fascicles. *Biomech Model Mechanobiol* 8, 487–498. <https://doi.org/10.1007/s10237-009-0152-7>
- Mackiewicz, A., Banach, M., Denisiewicz, A., Bedzinski, R., 2016. Comparative studies of cervical spine anterior stabilization systems--Finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 32, 72–79. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.11.016>
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S.D., Harms, J., Nazarian, S., 1994. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J* 3, 184–201. <https://doi.org/10.1007/BF02221591>
- Más, Y., Gracia, L., Ibarz, E., Gabarre, S., Peña, D., Herrera, A., 2017. Finite element simulation and clinical follow-up of lumbar spine biomechanics with dynamic fixations. *PLOS ONE* 12, e0188328. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188328>
- Mattucci, S.F.E., Cronin, D.S., 2015. A method to characterize average cervical spine ligament response based on raw data sets for implementation into injury biomechanics models. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 41, 251–260. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.023>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.02.004>
- McGill, S., 1988. Estimation of force and extensor moment contributions of the disc and ligaments at L4-L5. *Spine* 13, 1395–1402.
- Meijer, G.J.M., Homminga, J., Hekman, E.E.G., Veldhuizen, A.G., Verkerke, G.J., 2010. The effect of three-dimensional geometrical changes during adolescent growth on the biomechanics of a spinal motion segment. *Journal of Biomechanics* 43, 1590–1597. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.028>
- Miller, K.S., Connizzo, B.K., Feeney, E., Soslowsky, L.J., 2012. Characterizing local collagen fiber re-alignment and crimp behavior throughout mechanical testing in a mature mouse supraspinatus tendon model. *Journal of Biomechanics* 45, 2061–2065. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.06.006>
- Mitchell, M., Muftakhidinov, B., Winchen, T., 2023. Engauge Digitizer Software.
- Mommersteeg, T.J.A., Blankevoort, L., Huiskes, R., Kooloos, J.G.M., Kauer, J.M.G., Hendriks, J.C.M., 1995. The effect of variable relative insertion orientation of human knee bone-ligament-bone complexes on the tensile stiffness. *Journal of Biomechanics* 28, 745–752. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00121-J](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00121-J)
- Mommersteeg, T.J., Blankevoort, L., Huiskes, R., Kooloos, J.G., Kauer, J.M., 1996. Characterization of the mechanical behavior of human knee ligaments: a numerical-experimental approach. *J Biomech* 29, 151–160. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00040-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00040-2)
- Mommersteeg, T.J.A., Huiskes, R., Blankevoort, L., Kooloos, J.G.M., Kauer, J.M.G., 1997. An inverse dynamics modeling approach to determine the restraining function of human knee ligament bundles. *Journal of Biomechanics* 30, 139–146. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)00096-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00096-6)
- Mullins, L., 1948. Effect of Stretching on the Properties of Rubber. *Rubber Chemistry and Technology* 21, 281–300. <https://doi.org/10.5254/1.3546914>
- Myklebust, J.B., Pintar, F., Yoganandan, N., Cusick, J.F., Maiman, D., Myers, T., Sances, A., 1988. Tensile Strength of Spinal Ligaments. *Spine* 13, 526–531.
- Nachemson, A., 1960. Lumbar Intradiscal Pressure: Experimental Studies on Post-Mortem Material. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 31, 1–104. <https://doi.org/10.3109/ort.1960.31.suppl-43.01>
- Nachemson, A.L., Evans, J.H., 1968. Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum). *Journal of biomechanics* 1, 211–220.

RÉFÉRENCES

- 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. *Journal of Biomechanics* 70, 33–42. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.05.003>
- Netter, F.H., Kamina, P., Richer, P., 2014. *Atlas d'anatomie humaine* 624.
- 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. *Journal of Biomechanics* 25, 1185–1194. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90074-B](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90074-B)
- Newell, N., Little, J., Christou, A., Adams, M., Adam, C., Masouros, S., 2017. Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 69, 420–434. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.01.037>
- Nie, B., Forman, J.L., Panzer, M.B., Mait, A.R., Donlon, J.-P., Kent, R.W., 2017a. Fiber-based modeling of in situ ankle ligaments with consideration of progressive failure. *Journal of Biomechanics* 61, 102–110. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.07.005>
- Nie, B., Panzer, M.B., Mane, A., Mait, A.R., Donlon, J.-P., Forman, J.L., Kent, R.W., 2017b. Determination of the in situ mechanical behavior of ankle ligaments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 65, 502–512. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.09.010>
- Nie, B., Panzer, M.B., Mane, A., Mait, A.R., Donlon, J.-P., Forman, J.L., Kent, R.W., 2016. A framework for parametric modeling of ankle ligaments to determine the *in situ* response under gross foot motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 19, 1254–1265. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1125474>
- 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. *Journal of Biomechanics* 45, 1414–1423. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.021>
- Nikkhoo, M., Khoz, Z., Cheng, C.-H., Niu, C.-C., El-Rich, M., Khalaf, K., 2020. Development of a novel geometrically-parametric patient-specific finite element model to investigate the effects of the lumbar lordosis angle on fusion surgery. *Journal of Biomechanics* 102, 109722. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109722>
- Niosi, C.A., Wilson, D.C., Zhu, Q., Keynan, O., Wilson, D.R., Oxland, T.R., 2008. The effect of dynamic posterior stabilization on facet joint contact forces: an in vitro investigation. *Spine (Phila Pa 1976)* 33, 19–26. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31815e7f76>
- Oktenoglu, T., Erbulut, D.U., Kiapour, A., Ozer, A.F., Lazoglu, I., Kaner, T., Sasani, M., Goel, V.K., 2015. Pedicle screw-based posterior dynamic stabilisation of the lumbar spine: *in vitro* cadaver investigation and a finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18, 1252–1261. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.890187>
- Orgel, J.P.R.O., San Antonio, J.D., Antipova, O., 2011. Molecular and structural mapping of collagen fibril interactions. *Connective Tissue Research* 52, 2–17. <https://doi.org/10.3109/03008207.2010.511353>
- 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. *Journal of Biomechanics* 26, 1227–1236. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90070-U](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90070-U)
- Panjabi, Manohar M., 1992. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement: *Journal of Spinal Disorders* 5, 383–389. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>
- Panjabi, Manohar M., 1992. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders* 5, 389–397.
- 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 (Phila Pa 1976)* 24, 1003–1009. <https://doi.org/10.1097/00007632-199905150-00014>

- Pearcy, M., Portek, I., Sheperd, J., 1984. Tree-Dimensional X-ray Analysis of Normal Movement in the Lumbar Spine. *Spine* 9, 294–297. <https://doi.org/10.1097/00007632-198404000-00013>
- Pearcy, M.J., 1985. Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 56, 1–45. <https://doi.org/10.3109/17453678509154154>
- Pearcy, M.J., Bogduk, N., 1988. Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine* 13, 1033.
- Peters, J.R., Servaes, S.E., Cahill, P.J., Balasubramanian, S., 2021. Morphology and growth of the pediatric lumbar vertebrae. *The Spine Journal* 21, 682–697. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.10.029>
- Pfirschmann, C.W., Metzdorf, A., Zanetti, M., Hodler, J., Boos, N., 2001. Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine (Phila Pa 1976)* 26, 1873–1878. <https://doi.org/10.1097/00007632-200109010-00011>
- Pintar, F.A., Yoganandan, N., Maiman, D.J., Scarborough, M., Rudd, R.W., 2012. Thoracolumbar spine fractures in frontal impact crashes. *Ann Adv Automot Med* 56, 277–283.
- Pintar, F.A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., Sances, A., 1992. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of Biomechanics* 25, 1351–1356. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90290-H](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90290-H)
- Quinn, K.P., Winkelstein, B.A., 2007. Cervical facet capsular ligament yield defines the threshold for injury and persistent joint-mediated neck pain. *Journal of Biomechanics* 40, 2299–2306. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.015>
- Robertson, D., 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.07.009>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.04.004>
- Rohlmann, A., Bauer, L., Zander, T., Bergmann, G., Wilke, H.-J., 2006. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. *Journal of Biomechanics* 39, 981–989. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.019>
- Rohlmann, A., Neller, S., Claes, L., Bergmann, G., Wilke, H.-J., 2001. Influence of a Follower Load on Intradiscal Pressure and Intersegmental Rotation of the Lumbar Spine: *Spine* 26, E557–E561. <https://doi.org/10.1097/00007632-200112150-00014>
- Rupp, T.K., Ehlers, W., Karajan, N., Günther, M., Schmitt, S., 2015. A forward dynamics simulation of human lumbar spine flexion predicting the load sharing of intervertebral discs, ligaments, and muscles. *Biomech Model Mechanobiol* 14, 1081–1105. <https://doi.org/10.1007/s10237-015-0656-2>
- Sawa, A.G.U., Crawford, N.R., 2008. The use of surface strain data and a neural networks solution method to determine lumbar facet joint loads during in vitro spine testing. *Journal of Biomechanics* 41, 2647–2653. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.010>
- Scapinelli, R., Stecco, C., Pozzuoli, A., Porzionato, A., Macchi, V., De Caro, R., 2006. The Lumbar Interspinous Ligaments in Humans: Anatomical Study and Review of the Literature. *Cells Tissues Organs* 183, 1–11. <https://doi.org/10.1159/000094901>
- Schendel, M.J., Wood, K.B., Buttermann, G.R., Lewis, J.J., Ogilvie, J.W., 1993. Experimental measurement of ligament force, facet force, and segment motion in the human lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 26, 427–438. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90006-Z](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90006-Z)

RÉFÉRENCES

- 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, 377–384. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.11.008>
- Schultz, A.B., Warwick, D.N., Berkson, M.H., Nachemson, A.L., 1979. Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments—Part I: Responses in Flexion, Extension, Lateral Bending, and Torsion. *Journal of Biomechanical Engineering* 101, 46–52. <https://doi.org/10.1115/1.3426223>
- Seligman, J.V., Gertzbein, S.D., Tile, M., Kapasouri, A., 1984. Computer analysis of spinal segment motion in degenerative disc disease with and without axial loading. *Spine* 9, 586–573.
- Sharabi, M., 2022. Structural Mechanisms in Soft Fibrous Tissues: A Review. *Frontiers in Materials* 8. <https://doi.org/10.3389/fmats.2021.793647>
- Shateri, H., Cronin, D.S., 2015. Out-of-Position Rear Impact Tissue-Level Investigation Using Detailed Finite Element Neck Model. *Traffic Injury Prevention* 16, 698–708. <https://doi.org/10.1080/15389588.2014.1003551>
- Shen, Z.L., Dodge, M.R., Kahn, H., Ballarini, R., Eppell, S.J., 2008. Stress-Strain Experiments on Individual Collagen Fibrils. *Biophysical Journal* 95, 3956–3963. <https://doi.org/10.1529/biophysj.107.124602>
- Shim, V.P.W., Liu, J.F., Lee, V.S., 2006. A Technique for Dynamic Tensile Testing of Human Cervical Spine Ligaments. *Exp Mech* 46, 77–89. <https://doi.org/10.1007/s11340-006-5865-2>
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A.M., Shrivastava, C., 1986. Mechanical Response of a Lumbar Motion Segment in Axial Torque Alone and Combined with Compression. *Spine* 11, 914–927. <https://doi.org/10.1097/00007632-198611000-00012>
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A.M., Shrivastava, S.C., 1986. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech* 19, 331–350. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90009-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90009-6)
- Siegmund, G.P., Myers, B.S., Davis, M.B., Bohnet, H.F., Winkelstein, B.A., 2001. Mechanical evidence of cervical facet capsule injury during whiplash: a cadaveric study using combined shear, compression, and extension loading. *Spine (Phila Pa 1976)* 26, 2095–2101. <https://doi.org/10.1097/00007632-200110010-00010>
- Sjölander, P., Johansson, H., Djupsjöbacka, M., 2002. Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *Journal of Electromyography and Kinesiology, Sensory Function of Ligaments* 12, 167–176. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00017-2](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00017-2)
- Skrzypiec, D.M., Klein, A., Bishop, N.E., Stahmer, F., Püschel, K., Seidel, H., Morlock, M.M., Huber, G., 2012. Shear strength of the human lumbar spine. *Clinical Biomechanics* 27, 646–651. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.04.003>
- Sopakayang, R., 2013. A New Viscoelastic Model for Preconditioning in Ligaments and Tendons. *World Congress on Engineering* 3.
- Sterba, M., 2019. Étude biomécanique des pathomécanismes du rachis lombaire en conditions traumatiques et sportives : influence des propriétés ligamentaires. Thèse de doctorat. Université de Montréal.
- Sterba, M., Aubin, C.-É., Wagnac, E., Fradet, L., Arnoux, P.-J., 2019. Effect of impact velocity and ligament mechanical properties on lumbar spine injuries in posterior-anterior impact loading conditions: a finite element study. *Med Biol Eng Comput* 57, 1381–1392. <https://doi.org/10.1007/s11517-019-01964-5>
- Sundaram, S.H., Feng, C.C., 1977. Finite element analysis of the human thorax. *Journal of Biomechanics* 10, 505–516. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(77\)90104-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(77)90104-X)
- Svensson, R.B., Herchenhan, A., Starborg, T., Larsen, M., Kadler, K.E., Qvortrup, K., Magnusson, S.P., 2017. Evidence of structurally continuous collagen fibrils in tendons. *Acta Biomaterialia* 50, 293–301. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2017.01.006>

