

ÉCOLE DOCTORALE MATHÉMATIQUES SCIENCES DE L'INFORMATION ET DE  
L'INGÉNIEUR

Laboratoire ICube, UMR 7357, Département Mécanique, Matériaux Multi-échelles et  
Biomécanique

**THÈSE** présentée par :

**Aleksander LESZCZYNSKI**

soutenue le : 14 novembre 2019

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université de Strasbourg**  
Discipline/ Spécialité : Biomécanique

**Modélisation de l'arthrodèse thoraco-  
lombaire avec fixation pelvienne dans  
les déformations du rachis**

**THÈSE dirigée par :**

**WILLINGER Rémy**

**CHARLES Yann-Philippe**

Professeur des Universités, Université de Strasbourg

Professeur PUPH, Université de Strasbourg

**RAPPORTEURS :**

**BLONDEL Benjamin**

**PELDSCHUS Steffen**

Professeur PUPH, Université Aix-Marseille, CHU Timone

Professeur des Universités, Université de Munich, LMU

---

**AUTRES MEMBRES DU JURY :**

**MEYER Frank**

**ROKEGEM Pascal**

Chercheur, Université de Strasbourg

Directeur Scientifique, Société Clariance

# Modélisation de l'arthrodèse thoraco-lombaire avec fixation pelvienne dans les déformations du rachis

## Résumé

La scoliose dégénérative et le déséquilibre antérieur sont des problèmes courants chez les personnes âgées. Afin d'améliorer la qualité de vie, il est conseillé à certains patients de subir une correction chirurgicale. La correction chirurgicale de l'équilibre sagittal entraîne diverses complications, parmi lesquelles les ruptures de tiges qui jouent un rôle central, surtout à long terme. Des études de suivi de patients ont montré qu'une rupture du matériel d'ostéosynthèse est observée chez environ 20% d'entre eux.

Le cœur de ce travail de thèse a consisté à développer un modèle éléments finis (MEF) complet du rachis sain. La géométrie utilisée pour la création du MEF a été définie à partir de coupes scanner d'un sujet sain de 47 ans. Des propriétés mécaniques issues d'une large revue bibliographique ont été implémentées aux différentes structures. Afin de vérifier la réponse du MEF ainsi développé, deux types de validation ont été réalisées, en termes d'amplitude de mouvement (ROM), ainsi qu'en termes de fréquences propres et déformées modales correspondantes.

Pour l'étude du matériel d'ostéosynthèse, quatre configurations d'instrumentations du MEF ont alors été proposées. Nous avons présenté, pour la première fois, la validation d'un MEF d'une colonne flexible instrumentée en termes de ROM, ainsi que en termes des déformations des tiges principales. En outre, d'autres paramètres mécaniques tels que le champ de pression au niveau des disques/cages, de forces dans les têtes des vis et de la distribution des contraintes de type Von Mises dans les tiges principales ont été évalués.

Les études des MEF lombaire instrumentés dans les quatre modes de sollicitations (flexion d'extension, inflexion latérale et torsion), a permis de démontrer que le maximum de contrainte de Von Mises (situé dans les tiges principales) est corrélé avec la zone où se produisent la majorité des fractures. La configuration bilatérale à double tiges avec cages intersomatiques permet néanmoins de réduire au mieux les contraintes de Von Mises calculées/exercées sur les fixateurs rachidiens ce qui présente un risque minimal de rupture de tiges. Une étude complémentaire a également été menée consistant à étudier le MEF d'une colonne vertébrale instrumentée de T10 jusqu'au bassin. Nous avons constaté, que lors d'une instrumentation de la partie thoraco-lombaire, les résultats obtenus numériquement étaient plus critique que lors d'une instrumentation de la partie lombaire seule, notamment en termes de contraintes maximales calculées dans les tiges.

Le MEF du rachis développé dans le cadre de ce travail de thèse est véritable outil pouvant être désormais utilisé, afin d'évaluer d'autres techniques d'instrumentation chirurgicale par la méthode des éléments finis.

MEF, Scoliose dégénérative, correction chirurgical, colonne vertébrale, fixation rachidienne, rupture des tiges

## Résumé en anglais

Degenerative scoliosis and sagittal imbalance are common problems in the older population. In order to improve the quality of life, some patients are recommended to undergo surgical correction. Surgical correction of the sagittal balance can lead to various complications, including rod fractures, which play a central role in the long term. Patient follow-up studies have shown that a rupture of the osteosynthesis material is observed in about 20% of patients.

The main focus of the current work was the development of a complete finite element model (FEM) of the healthy spine. The geometry of the FEM was based on a CT-scan of a healthy 47-year-old volunteer. Mechanical properties were taken from a wide literature review and implemented. In order to ensure the biofidelity, the spinal FEM was widely validated in terms of range of motion (ROM) and modal analysis against multiple experimental studies from the literature.