- Tkaczuk, H., 1968. Tensile Properties of Human Lumbar Longitudinal Ligaments. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 39, 1–69. <https://doi.org/10.3109/ort.1968.39.suppl-115.01>
- Trajkovski, A., Omerović, S., Hribernik, M., Prebil, I., 2014. Failure properties and damage of cervical spine ligaments, experiments and modeling. *J Biomech Eng* 136, 031002. <https://doi.org/10.1115/1.4026424>
- Tushak, S.K., Gepner, B.D., Pipkorn, B., Kerrigan, J.R., 2022a. Evaluation of the GHBM Lumbal Spine in Sub-injurious and Injurious Loading. Presented at the 2022 International Research Council on the Biomechanics of Injury, IRCOBI 2022, Porto, pp. 866–883.
- Tushak, S.K., Paul Donlon, J., Gepner, B.D., Chebbi, A., Pipkorn, B., Hallman, J.J., Forman, J.L., Kerrigan, J.R., 2022b. Failure tolerance of the human lumbar spine in dynamic combined compression and flexion loading. *Journal of Biomechanics* 135, 111051. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111051>
- Tyndyk, M.A., Barron, V., Mchugh, P.E., O’Mahoney, D., 2007. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine. *Acta of bioengineering and biomechanics* 9, 207.
- Uriot, J., Potier, P., Baudrit, P., Trosseille, X., Richard, O., Douard, R., 2015. Comparison of HII, HIII and THOR Dummy Responses with Respect to PMHS Sled Tests. Presented at the IRCOBI.
- Vaccaro, A.R., Schroeder, G.D., Kepler, C.K., Cumhur Oner, F., Vialle, L.R., Kandziora, F., Koerner, J.D., Kurd, M.F., Reinhold, M., Schnake, K.J., Chapman, J., Aarabi, B., Fehlings, M.G., Dvorak, M.F., 2016. The surgical algorithm for the AOSpine thoracolumbar spine injury classification system. *Eur Spine J* 25, 1087–1094. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3982-2>
- Van der Plaats, A., Veldhuizen, A.G., Verkerke, G.J., 2007. Numerical Simulation of Asymmetrically Altered Growth as Initiation Mechanism of Scoliosis. *Ann Biomed Eng* 35, 1206–1215. <https://doi.org/10.1007/s10439-007-9256-3>
- Verstraete, M.A., Van Der Straeten, C., De Lepeleere, B., Opsomer, G.-J., Van Hoof, T., Victor, J., 2015. Impact of drying and thiel embalming on mechanical properties of achilles tendons. *Clin Anat* 28, 994–1001. <https://doi.org/10.1002/ca.22624>
- Waters, R.L., Morris, J.M., 1973. An in vitro study of normal and scoliotic interspinous ligaments. *Journal of Biomechanics* 6, 343–348. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90094-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90094-8)
- Watt, A.A., Callaway, A.J., Williams, J.M., 2022. In vivo through-range passive stiffness of the lumbar spine: a meta-analysis of measurements and methods. *Med Biol Eng Comput* 60, 2133–2157. <https://doi.org/10.1007/s11517-022-02609-w>
- Weisse, B., Aiyangar, A.K., Affolter, Ch., Gander, R., Terrasi, G.P., Ploeg, H., 2012. Determination of the translational and rotational stiffnesses of an L4–L5 functional spinal unit using a specimen-specific finite element model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 13, 45–61. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.04.002>
- White, A.A., Panjabi, M.M., 1990. *Clinical biomechanics of the spine*, 2nd ed. ed. Lippincott, Philadelphia, Pa.
- Widmer, J., 2020. Patient Specific Material Mapping for Functional Outcome Prediction and Planning in Spinal Surgery. Thèse de doctorat. ETH Zurich. <https://doi.org/10.3929/ETHZ-B-000463803>
- Widmer, J., Cornaz, F., Scheibler, G., Spirig, J.M., Snedeker, J.G., Farshad, M., 2020. Biomechanical contribution of spinal structures to stability of the lumbar spine—novel biomechanical insights. *The Spine Journal* 20, 1705–1716. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.05.541>
- Wilke, H.-J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., Claes, L., 2001. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics* 16, S111–S126. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00103-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00103-0)
- Wilke, H.-J., Wenger, K., Claes, L., 1998. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *European Spine Journal* 7, 148–154. <https://doi.org/10.1007/s005860050045>

RÉFÉRENCES

- Wilson, D.C., Niosi, C.A., Zhu, Q.A., Oxland, T.R., Wilson, D.R., 2006. Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the lumbar spine. *J Biomech* 39, 348–353. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.12.011>
- Yahia, L.H., Newman, N., Rivard, C.H., 1988. Neurohistology of lumbar spine ligaments. *Acta Orthop Scand* 59, 508–512. <https://doi.org/10.3109/17453678809148773>
- Yamamoto, I., Panjabi, M., Crisco, T., Oxland, T., 1989. Tree-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral joint. *Spine* 14, 1256–1260. <https://doi.org/10.1097/00007632-198911000-00020>
- Yang, K.H., King, A.I., 1984. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 9, 557–565. <https://doi.org/10.1097/00007632-198409000-00005>
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., Pintar, F.A., 2001. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clinical Biomechanics* 16, 1–27. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00074-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00074-7)
- Zhang, H., Zhu, W., 2019. The Path to Deliver the Most Realistic Follower Load for a Lumbar Spine in Standing Posture: A Finite Element Study. *Journal of Biomechanical Engineering* 141, 031010. <https://doi.org/10.1115/1.4042438>
- Zhong, Z.-C., Wei, S.-H., Wang, J.-P., Feng, C.-K., Chen, C.-S., Yu, C., 2006. Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. *Medical Engineering & Physics* 28, 90–98. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.03.007>
- Zirbel, S.A., Stolworthy, D.K., Howell, L.L., Bowden, A.E., 2013. Intervertebral disc degeneration alters lumbar spine segmental stiffness in all modes of loading under a compressive follower load. *Spine J* 13, 1134–1147. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.02.010>

Table des figures

Figure 1. Exemples de modèles éléments finis.	9
Figure 2. Modèles du rachis du modèle GHBMC M50 en postures piéton et occupant (profil antérieur de la colonne surligné).	10
Figure 3. Plans et repères anatomiques	14
Figure 4. Représentations du rachis d'après Netter et al. (2014).	15
Figure 5. Vertèbres, ligaments et disques intervertébraux, représentés en vue latérale et isométrique. Netter et al. (2014).	16
Figure 6. Représentation du système musculaire profond du rachis. D'après Netter et al. (2014).	18
Figure 7. Représentation du système musculaire intermédiaire et superficiel du rachis. D'après Netter et al. (2014).	18
Figure 8. Mesures (linéaires et angulaires) d'une vertèbre selon White and Panjabi (1990) (noir).	20
Figure 9. Mouvements principaux du rachis (angle en °), d'après White and Panjabi (1990).	20
Figure 10. Illustration des efforts internes dans une FSU L4-L5 du modèle GHBMC en flexion, compression et extension.	20
Figure 11. Illustrations de différents modèles régionaux de rachis lombaire.	22
Figure 12. Modèle GHBMC M50-O positionné pour diverses inclinaisons de dossier d'après Grébonval et al. (2021).	24
Figure 13. Exemple de modélisation des vertèbres et des facettes articulaires.	25
Figure 14. Exemples de représentations du disque intervertébral L4-L5.	26
Figure 15. Structure du tissu tendon/ligament avec les ordres et échelles de grandeurs.	27
Figure 16. Exemple d'un essai de traction et de la courbe associée.	29
Figure 17. Ensemble des propriétés ligamentaires force-déplacement étudiées par Naserkhaki et al. (2018). ...	31
Figure 18. Représentation des ligaments du modèle GHBMC M50 (L4-L5).	32
Figure 19. Différentes approches de modélisation des ligaments selon Hamidrad et al. (2021).	33
Figure 20. Schéma de l'orientation des faisceaux de fibres des ligaments interépineux lombaires selon Scapinelli et al. (2006).	33
Figure 21. Hypothèses du modèle de ligament selon Nie et al. (2017a).	34
Figure 22. Exemple de méthodes de mesure sur la colonne lombaire in vivo et ex vivo.	35
Figure 23. Représentation des mobilités et des réponses possibles pour des chargements ex vivo.	37
Figure 24. États initiaux possibles pour un ligamentaire.	40
Figure 25. Illustration des méthodes de mesure des états initiaux des ligaments lombaires.	41
Figure 26. Représentation des différentes configurations de modèle.	52
Figure 27. Résultats des simulations L4-L5 en fonction de la posture et la précharge de compression.	53
Figure 28. Résultats des simulations L4-L5 en fonction de l'interaction des ligaments et du disque intervertébral.	55
Figure 29. Représentation des différentes configurations de modèle de ligament ISL	56
Figure 30. Résultats des simulations L4-L5 en fonction de l'orientation des fibres du ligament ISL.	57
Figure 31. Ensemble de propriétés ligamentaires (force/déplacement) de la littérature basée sur Naserkhaki et al. (2018).	58
Figure 32. Résultats des simulations L4-L5 en fonction du jeu de données ligamentaires.	59
Figure 33. Résultats des élongations des fibres ligamentaires du FSU L4L5 lors d'un chargement de flexion.	60
Figure 34. Modification de l'IVD pour l'étude de la section 3.	64
Figure 35. Comparaison de la réponse de l'IVD (seul) dans les tests de mobilité de Heuer et al. (2007).	65
Figure 36. Modèles FSU L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5 dans les postures initiales (définies par l'angle de lordose α).	65
Figure 37. Courbes ligamentaires caractéristiques.	67
Figure 38. Présentation de la méthode de détermination des laxités admissibles.	68
Figure 39. Illustration de l'approche de modélisation de la laxité.	69
Figure 40. Ensemble de propriétés ligamentaires (force/déplacement) issue de la littérature (Naserkhaki et al., 2018).	70

TABLES DES FIGURES

Figure 41. Plages de laxité entre les seuils A et B par ligament et FSU.	71
Figure 42. Résultats des laxités prédites comprises entre les hypothèses A et C de tous les FSU et comparaison avec les auteurs de la littérature.	71
Figure 43. RoM du FSU L4-L5 intact à partir de simulations et de Heuer et al. (2007).	72
Figure 44. RoM de L4-L5 à 7.5 N.m à partir de simulations et de Heuer et al. (2007).	73
Figure 45. Laxités prédites pour les 8 ensembles de propriétés ligamentaires issus de la littérature.	74
Figure 46. Représentations des modèles L1-L2 (A), L4-L5 (B) et L1-L5 (C).	81
Figure 47. Représentation des différents chargements pour le FSU L4-L5 Base.	84
Figure 48. Chargements des FSU intactes et sans précharge (0 N) en fonction du mouvement.	86
Figure 49. Amplitudes de mouvement en fonction de la FSU (intacte), du chargement et de la précharge.	87
Figure 50. Comparaison des efforts ligamentaires pour un moment de flexion de 7.5 N.m.	87
Figure 51. Chargements en FSU intact en fonction de la pression intervertébrale.	89
Figure 52. Centres de rotation en FSU intacte.	90
Figure 53. Représentation des simulations du FSG L1-L5 base en fonction du chargement.	91
Figure 54. Chargements en fonction du mouvement pour le FSG L1-L5.	92
Figure 55. Comparaison des efforts ligamentaires pour un moment de flexion de 7.5 N.m de L1-L5.	92
Figure 56. Aperçu de la configuration d'Uriot et al. (2015) et des conditions du modèle.	95
Figure 57. Cinématique globale pour les configurations avec et sans abdomen.	97
Figure 58. Rotation (T12) en fonction du moment (S1) et des hypothèses de laxités et de configurations.	98
Figure 59. Efforts ligamentaires à 30° de flexion en fonction des différentes hypothèses et configurations.	99
Figure 60. Représentations de différentes étapes de simulation à 4500N de compression du FSU L3-L5 base. .	100
Figure 61. Courbes de réponse moments/rotations pour des chargements en flexion de L3-L5. Valeurs expérimentales (points), Simulation de Tushak (noir) et simulations de l'étude avec les seuils de laxités (couleurs).	102
Figure 62. Comparaison des efforts ligamentaires (par FSU) pour une rotation de flexion de 25°, des préchargements et des seuils de laxités (couleurs).	102
Figure 63. Courbes issues des essais de traction de Cornaz et al. (2021) pour les ligaments FL, ISL/SSL et ITL. .	108
Figure 64. Procédure expérimentale des essais de traction des ligaments issue de Cornaz et al. (2021).	109
Figure 65. Représentation des caractéristiques des ligaments sur les courbes de traction issues de Cornaz et al. (2021).	109
Figure 66. Représentations de la courbe force/déplacement typique et méthodes de laxité.	110
Figure 67. Exemple de courbe après un décalage au point « 0 » (L3-L4) pour les ligaments FL, ISL/SSL et ITL après avoir choisi une origine de courbe à 1N.	111
Figure 68. Exemple de détermination de la laxité sur le ligament SSL/ISL.	111
Figure 69. Paramètres géométriques basés sur White and Panjabi (1990).	112
Figure 70. Représentation des différents points anatomique Peter et al. (2021) selon l'auteur et les modèles.	113
Figure 71. Exemple de courbes à « 0 » après traitement en fonction de la méthode (et du seuil choisi) pour le point "0".	114
Figure 72. Représentations des valeurs de laxités expérimentales (mm) en fonction du ligament et de la méthode.	115
Figure 73. Représentations des valeurs de points A, B et C sur les courbes expérimentales en élongation (mm) en fonction du ligament et de la méthode. Chaque colonne correspond à une hypothèse avec 3 résultats correspondant aux valeurs des points A (bleu), B (rouge) et C (vert). Les ligaments ITL droit et gauche sont deux ligaments distincts et ont donc été séparés, même si on s'attend à des résultats similaires.	115
Figure 74. Meilleures corrélations des ligaments avec signification statistique.	118
Figure 75. Comparaison des valeurs de laxités en fonction du niveau de FSU pour les ligaments FL et ISL/SSL.	118
Figure 76. Représentation d'un modèle FSU (L1-L2).	121
Figure 77. Recherche du centre de rotation et mobilité des FSU.	121
Figure 78. Représentation des différences de longueurs ligamentaires par élément 1D (abscisse) entre positions neutre de Widmer et de Percy pour les différents spécimens.	123
Figure 79. Laxités (mm) expérimentales déplacées en position de Percy (« Exp ») et numériques « Num » prédites aux points A, B, C par ligament (FL, ISL/SSL, ITL) et méthode de calcul de zéro (LSM, 0.5, 1, 3, 5 et 10N).	125

Figure 80. Hypothèses du modèle de ligament selon Nie et al. (2017a). 131

Figure 81. Représentation des hypothèses de laxité rapportées aux FSU. 133

Figure 82. Représentation des faisceaux. 133

Figure 83. Réponses de modèles avec différentes bornes de limite à rupture et contrainte (en légende) comparées aux spécimens testés (EXP). 138

Figure 84. Réponses de modèles avec différentes distributions de laxité. 140

Figure 85. Réponses de modèles avec deux types de fibres à niveaux de rupture différents (« collagène » limité à 20 ou 100% à rupture) comparées aux ligaments (EXP) et la réponse avec un seul groupe de fibres. 143

Figure 86. Exemples de modèles sans (101XX) et avec (102XX) décalage de la courbe expérimentale. 146

Table des tableaux

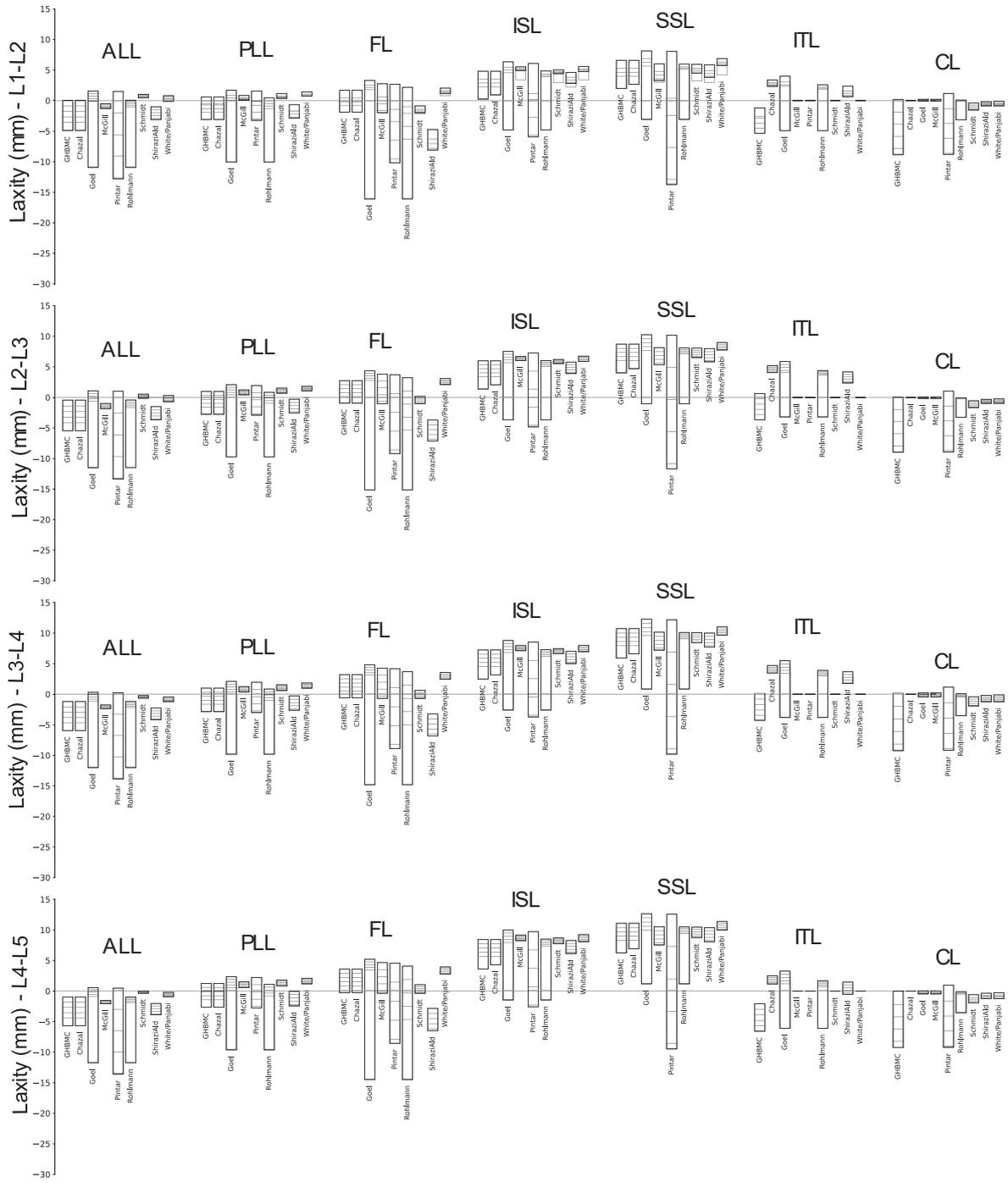
Tableau 1. Revue des modèles lombaires (FSU, FSG ou de la colonne lombaire complète noté « lombaire »). ...	24
Tableau 2. Caractéristiques géométriques des ligaments (thoraco-)lombaires.....	26
Tableau 3. Caractérisation des ligaments selon les points de Chazal et al. (1985) ou en raideur pour Pintar et al. (1992).....	31
Tableau 4. Lordose moyenne en position neutre (debout droit) selon Jackson and McManus (1994).	35
Tableau 5. Mesure des angles de lordose des niveaux L1 à L5 selon Pearcy et al., (1984) et Pearcy (1985) entre 2 postures.....	36
Tableau 6. États initiaux ligamentaires in situ par ligament en position « neutre ». Pour le chargement : la direction (longitudinal, transverse), le type de mesure et l'unité sont précisés. Pour les valeurs de mesures ligamentaires, la moyenne, l'écart-type et le nombre d'échantillons testés sont précisés.	42
Tableau 7. États initiaux ligamentaires utilisés dans les modèles de rachis lombaire en fonction des ligaments. La modélisation des matériaux (courbe force-allongement ou matériau élastique linéaire) est associée aux éléments représentant le ligament (1D, 2D, Multi-Body Simulation-MBS). Des précontrainte (valeurs négatives) ou laxité (valeurs positive) sont rapportées en fonction des unités de Mesure utilisées pour appliquer cet état initial. Enfin, les références de la littérature utilisées pour les états initiaux des modèles sont précisées en note (de (a) à (g)).....	44
Tableau 8. Seuils de force et d'élongation dérivés des trois principales hypothèses à utiliser dans les cas de simulation.....	67
Tableau 9. Références des données de validation utilisée pour les modèles de FSU et FSG.	82
Tableau 10. Résultats des moyennes et écart-types des élongations des points A, B et C (mm) selon les ligaments et la méthode.	116
Tableau 11. Résultats des tests de corrélations entre laxité et paramètres inter-individuels.....	117
Tableau 12. Angle de lordose pour une position neutre des modèles issus de Widmer et al. (2020) en fonction du FSU et du grade de dégénérescence de Pfirrmann.....	123
Tableau 13. Positions des valeurs expérimentales dans l'intervalle AB selon le ligament et de la méthode de calcul de zéro.....	126
Tableau 14. Calcul de l'angle de flexion maximal pour les spécimens.	134
Tableau 15. Comparatif des laxités des spécimens en fonction de la méthode LSM et 1N (Chapitre 5).	136
Tableau 16. Résultats des modèles de l'étape 1 (effet de la limite de rupture).	139
Tableau 17. Résultats des modèles pour l'étape 2 (modèles avec faisceaux).	141
Tableau 18. Résultats des modèles pour l'étape 3 (modèle avec deux types de fibres).	144
Tableau 19. Résultats des modèles présenté Figure 86 sans et avec décalage de la courbe expérimentale (shift).	146

Annexes

Annexe A : Valeurs numériques des plages de laxité par ligament, FSU et hypothèse de laxité (A à C) calculées sur la base du test RoM de Pearcy.

Ligament requirements	ALL			SSL			ISL			ITL						
	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5
A	0.1	-0.4	-1.2	-1.0	6.6	8.7	10.7	11.1	4.8	6.0	7.2	8.5	-1.2	0.6	0.1	-2.1
AB(25%)	-0.9	-1.4	-2.1	-1.8	5.9	8.0	10.0	10.4	4.2	5.3	6.6	7.8	-2.1	-0.3	-0.8	-3.0
AB(50%)	-1.8	-2.3	-2.9	-2.7	5.3	7.4	9.3	9.7	3.5	4.7	5.9	7.1	-2.9	-1.1	-1.7	-3.9
AB(75%)	-2.7	-3.2	-3.8	-3.5	4.6	6.7	8.6	9.0	2.9	4.0	5.2	6.3	-3.7	-2.0	-2.6	-4.8
B	-3.6	-4.1	-4.7	-4.4	4.0	6.0	8.0	8.3	2.3	3.4	4.5	5.6	-4.5	-2.8	-3.4	-5.7
C	-4.9	-5.4	-5.9	-5.7	2.0	4.0	5.9	6.3	0.3	1.4	2.5	3.6	-5.4	-3.6	-4.3	-6.6
Ligament requirements	CL															
	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5
A	0.2	0.0	0.2	0.0	1.7	2.7	3.2	3.6	0.6	1.0	1.0	1.3	0.6	1.0	1.0	1.3
AB(25%)	-1.9	-2.0	-2.0	-2.2	1.1	2.1	2.5	2.9	-0.1	0.3	0.3	0.6	-0.1	0.3	0.3	0.6
AB(50%)	-3.8	-3.9	-4.0	-4.2	0.4	1.4	1.8	2.2	-0.7	-0.3	-0.3	-0.1	-0.7	-0.3	-0.3	-0.1
AB(75%)	-5.8	-5.9	-6.1	-6.2	-0.2	0.8	1.2	1.5	-1.3	-1.0	-1.0	-0.8	-1.3	-1.0	-1.0	-0.8
B	-7.8	-8.0	-8.2	-8.2	-0.8	0.2	0.5	0.8	-1.9	-1.6	-1.6	-1.4	-1.9	-1.6	-1.6	-1.4
C	-8.8	-9.0	-9.2	-9.2	-1.9	-0.9	-0.6	-0.3	-3.1	-2.7	-2.8	-2.6	-3.1	-2.7	-2.8	-2.6
Ligament requirements	PLL															
	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5
A	0.2	0.0	0.2	0.0	1.7	2.7	3.2	3.6	0.6	1.0	1.0	1.3	0.6	1.0	1.0	1.3
AB(25%)	-1.9	-2.0	-2.0	-2.2	1.1	2.1	2.5	2.9	-0.1	0.3	0.3	0.6	-0.1	0.3	0.3	0.6
AB(50%)	-3.8	-3.9	-4.0	-4.2	0.4	1.4	1.8	2.2	-0.7	-0.3	-0.3	-0.1	-0.7	-0.3	-0.3	-0.1
AB(75%)	-5.8	-5.9	-6.1	-6.2	-0.2	0.8	1.2	1.5	-1.3	-1.0	-1.0	-0.8	-1.3	-1.0	-1.0	-0.8
B	-7.8	-8.0	-8.2	-8.2	-0.8	0.2	0.5	0.8	-1.9	-1.6	-1.6	-1.4	-1.9	-1.6	-1.6	-1.4
C	-8.8	-9.0	-9.2	-9.2	-1.9	-0.9	-0.6	-0.3	-3.1	-2.7	-2.8	-2.6	-3.1	-2.7	-2.8	-2.6

Annexe B : Résultats des laxités pour toutes les données des différents auteurs



Annexe C : Chargements en fonction du mouvement pour les FSU L1-L2 et L4-L5 avec ou sans précharge et avec les résections successives

Les résultats complets des résections successives des ligaments de Widmer et al. (2020) sont présentés dans les prochaines figures. Ces figures incluent également les références, notamment Heuer et al. (2007), qui ne sont pas présentées dans le chapitre car l'état intact n'était pas disponible. Pour cette dernière référence, les corridors sont présentés. Il est cependant important de noter que les conditions initiales diffèrent : Heuer impose le chargement tandis que Widmer impose le déplacement. De plus, les étapes de résections ne sont pas dans le même ordre, ce qui rend difficile la comparaison. L'ordre de résections de Widmer est le même que celui présenté dans les figures (ITL, ISL/SSL, CL, FJ, FL, ALL et PLL), tandis que l'ordre de résections de Heuer est le suivant : ITL, SSL, ISL, FL, CL, FJ, PLL, ALL. Ainsi, seules les deux premières étapes sont réellement comparables.

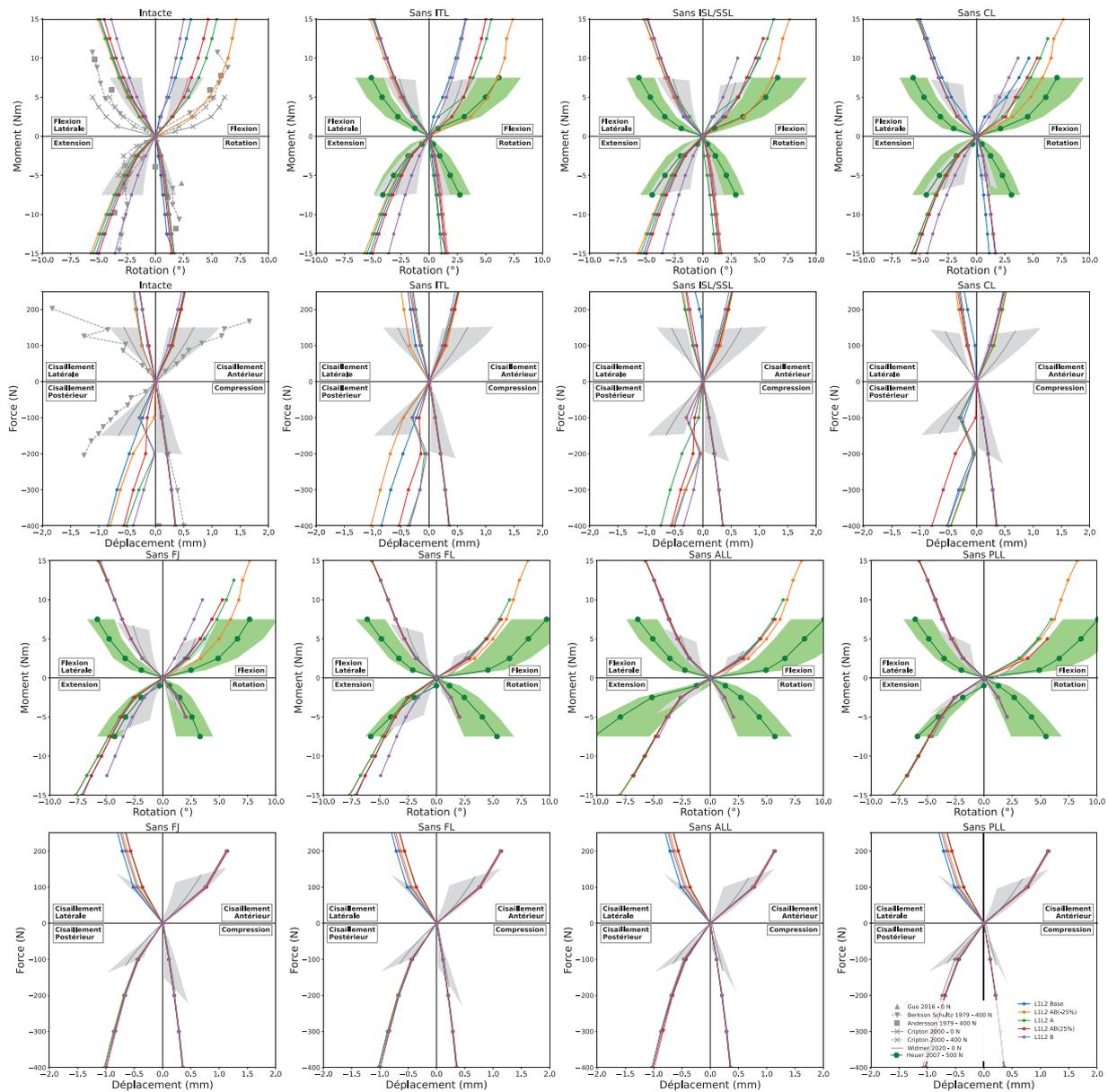


Figure C-1. Chargements en FSU en fonction du mouvement pour les FSU L1-L2 sans précharge pour les différentes résections.

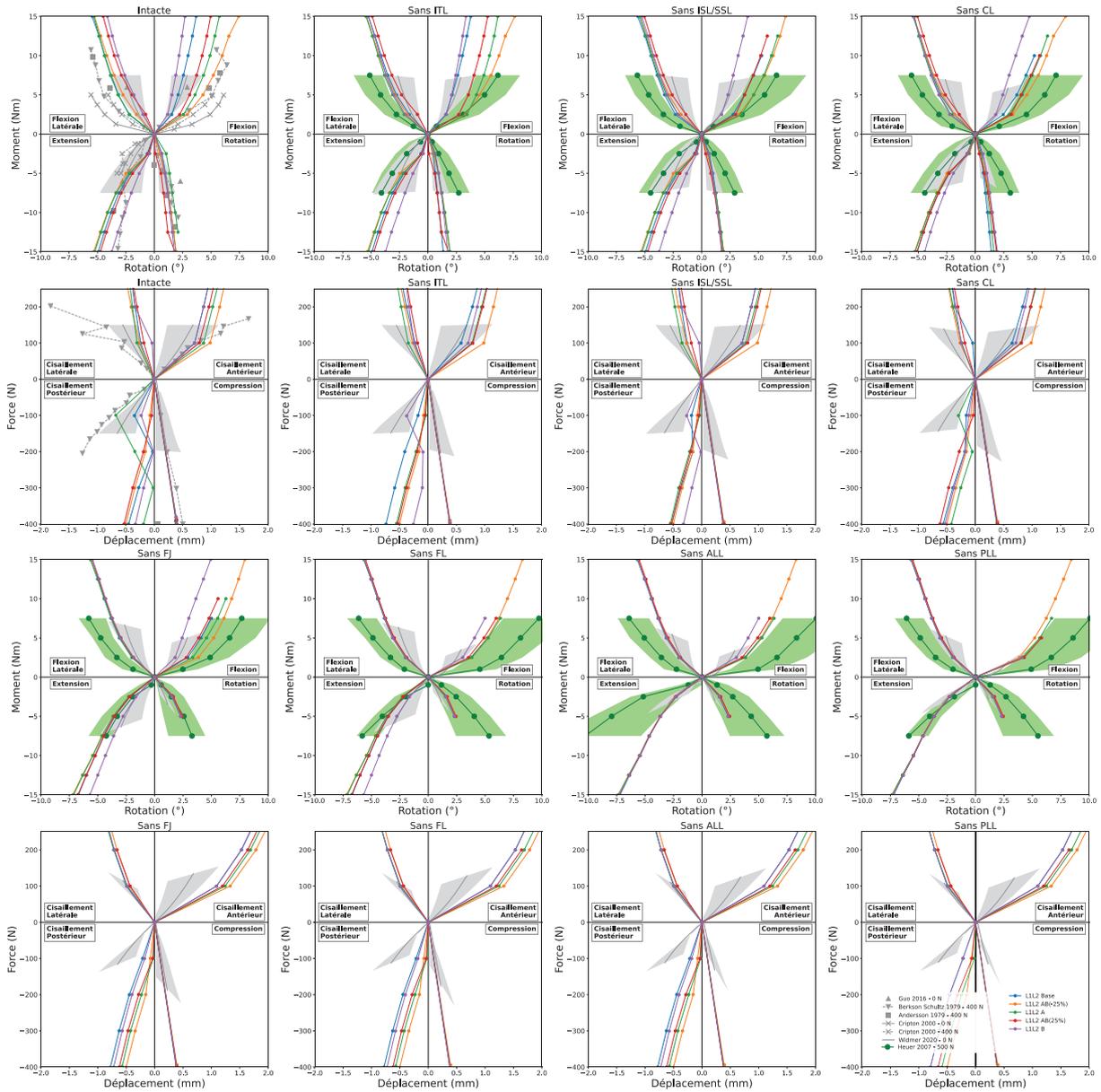


Figure C-2. Chargements en FSU en fonction du mouvement pour les FSU L1-L2 avec précharge (400N) pour les différentes résections.

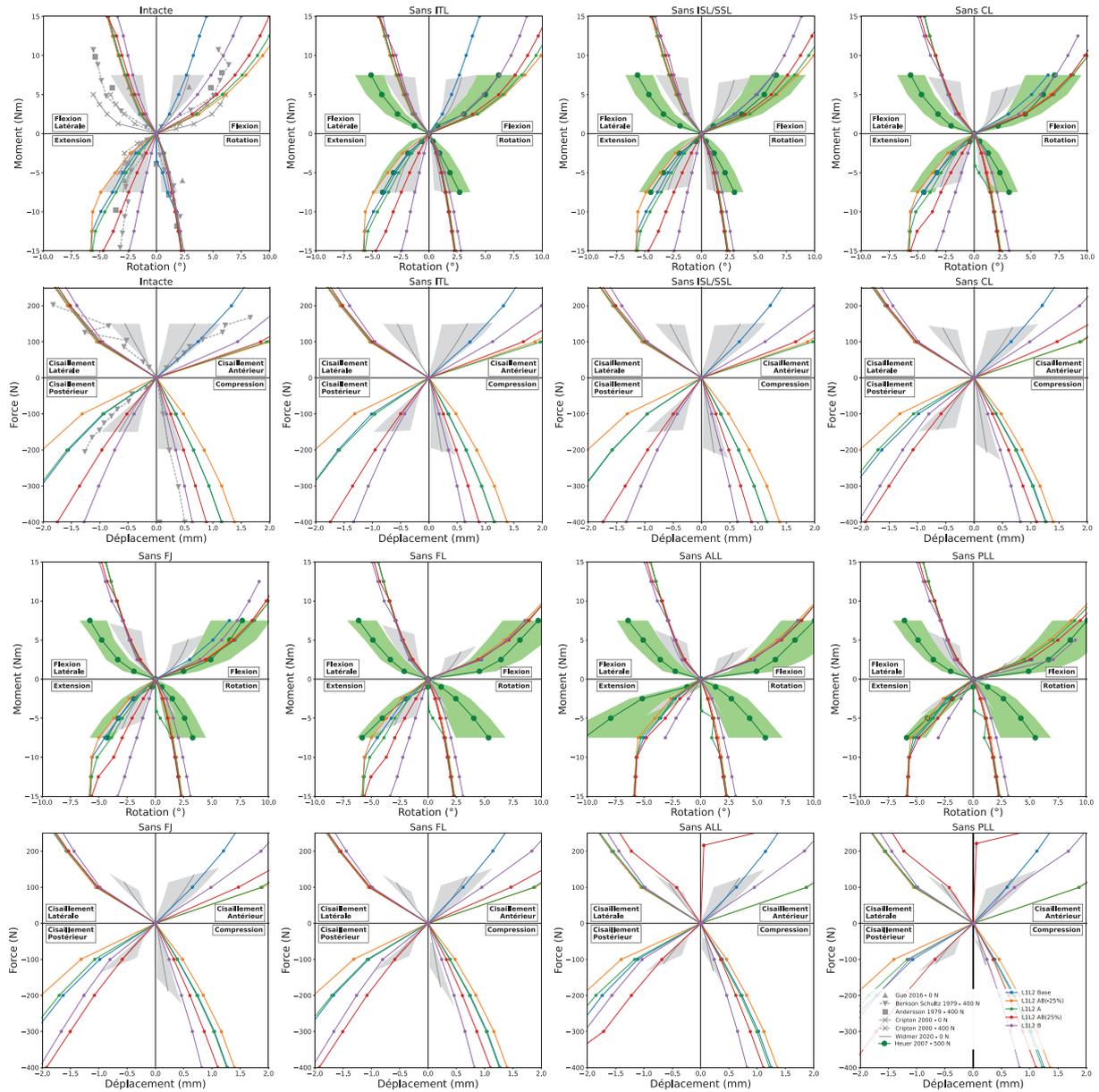


Figure C-3. Chargements en FSU en fonction du mouvement pour les FSU L4-L5 sans précharge pour les différentes résections.

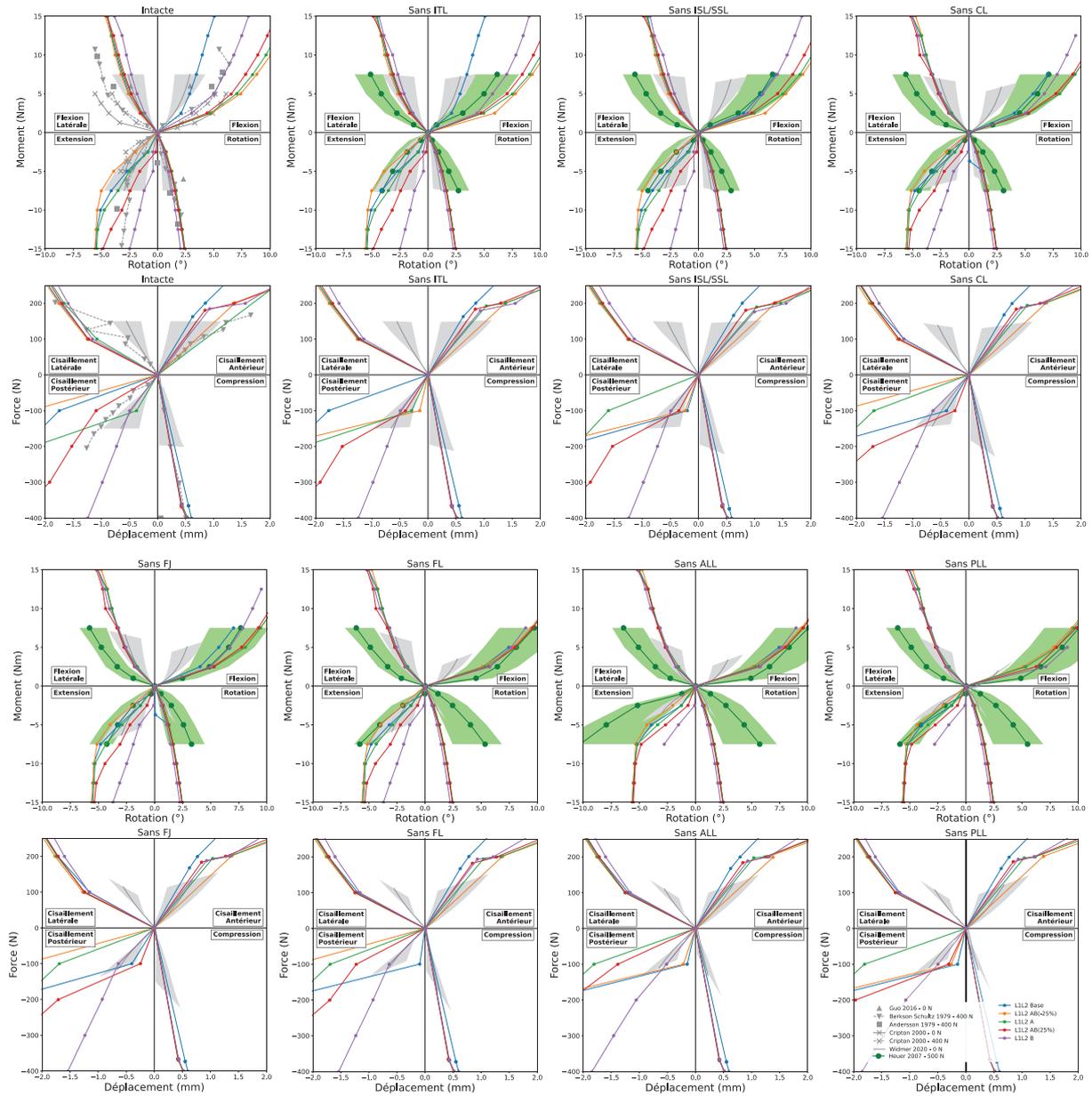


Figure C-4. Chargements en FSU en fonction du mouvement pour les FSU L4-L5 avec précharge (400N) pour les différentes résections.

Annexe D : Résultats additionnels du chapitre 4 sur FSU

Efforts facettaires, analyse des données expérimentales. La Figure D-1 ci-dessous présente les efforts aux facettes articulaires en fonction du niveau de chargement, avec la même légende que la Figure 48. Les références issues de la littérature concernant des expérimentations *in situ* sur spécimens intacts soumis à des moments purs. Ces efforts mesurés expérimentalement sont compris entre 0 et 100 N pour 7.5 N.m, et diminuent avec une précharge en compression des FSU (sauf pour Goel et al., 2007). Quatre types de précharge différentes sont présentés : aucune précharge (Sawa and Crawford, 2008), 300 N de précharge verticale (Schendel et al., 1993), 400 N de précharge suiveuse (Goel et al., 2007; Sawa and Crawford, 2008) et 600 N de précharge verticale (Niosi et al., 2008). Cependant, il est difficile de voir un quelconque effet de la précharge sur ce critère. De plus, les méthodes d'estimation d'effort varient avec l'auteur et pourraient conduire à des biais lors de la comparaison.

Efforts facettaires, résultats des simulations. En général, les modèles L1-L2 et L4-L5 rapportent des efforts de contact aux facettes à la limite haute de la plage des valeurs expérimentales. Il est à noter que cet effort pourrait ne pas correspondre exactement à l'effort mesuré expérimentalement selon la méthode de mesure.

Si le seuil de laxité affecte peu ces efforts facettaires lors des sollicitations en extension, en flexion latérale et en rotation, les efforts de contact sont souvent nuls (ou quasi nuls) en flexion en cohérence avec l'orientation des facettes lombaires. L'introduction d'une faible laxité/prétension des ligaments postérieurs peut modifier le mouvement et donc introduire un contact facettaire. La variation expérimentale est toutefois très importante (efforts entre 0 et 100 N environ pour chacun des chargements). Les valeurs élevées dans le modèle de base peuvent s'expliquer par une absence de prétension : les facettes articulaires sur-contribuent alors à la raideur globale pour des amplitudes de mouvements importantes. Bien qu'une compression initiale précharge les facettes vertébrales dès le début du mouvement, la majorité des réponses (flexion, flexion latérale et rotation), demeure inchangée après 2.5 N.m : les facettes ont un rôle équivalent avec ou sans précharge. Pour L4-L5, l'augmentation avec la précharge de l'effort facettaire en extension est cohérent avec une lordose initiale importante.

Dans l'ensemble, les effets des seuils de laxité sont assez peu prononcés sauf dans quelques cas spécifiques (ex : pour le modèle de base). Combiné aux grandes variations expérimentales et aux difficultés à savoir ce qui est exactement comparé, ceci semble rendre ce critère peu discriminant pour évaluer les effets des seuils.

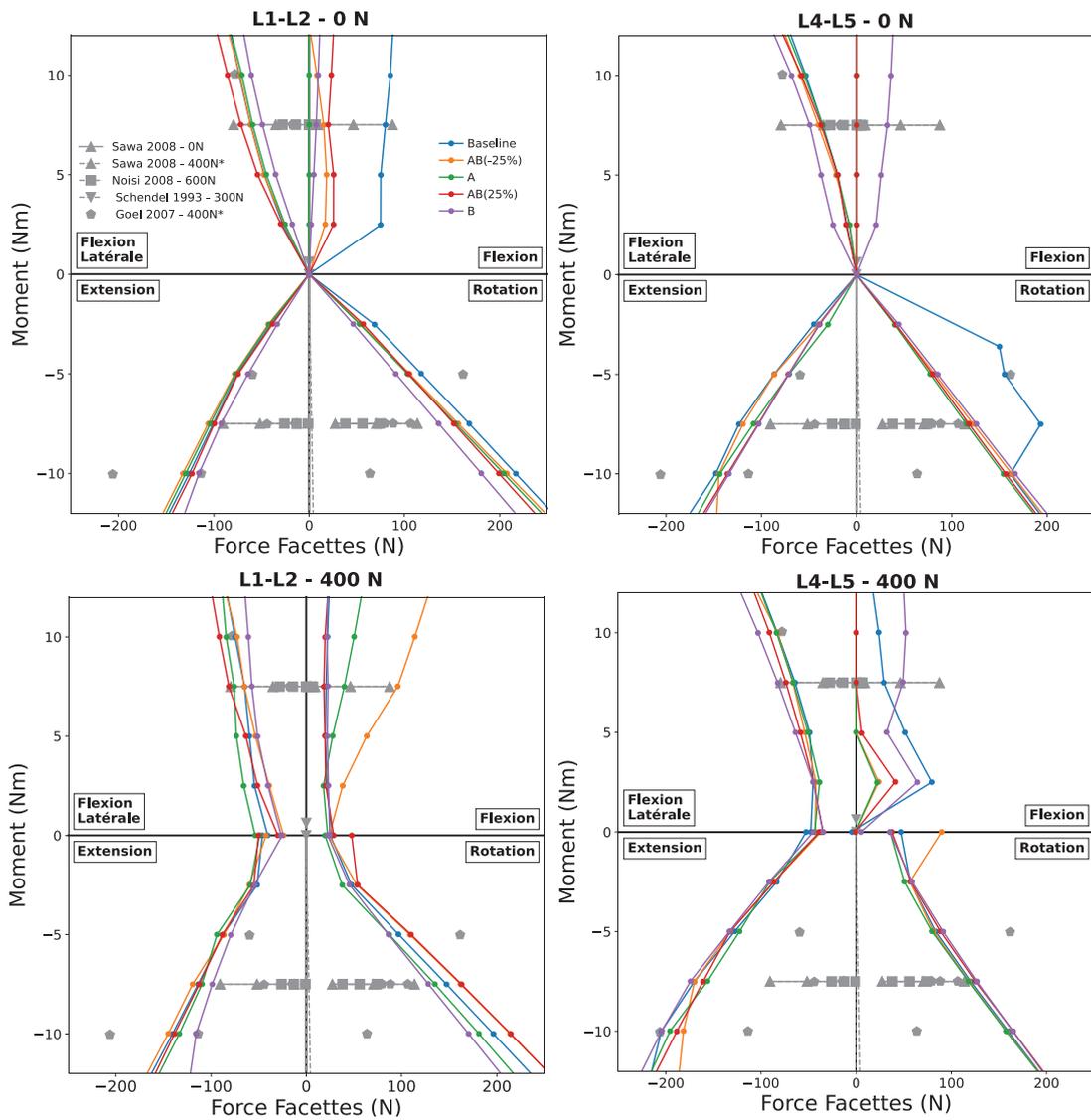


Figure D-1. Chargements en FSU intacte en fonction des forces des facettes (contact).
 À gauche, les FSU L1-L2 et à droite, les FSU L4-L5. En haut, sans précharge suivieuse de 400 N et en bas, avec. Les références des validations sont en gris sous forme de marques et de lignes pour présenter la gamme de réponse. * indique que la précharge a été effectuée sous forme de charge suivieuse pour les données expérimentales. Les résultats des simulations avec les hypothèses de laxité sont en couleur.

Annexe E : Résultats additionnels du chapitre 4 sur FSG

Pression intervertébrale, résultats de simulations. La figure E-1 ci-dessous présente les réponses du FSG pour tous les chargements, en fonction de l'IDP. Seules les données expérimentales de Wilke et al. (2001) sont utilisées pour comparaison. Parce qu'il s'agit de mesures *in vivo* et qu'il n'y a qu'un sujet, la valeur pour la FSU L4-L5 est représentée quel que soit le moment car celui-ci n'est pas mesurable *in vivo* (même si certains auteurs s'accordent sur un moment pur interne de 7.5 N.m comme nous l'avons vu dans l'état de l'art). **La pression intervertébrale au niveau L4-L5 est toujours inférieure aux mesures expérimentales, quel que soit le seuil de laxité et le type de chargement.** Cela était déjà le cas sur les FSU L1-L2 et L4-L5 au regard des données de Wilke en flexion et rotation axiale, et en extension et flexion latérale sous 10 N.m. Nous avons d'ailleurs observé que les mesure d'IDP de Wilke étaient proches des valeurs *in vitro* de Berkson et Schultz sur les FSU, mais étaient au moins 2.5 fois plus importantes en flexion. **En absence de précharge, aucune laxité ne permet d'atteindre une pression comme celles de Wilke** : la différence à 7.5 N.m est comprise entre 0.25MPa et 0.6MPa. La simulation avec précharge devrait donner des résultats plus proches de l'*in vivo* si l'état de 7.5 N.m représentait le chargement *in vivo*. Si l'IDP simulé augmente bien de 1MPa, il devient supérieur aux données de Wilke pour toutes les amplitudes de chargement (sauf en flexion, où il faut dépasser 7 N.m) : la différence à 7.5 N.m est là encore comprise entre 0.25MPa et 0.6MPa. **Avec précharge, le seuil B joue un rôle essentiellement en extension, permettant de se rapprocher progressivement des mesures de Wilke.** En compression axiale jusqu'à 1000N, la pression intervertébrale en L4-L5 présente une évolution linéaire confondue avec la moyenne de Brinckmann and Grootenboer (1991), quel que soit le seuil de laxité. Si ces résultats ne montrent pas d'incohérences majeures, la complexité du chargement *in vivo* des contributions de poids et d'effort musculaire à la compression, de cisaillements, etc. n'est pas représentée *ex vivo* et il serait difficile d'utiliser ces résultats pour orienter des choix de modélisation.

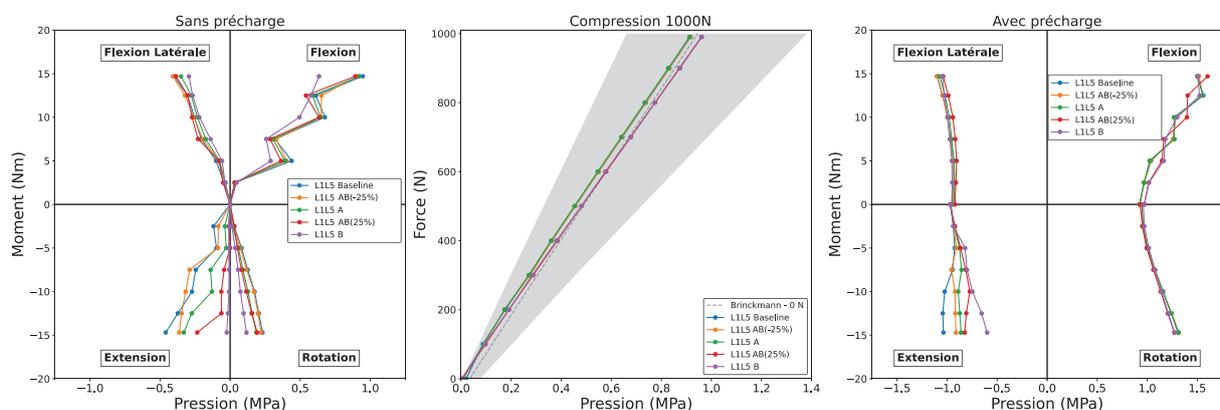


Figure E-1. Chargements en fonction de la pression dans le disque intervertébral L4-L5 du FSG L1-L5.

Les trois étapes de chargements sont présentées avant (gauche), pendant (milieu) et après (droite) qu'une charge suiveuse de 1000 N soit utilisée. Les références des validations sont en gris, sous forme de corridor pour Brinckmann and Grootenboer (1991), de droite verticale pour Wilke et al. (2001) présentées avec un dégradé centré sur 7.5 N.m ($N=1$). Les résultats des simulations avec les hypothèses de laxité sont en couleur.

Efforts facettaires, résultats de simulations. La figure E-2 ci-dessous présente les efforts moyens exercés sur les facettes articulaires des niveaux L1-L2, L2-L3, L3-L4 et L4-L5 lors des différentes sollicitations du FSG. Aux données expérimentales déjà utilisées pour évaluer les FSU, ont été rajoutées les données de Wilson et al., 2006 qui sont aussi dans la gamme de 0 à 100 N déjà présentée. Les efforts facettaires expérimentaux ont été mesurés aux différents niveaux lombaires. Nous l'avons remarqué

pour les essais sur FSU, l'effort facettaire est : plus important lors des mouvements d'extension et de rotation ; plus faible en flexion latérale ; presque nul en flexion. Sans précharge, les efforts facettaires simulés sont aux limites supérieures des données expérimentales, comme cela était observé pour les FSU. **La précharge s'accompagne d'une augmentation des efforts facettaires pour tous les chargements, sauf en flexion où ils diminuent lorsque le chargement augmente : les facettes vertébrales se séparent progressivement. Les seuils de laxité jouent un rôle plus important sur l'effort facettaires pour des simulations sur FSG que sur FSU pour toutes les sollicitations, même en compression.** Les efforts facettaires sont plus importants pour des seuils bas (modèle de base, seuil AB(-25%) et A) : la prétension des ligaments (seuils AB(25%) et B) limite l'amplitude des mouvements intervertébraux et donc le contact entre les facettes.

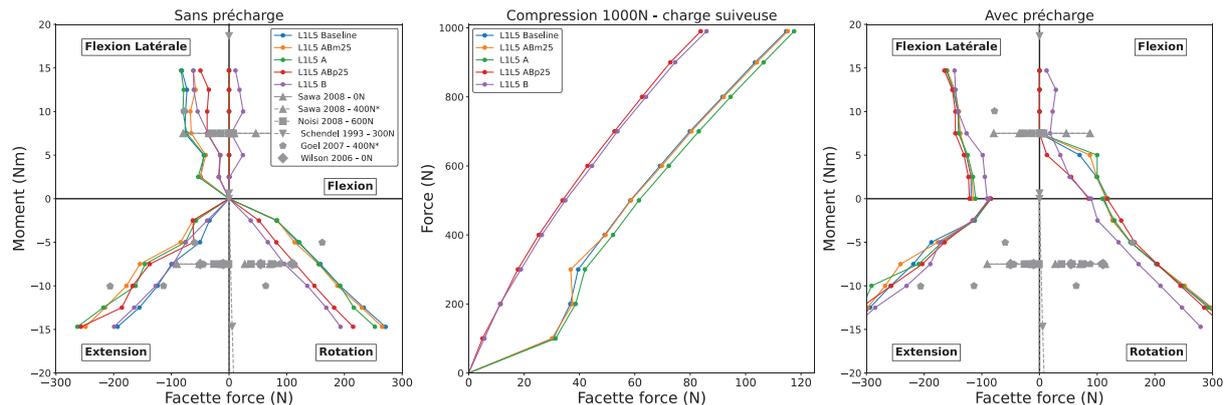


Figure E-2. Chargements en fonction des moyennes de forces de facettes pour le FSG L1-L5.

Les trois étapes de chargements sont présentées avant (gauche), pendant (milieu) et après (droite) qu'une charge suivieuse de 1000 N soit utilisée. La moyenne a été calculée sur tous les FSU composant le FSG. Les références expérimentales sont en gris, sous forme de marques, avec ou sans corridor. Les résultats des simulations avec les hypothèses de laxité sont en couleur.

Annexe F : Méthode pour l'études de Tushak et al. (2022 b,a)

1. Méthode de Tushak et al. (2022a,b)

Méthode expérimentale. Tushak et al. (2022b) ont réalisé une évaluation des lésions de la colonne lombaire sur des spécimens humains post-mortem (PMHS). Pour ce faire, ils ont soumis les segments vertébraux T12-L2 et L3-L5 à une charge combinée de compression et de flexion. Ils ont appliqué de manière quasi statique l'un des trois niveaux prédéterminés de compression axiale (2200 N, 3300 N ou 4400 N) aux segments vertébraux, puis ils ont fléchi dynamiquement les segments jusqu'à rupture (environ 600°/s à maximum 45°). Les tests ont été réalisés à l'aide d'un dispositif expérimental qui permettait d'appliquer une rotation contrôlée à l'extrémité supérieure du segment, tout en permettant une translation antéro-postérieure grâce à un rail linéaire. Les moitiés distales des vertèbres supérieures et inférieures ont été fixées de manière rigide pour maintenir les éléments postérieurs intacts et assurer un positionnement précis sur le dispositif d'essai. Le centre de rotation a été choisi sur le plateau vertébral inférieur du segment afin de minimiser le mouvement sur le rail linéaire et de réduire l'effet des contraintes d'inertie. Ce centre de rotation est resté fixe pendant tout le mouvement. Ainsi, un moment de flexion pur a été généré dans l'ensemble de la colonne vertébrale, dans lequel l'amplitude du moment de flexion le long du segment était modifiée par la compression axiale. Les charges appliquées ont été converties du système de coordonnées et de la position de la cellule de charge au système de coordonnées et à la position des vertèbres médianes. Cela a été fait en prenant en compte le moment de flexion induit par la compression axiale et la compensation inertielle. L'angle de rotation des segments a été quantifié comme la rotation de l'extrémité supérieure par rapport à sa position initiale.

Méthode de simulation. Tushak et al. (2022a) ont utilisé une configuration expérimentale similaire pour comparer la réponse du modèle de colonne lombaire du GHBM à prédire la réponse de PMHS. Les segments T12-L2 et L3-L5 ont été choisis pour l'étude et placés dans deux positions initiales : position d'occupant et position de piéton. Pour déterminer la position de piéton, sans avoir le modèle GHBM piéton, les auteurs ont approximé l'alignement rachidien à partir d'un modèle humain de piéton (THUMS v.4.01). Les deux postures ont été utilisées pour permettre une comparaison sans précontrainte ou prédéformation. Les pots ont été modélisés pour tenir compte des effets d'inertie. Des chargements de compression ont été appliqués à la vertèbre caudale en bloquant les autres degrés de liberté au début de la simulation. Une constante d'amortissement de 0.2 a été utilisée lors de l'application de la compression axiale, puis supprimée pour le reste de la simulation. Des flexions ont été appliquées à la vertèbre crâniale à l'aide d'une impulsion d'entrée expérimentale représentative de la vitesse angulaire de la coupelle de rempotage supérieure. Les charges ont été mesurées dans la section transversale des vertèbres médianes représentant le plan médian. Les charges ont été rapportées par rapport au système de coordonnées des vertèbres (milieu du corps vertébral) afin qu'elles puissent être directement comparées à celles des expériences PMHS. Ce faisant, le moment de flexion a été ajusté pour la force axiale mesurée multipliée par son bras de moment entre le centre de gravité de la section vertébrale et l'origine du système de coordonnées vertébrales. Finalement, les 12 simulations des modèles de la colonne lombaire ont été comparés aux segments expérimentaux appropriés.

2. Simulations et effets des laxités

Nous avons repris la configuration du modèle L3-L5 en position "Occupant" pour évaluer les effets des laxités. Selon Tushak, la position initiale du modèle, calculée entre les plateaux inférieur et supérieur, était de 14°, ce qui correspond presque à la posture "Occupant". Cependant, il y avait une légère différence entre la position du modèle d'origine et les illustrations fournies par les auteurs. Par

conséquent, la mise en position a été la première étape de notre étude. Pour réaliser cela, nous avons numérisé les images de positionnement de l'étude pour obtenir les modèles cibles, puis nous les avons superposés avec le modèle GHBM (modèle source). En utilisant le logiciel LS-PrePost (Dyna, Ansys), nous avons effectué des transformations sur le maillage source (rotations et translations des nœuds du modèle) afin d'obtenir les maillages cible. Ensuite, le segment a été replacé de manière à ce que le plan médian de la vertèbre médiane soit parallèle au plan XZ global (Figure F-1 - A).

Les pots au niveau des vertèbres supérieures et inférieures ont été modélisés comme étant des éléments de coques ne représentant que la surface. Des corps rigides ont été utilisés pour contraindre les nœuds des pots et des vertèbres empotées ensemble. Un matériau nul (*MAT_NULL) a été utilisé pour les pots en spécifiant une masse volumique qui a permis d'avoir une masse totale de 6.2 kg entre les pots et les vertèbres empotés (spécifié dans l'étude de Tushak), afin de respecter les inerties. La partie inférieure (pot et vertèbre) a été contrainte dans toutes les rotations et son mouvement de translation a été libéré dans les directions antéro-postérieure (axe x) et supérieure-inférieure (axe z). L'information sur le centre de rotation n'était pas complète et a été identifiée comme étant sur le plateau vertébral inférieur du segment et sur le plan mi-transversal du pot inférieur. La partie supérieure a été contrainte sur toutes les translations et rotations, sauf pour la rotation en flexion-extension (axe y) avec le centre de rotation. La vitesse angulaire résultant des expérimentations de la partie supérieure a été utilisée comme condition initiale pour la flexion (Figure F-1 - B). Finalement, la compression axiale a été appliquée dans la direction z globale. Une constante d'amortissement globale de 0,2 a été mise en œuvre lors de l'application de la compression axiale, puis supprimée pour le reste de la simulation. Le point de départ de la simulation n'étant pas bien compris, nous avons choisi de mettre à 0 à partir de la fin de la compression.

Finalement, nous avons implémenté les différents seuils de laxités : le modèle de base, AB(-25%), A, AB(25%) et B. Les résultats des modèles avec ces différents seuils ont été comparés avec les données expérimentales et de simulation provenant des études de Tushak. Enfin, selon Tushak et al. (2022b), la flexion maximale avant rupture osseuse était de 27°. Nous avons donc calculé les efforts ligamentaires afin d'étudier les potentielles ruptures en fonction des seuils de laxités et des configurations de préchargement de compression.

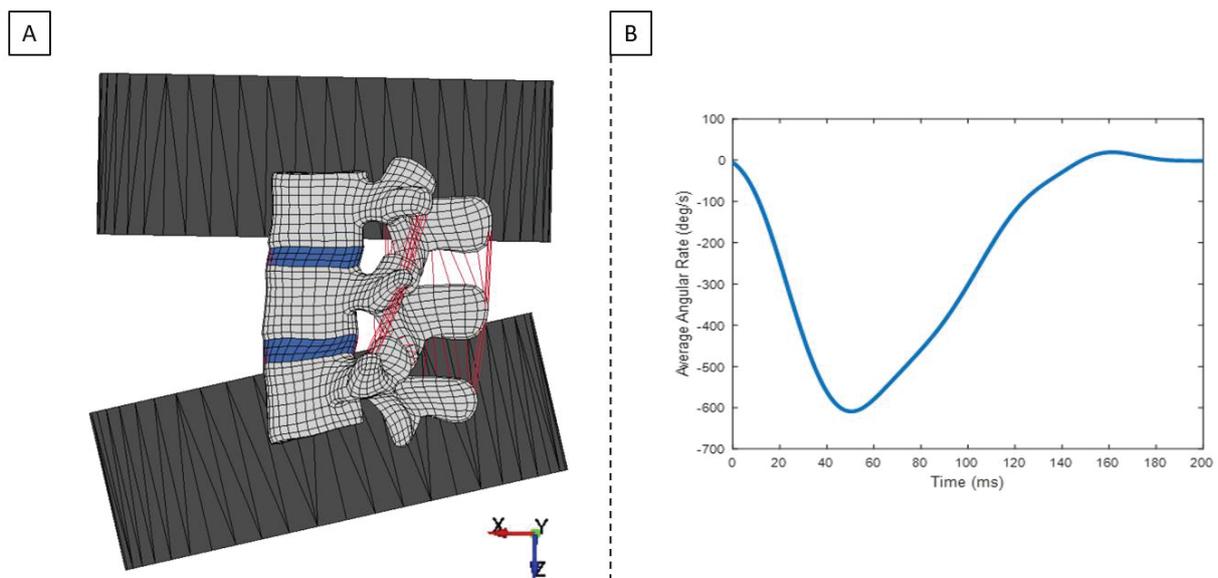


Figure F-1. A) Modèle L3-L5 suivant les conditions et la position de Tushak. Une coupe sagittale a été réalisée sur les pots pour la visualisation. B) Conditions d'entrées de Tushak : vitesse de rotation

Annexe G : Méthodes expérimentales de Widmer et al. (2020)

Cette annexe présente les travaux expérimentaux réalisés par le Docteur Jonas Widmer et son équipe de l'université hospitalière de Balgrist (Spine Biomechanics group, Universitätsklinik Balgrist, Zürich, Suisse) (Widmer, 2020).

1. Préparation des spécimens et évaluation radiologique

Cinquante unités fonctionnelles rachidiennes lombaires (FSU) (T12 à L5) utilisées dans cette étude ont été prélevés sur 22 cadavres frais congelés, conservés à une température de -20°C . Parmi ces FSU, il y avait 5 femmes et 17 hommes, âgés de 48 à 82 ans. Après décongélation, une imagerie par résonance magnétique (IRM) a été réalisée en acquérant des images sagittales. L'objectif était d'évaluer la dégénérescence du disque intervertébral (IVD) en se basant sur la classification de Pfirrmann (Pfirrmann et al., 2001) et le système de notation de Keorochana (Keorochana et al., 2010). De plus, les échantillons ont été soumis à un scanner tomographique (CT-scan) pour mesurer l'épaisseur du ligament jaune (FL). Le classement et les mesures ont été effectués par des radiologues expérimentés.

2. Résection successive et contribution ligamentaire (Widmer et al., 2020)

Les tests biomécaniques ont été réalisés sur une machine de test statique biaxiale (linéaire et de torsion - 10kN). Cette machine comprend une traverse permettant de générer des forces de compression et de tension verticales, ainsi qu'un moteur de torsion pour générer un couple horizontal. Afin de permettre la fixation des échantillons dans différentes orientations, une configuration de test comprenant une table xy et des bras de maintien a été utilisés, avec une orientation verticale pour la compression-décompression axiale (AC) et la rotation axiale (AR) (Figure G-1 - D), une orientation horizontale pour la flexion latérale (LB) et le cisaillement antéropostérieur (AS) (Figure G-1 - C) ainsi que la flexion-extension (FE) et le cisaillement latéral (LS). Un dispositif de montage personnalisé a été développé pour fixer les échantillons de manière reproductible, avec une variabilité inférieure à $0,005^{\circ}$. La charge a été appliquée à la vertèbre crânienne, tandis que la vertèbre caudale était fixée à la table xy pour permettre des mouvements de translation et générer des moments de flexion et des forces de cisaillement.

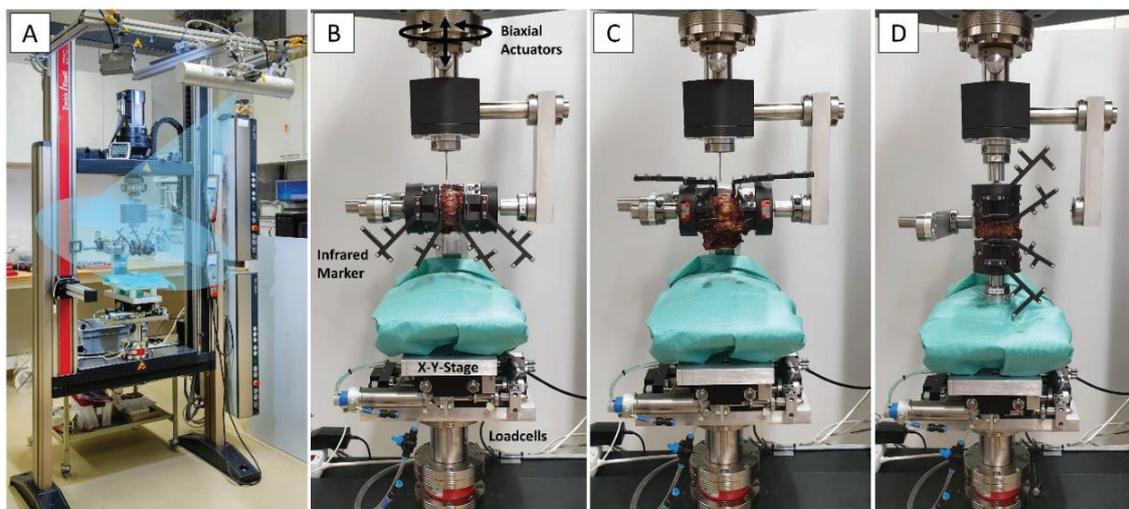


Figure G-1. La configuration pour les tests biomécaniques (A) permet de tester les segments rachidiens en flexion-extension et cisaillement latéral (B), flexion latérale et cisaillement antéropostérieur (C) et rotation axiale et compression/décompression axiale (D). Issue de Widmer et al. (2020).

La figure G-2 présente les différentes étapes de résection. A) L'ITL a été sectionné en coupant les processus transversaux. B) Les ISL et SSL ont été retirés en sectionnant les apophyses épineuses près de la face dorsale de la lame, en prenant soin de ne pas endommager le FL. C) Les ligaments facettaires (FJC) des deux côtés ont été incisés à l'aide d'un scalpel, en veillant à sectionner toutes les fibres de la capsule articulaire sans nuire au FL. D) Les deux articulations facettaires (FJ) ont été retirées en sectionnant les processus articulaires inférieur et supérieur, en veillant à ne pas endommager le FL. E) Pour retirer le FL, la face inférieure de la lame supérieure a été coupée horizontalement et la lame inférieure a été retirée en la sectionnant près des pédicules. F) Les fibres verticales du ligament longitudinal antérieur (ALL) ont été identifiées et sectionnées à l'aide d'un scalpel sans endommager le disque intervertébral (IDV) en insérant le scalpel derrière les fibres de l'ALL et en tournant la lame de 90 degrés vers l'avant. G) De manière similaire à l'ALL, les fibres verticales du ligament longitudinal postérieur (PLL) ont été identifiées et sectionnées sans endommager l'IDV. H) Une analyse de tomographie ainsi qu'une inspection visuelle des segments ont été effectuées pour identifier tout ostéophyte vertébrale (*spondylophyte* en anglais). Si un ostéophyte était présente, elle a été sectionnée avec précaution pour ne pas endommager la partie adjacente de l'IDV.

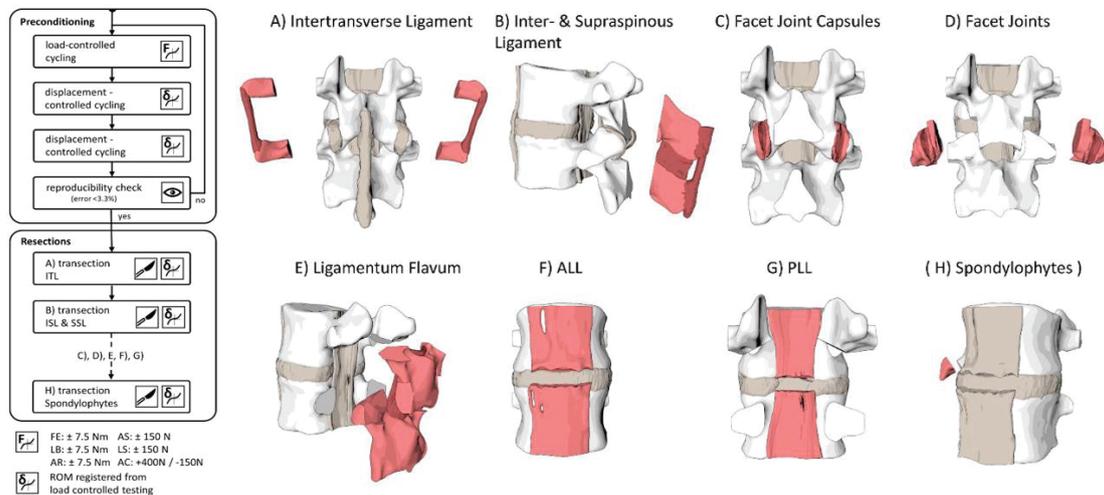


Figure G-2. À Gauche : Organigramme des expériences qui ont été réalisées. À Droite : Les huit étapes de résections successives qui ont été réalisées. Issue de Widmer et al. (2020).

Les courbes charge-mouvement générées par la machine d'essai lors du sixième cycle de chargement ont été corrigées à l'aide des données de suivi de mouvement 3D des deux vertèbres, puis utilisées pour l'analyse. La ligne médiane de l'hystérésis charge-déflexion a été calculée et ajustée à l'aide d'un polynôme du 5ème ordre. Le rapport logarithmique entre la pente maximale et minimale a été utilisé pour évaluer la forme en S des courbes, et lorsque cette valeur dépassait 1.5, la pente minimale était utilisée, tandis que lorsque les valeurs étaient inférieures à 1.5, le point de passage par zéro était utilisé pour la séparation. Pour les tests de LB, AR et LS, les valeurs regroupées entre les charges négatives et positives (gauche, droite) ont été calculées. Les différentes courbes charge-déformation après résection ont été utilisées pour calculer leur contribution à différents taux de chargement. La précharge de torsion dans le plan sagittal a été déterminée en analysant le changement de moment en position neutre après chaque étape de résection dans la configuration flexion-extension (Figure G-3 - D).

Les données de suivi de mouvement 3D des vertèbres ont été utilisées pour corriger les courbes de déflexion de charge générées par la machine de test. La ligne médiane de l'hystérésis charge-déviaton a été ajustée à l'aide d'un polynôme du 5ème ordre. La séparation entre les applications de charge

positive et négative dans les courbes de charge-déformation a été effectuée en utilisant une méthode standardisée. Pour les directions de charge symétriques telles que la flexion latérale, la rotation axiale et le cisaillement latéral, des valeurs moyennes entre la charge négative et positive (gauche, droite) ont été utilisées. La précharge de torsion dans le plan sagittal a été déterminée en analysant le changement de moment à la position neutre entre la flexion et l'extension après chaque étape de résection.

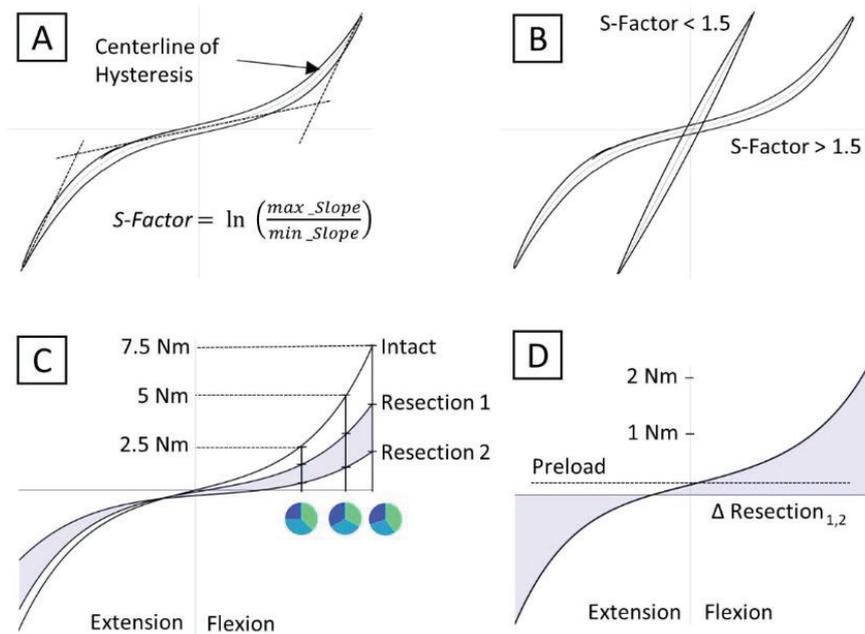


Figure G-3. A) Une ligne médiane est ajustée à travers l'hystérésis de la courbe enregistrée et corrigée par la capture de mouvement. Le S-Factor décrit le degré de non-linéarité de la courbe. B) Exemple de deux courbes avec des facteurs S différents. C) Chaque réduction est ajustée avec une ligne médiane et la contribution de chaque structure à différents points de chargement est utilisée pour l'évaluation. D) La précharge est évaluée au décalage par rapport au point zéro de la courbe de réduction (différence entre la courbe avant et après la résection illustrée par la zone ombrée bleue). Issue de Widmer et al. (2020).

3. Courbes de traction – (Cornaz et al., 2021)

Lors de la résection des ligaments, les segments vertébraux ont été maintenus dans leur position neutre afin de permettre une résection reproductible sans altérer la contrainte initiale. Une configuration spécialement conçue pour ces tests a été utilisée, comprenant deux guides de broche de Kirschner positionnés à une distance prédéfinie avec un motif de trous pour les broches de Kirschner. Une fois les broches de Kirschner insérées, les points d'attache osseux des ligaments ont été réséqués du segment à l'aide d'une scie oscillante. Les spécimens os-ligament-os ont ensuite été montés sur le système d'adaptateur correspondant de la machine d'essai statique. Avant les essais, les entretoises verticales ont été retirées. Dans les cas où une précharge était appliquée, le protocole de test comprenait une phase initiale de décharge. Après avoir atteint une charge de 0 N, un essai de traction en rampe jusqu'à la rupture a été réalisé avec une vitesse de 0,5 mm/s jusqu'à ce qu'une réduction de plus de 20 % de la charge maximale soit enregistrée (Figure G-4). Les ligaments ISL/SSL et le ligament FL étaient disponibles pour les 50 FSU, tandis que le ligament ITL était disponible pour 32 segments en raison de son absence dans les segments T12-L1 et de la variabilité anatomique présentant de très petits processus transversaux interférant avec la résection dans certains cas.

La précharge a été mesurée immédiatement après le positionnement de l'échantillon sur la machine d'essai. Dans les cas où aucune précharge n'était appliquée, la longueur de mouvement a été définie comme la distance entre la position initiale et la position atteinte lorsque la charge de 1N était atteinte. La rigidité a été calculée comme la moyenne des pentes aux niveaux de 40 %, 50 % et 60 % de la résistance ultime, correspondant à la région linéaire de la courbe contrainte-déformation. La résistance ultime a été définie comme le point maximum de la courbe contrainte-déformation (Figure G-5). Des tests d'hypothèse paramétrique de Shapiro-Wilk ont été réalisés pour évaluer la normalité composite des valeurs, et il a été constaté que toutes les valeurs ne suivaient pas une distribution normale. Par conséquent, le test U de Mann-Whitney avec un niveau de significativité $\alpha = 0,05$ a été utilisé pour évaluer les différences entre les différents groupes. Pour évaluer les corrélations, des tests de corrélation de Spearman ont été appliqués.

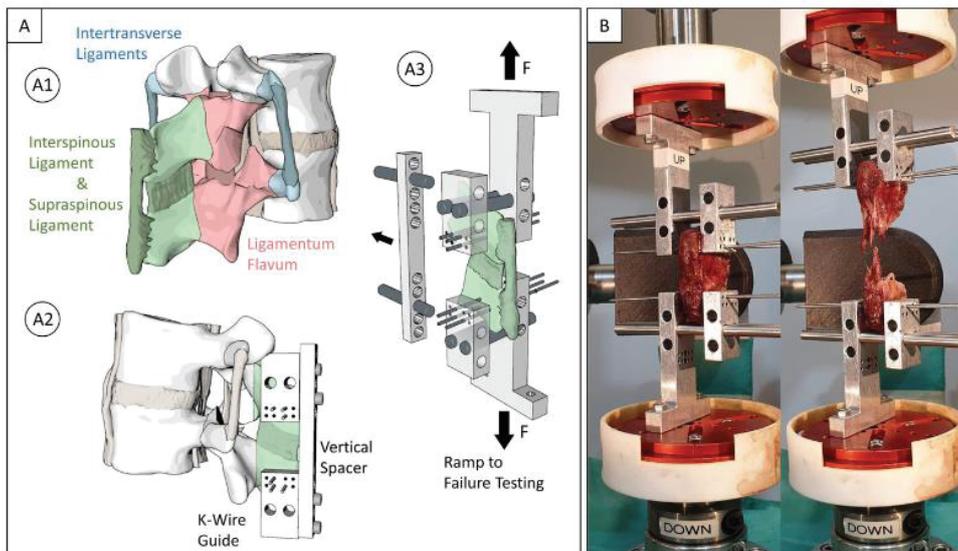


Figure G-4. Procédure expérimentale : A1) Le ligament intertransversaire (bleu), le ligament interépineux et supra-épineux (vert) et le ligament jaune (rouge) ont été analysés dans cette étude. A2) Avant le recadrage, un guide de coupe a été positionné et des broches de Kirschner ont été percés dans les échantillons pour conserver la position d'origine. A3) Le guide a été utilisé pour monter l'échantillon dans la machine de tension. B) Des tests de rampe jusqu'à la défaillance ont été effectués. Issue de Cornaz et al. (2021).

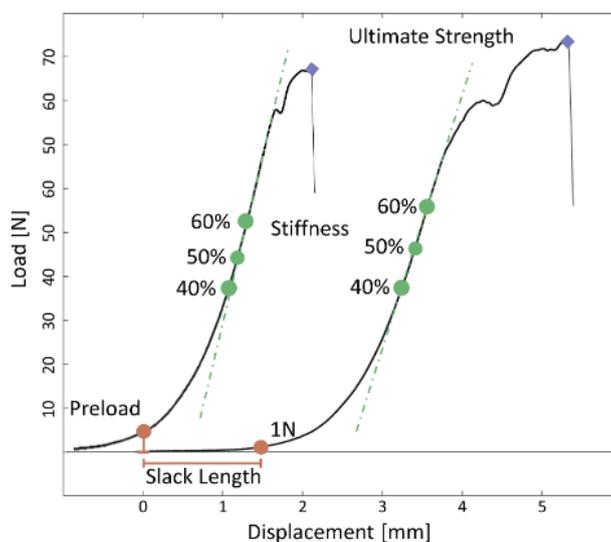


Figure G-5. Illustration de l'évaluation des données pour un exemple avec précharge (courbe de gauche) et un exemple avec longueur de jeu (courbe de droite). La résistance ultime est définie comme la mesure de la charge maximale (carré bleu), la rigidité est définie comme la moyenne des pentes à 40 %, 50 % et 60 % de la résistance ultime (points verts), la longueur de

ANNEXES

jeu est définie comme l'intervalle entre 0N à une charge de 1N (ligne rouge) et la précharge est définie comme la charge en position initiale (point rouge). Issue de Cornaz et al. (2021).

Annexe H : Résultats des tests de significativité statistique (p-value) entre laxité et paramètres inter-individuels

		Geometry										Degenerescence					Ligament properties				
		TPW (mm)	UEW (mm)	LEW (mm)	UED (mm)	LED (mm)	UEit (°)	LEit (°)	Vty (mm)	LA (°)	Disc thickness (mm)	Fsu level	SPGrading	Pfirman	L0 (mm)	Stiffness (N/mm)	Toe zone (A - mm)	Linear zone (B - mm)	Failure (C - mm)		
Flavum (FL)	LSM	8.5E-01	5.6E-01	7.5E-01	4.6E-01	5.7E-01	2.0E-01	7.7E-01	3.4E-01	2.7E-01	4.5E-02	1.5E-02	2.7E-01	4.7E-03	7.9E-01	1.9E-06	2.1E-01	5.1E-01	3.3E-01		
	0.5N	8.6E-01	2.5E-01	3.2E-01	7.3E-02	7.2E-02	1.4E-01	7.7E-01	9.7E-01	8.1E-01	4.8E-02	3.2E-02	5.2E-01	8.8E-03	6.4E-01	3.8E-05	3.1E-02	6.4E-02	1.7E-01		
	1N	9.2E-01	2.7E-01	3.3E-01	8.0E-02	7.6E-02	1.4E-01	7.7E-01	9.1E-01	8.6E-01	4.6E-02	3.8E-02	5.2E-01	9.2E-03	6.7E-01	3.8E-05	2.4E-02	5.0E-02	1.4E-01		
	3N	7.5E-01	4.6E-01	5.6E-01	1.4E-01	1.3E-01	2.6E-01	8.4E-01	9.1E-01	9.3E-01	7.9E-03	1.6E-01	3.2E-01	2.2E-03	5.7E-01	2.1E-05	3.5E-03	2.1E-02	4.0E-02		
	5N	9.9E-01	5.0E-01	5.2E-01	1.4E-01	1.4E-01	1.7E-01	7.8E-01	7.4E-01	9.5E-01	7.0E-03	1.2E-01	1.8E-01	3.4E-04	5.8E-01	3.7E-06	2.1E-03	1.1E-02	1.4E-02		
Spinous (ISL/SSL)	10N	4.2E-01	1.0E+00	8.4E-01	2.3E-01	2.6E-01	4.7E-01	9.8E-01	6.8E-01	5.9E-01	9.2E-03	2.7E-01	2.6E-01	2.7E-03	9.5E-01	2.5E-05	3.0E-05	1.3E-03	1.7E-03		
	LSM	5.1E-03	9.1E-03	2.4E-03	5.8E-01	9.7E-01	5.1E-01	3.9E-01	7.0E-01	2.5E-01	2.9E-03	6.5E-05	1.5E-01	2.3E-02	8.3E-01	7.3E-02	3.9E-03	4.2E-01	3.8E-01		
	0.5N	5.3E-01	8.9E-01	8.8E-01	2.9E-01	2.4E-01	5.7E-01	5.4E-03	1.0E-01	6.1E-01	1.7E-01	1.2E-02	2.8E-01	1.4E-02	1.5E-01	3.7E-03	1.2E-01	2.0E-01	1.6E-01		
	1N	1.7E-01	2.5E-01	1.7E-01	7.5E-01	6.1E-01	7.0E-01	2.1E-01	7.3E-01	7.3E-01	2.7E-01	5.4E-04	4.8E-01	4.6E-02	2.6E-01	3.3E-03	7.0E-01	3.8E-01	4.0E-01		
	3N	1.4E-02	2.5E-02	1.5E-02	6.6E-01	9.9E-01	3.2E-01	1.5E-01	7.5E-01	6.9E-01	1.0E-02	2.7E-04	7.7E-02	1.6E-02	8.1E-01	5.3E-03	8.3E-01	9.0E-02	1.2E-01		
Transverse (ITL)	5N	1.4E-02	2.2E-02	1.7E-02	7.0E-01	9.8E-01	2.0E-01	1.7E-01	9.8E-01	6.1E-01	6.0E-03	2.8E-04	4.2E-02	9.6E-03	9.9E-01	1.6E-02	2.0E-01	6.7E-01	2.1E-01		
	10N	7.3E-03	2.6E-02	1.5E-02	7.8E-01	9.5E-01	1.7E-01	1.5E-01	7.2E-01	4.3E-01	1.0E-02	1.9E-04	4.4E-02	1.3E-02	8.8E-01	1.6E-02	4.7E-01	5.0E-01	7.2E-02		
	LSM	5.5E-01	7.3E-01	7.4E-01	6.2E-01	9.1E-01	1.0E-02	3.9E-01	7.7E-01	3.0E-02	8.8E-02	5.4E-04	4.9E-01	4.8E-01	2.8E-01	8.2E-03	4.6E-01	1.0E-01	1.0E+00		
	0.5N	4.1E-01	2.1E-02	5.9E-03	3.6E-02	1.7E-01	3.3E-01	5.2E-01	3.7E-01	1.6E-01	3.0E-04	3.4E-02	3.0E-01	4.0E-02	6.0E-01	6.7E-01	2.7E-13	1.8E-08	9.8E-07		
	1N	8.3E-01	7.9E-02	3.2E-01	4.1E-01	7.0E-01	4.0E-01	9.0E-01	3.0E-01	8.9E-01	4.6E-01	5.4E-01	1.0E-01	6.7E-01	2.2E-01	9.6E-01	1.7E-04	1.8E-01	4.1E-01		
5N	3N	5.9E-01	2.4E-01	7.3E-01	6.0E-01	4.5E-01	2.2E-01	4.6E-01	8.8E-01	5.4E-01	6.1E-01	4.9E-01	6.5E-01	5.6E-01	1.3E-01	1.6E-01	2.0E-03	4.4E-05	8.3E-03		
	5N	1.0E-01	4.1E-01	5.5E-01	5.5E-01	6.8E-01	5.7E-02	3.2E-01	9.6E-01	1.8E-01	7.1E-02	2.8E-01	5.0E-01	9.1E-01	2.4E-02	5.0E-02	3.2E-02	3.0E-02	2.2E-01		
	10N	1.5E-01	5.8E-01	8.1E-01	7.4E-01	6.6E-01	1.1E-01	1.2E-01	2.3E-01	2.3E-01	2.5E-01	4.1E-01	1.6E-01	1.9E-01	5.0E-01	1.3E-01	1.7E-01	1.8E-01	1.0E+00		

TPW: Transverse Process Width; UEW: Upper End-plate Width; LEW: Lower End-plate Width; UED: Upper End-plate Depth; LED: Lower End-plate Depth; UEit: Upper End-plate inclination transverse; LEit: Lower End-plate inclination transverse; LA: Lordosis Angle; SPGrading: Spondylophyte Grading; L0: Initial length (t=0)

Annexe I : Récapitulation des modèles testés

N°	Laxité	faisceaux	“Collagène”	“Elastine”	Contraintes	Origine courbe traction (mm)
10101	Constante	1	$\mu=[0.1, 0.2]$	-	Sans	-
10103	Constante	1	$\mu=[0.1, 0.3]$	-	Sans	-
10104	Constante	1	$\mu=[0.1, 1.0]$	-	Sans	-
10118	Constante	1	$\mu=[0.1, 1.0]$	-	B	
10106	Affine	1	$\mu=[0.1, 1.0]$	-	Sans	-
10108	Constante	2/3 : cas 1	$\mu=[0.1, 1.0]$	-	Sans	-
10114	Constante	2/3 : cas 2	$\mu=[0.1, 1.0]$	-	Sans	-
10110	Constante	1	$\mu=[0.1, 0.2]$	$\mu=[0.001,0.3]$	Sans	-
10122	Constante	1	$\mu=[0.1, 0.2]$	$\mu=[0.001,0.3]$	B	-
10119	Constante	1	$\mu=[0.1, 0.2]$	$\mu=[0.001,0.1]$	Sans	-
10120	Constante	1	$\mu=[0.1, 0.2]$	$\mu=[0.001,0.3]$	B	-
10201	Constante	1	$\mu=[0.1, 0.2]$	-	Sans	Optimisé [-5, 5]
10204	Constante	1	$\mu=[0.1, 1.0]$	-	Sans	Optimisé [-5, 5]
10218	Constante	1	$\mu=[0.1, 1.0]$	-	B	Optimisé [-5, 5]
10208	Constante	2/3: cas 1	$\mu=[0.1, 1.0]$	-	Sans	Optimisé [-5, 5]
10210	Constante	1	$\mu=[0.1, 0.2]$	$\mu=[0.001,0.3]$	Sans	Optimisé [-5, 5]