For the study of osteosynthesis material, four instrumented FEMs of the lumbar spine with different configurations were proposed. For the first time, a validation was performed on instrumented flexible spine FEMs against ROM as well as strains in the main rods. In addition, other mechanical parameters such as intradiscal pressure, forces in the screw heads and the distribution of Von Mises stresses in the main rods were calculated to evaluate the studied instrumented configurations.

Outcome of the present study of the four instrumented lumbar FEMs in four loading modes (extension flexion, lateral inflection and torsion) indicated that the maximum Von Mises stress (located in the main rods) is correlated with the area of rod fractures reported in patient follow up studies. However, the bi-lateral double rod configuration with interbody cages produced the higher Von Mises stress reduction on spinal fixators which represents a minimal risk of rod failure. A complementary study was also carried out to investigate the FEM of an instrumented spine from T10 to the pelvis. The results showed that an extension of the instrumentation thoracic part, the numerically obtained values were more critical than during an instrumentation of the lumbar part alone, especially in terms of maximum stresses calculated in the principal rods.

The developed spinal FEM can be an effective and efficient tool to evaluate other surgical instrumentation techniques using the finite element method.

FEM, degenerative scoliosis, surgery, spine, spinal fixation, rod fracture

## Remerciements

Sans le soutien de nombreuses personnes et institutions, ce travail n'aurait pas été possible sous cette forme. Je voudrais saisir cette occasion pour exprimer ma sincère gratitude pour l'aide que vous m'avez apporté de tant de différentes manières.

Je souhaite en premier lieu exprimer toute ma gratitude à mes directeurs de thèse, Rémy Willinger et Yann Philippe Charles, pour la confiance qu'ils m'ont accordé tout au long de cette aventure. Leur disponibilité et leurs conseils avisés ont joué un rôle déterminant dans l'aboutissement de mon travail.

Je tiens à remercier Frank Meyer, qui a accompagné mon travail tout au long de la période, pour l'orientation du contenu et la délimitation thématique. Par son engagement et ses conseils professionnels, il a grandement contribué à la réussite de ce travail.

Je remercie la société Clariance pour le financement de ce travail de thèse et mon responsable à l'entreprise Pascal Rokegem pour ses précieux conseils et ses critiques constructives.

Je tiens également à remercier tous mes collègues de l'équipe MMB pour les trois années, que nous avons partagées ensemble. J'aimerais particulièrement remercier Caroline Deck pour son soutien, surtout dans la dernière partie de mon travail, pour le temps consacré, ainsi que ses conseils précieux.

En outre, mes remerciements vont à tous mes amis qui ont enduré mes sauts d'humeur qui n'ont pas cessé de me soutenir pendant cette expérience. Je désire particulièrement relever le soutien et la patience d'Ornella, qui ont été indispensables notamment lors des nombreuses et longues soirées passées au laboratoire.

Enfin, je remercie tout particulièrement mes parents Kazimiera et Mariusz, qui ont soutenu mon travail avec beaucoup d'engagement. Sans leur soutien inlassable, cette étude n'aurait pas été possible. Ce travail de thèse leur est dédié.



# Table des matières

<b>Introduction générale .....</b>	<b>1</b>
<b>Chapitre 1 : Etude bibliographique .....</b>	<b>5</b>
<b>1.1 Introduction .....</b>	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
<b>1.2 Anatomie et pathologies du rachis .....</b>	<b>7</b>
1.2.1 Introduction .....	7
1.2.2 Anatomie descriptive du rachis .....	7
1.2.3 Anatomie fonctionnelle du rachis .....	19
1.2.4 Pathologies dégénératives du rachis .....	31
1.2.5 Conclusion de la revue bibliographique .....	37
<b>1.3 Etudes expérimentales sur le rachis « sain » .....</b>	<b>38</b>
1.3.1 Introduction .....	38
1.3.2 Etudes in vitro .....	38
1.3.3 Etudes in vivo .....	44
1.3.4 Synthèse .....	48
<b>1.4 Les MEF du rachis utilisés en orthopédie .....</b>	<b>52</b>
1.4.1 Introduction .....	52
1.4.2 MEF de l'Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers (ENSAM) – Paris (France) .....	52
1.4.3 MEF de l'IRCCS Istituto Ortopedico Galeazzi – Milan (Italie) .....	54
1.4.4 MEF de Texas Tech University – Lubbock (Etats-Unis) .....	56
1.4.5 MEF de l'University of Iowa – Iowa (Etats-Unis) .....	59
1.4.6 Conclusion .....	61
<b>1.5 Conclusions et motivation de l'étude .....</b>	<b>62</b>
<b>Chapitre 2 : Développement et validation d'un MEF du rachis sain .....</b>	<b>65</b>
<b>2.1 Introduction .....</b>	<b>66</b>
<b>2.2 Acquisition de la géométrie de rachis .....</b>	<b>66</b>
<b>2.3 Maillage .....</b>	<b>68</b>
<b>2.4 Propriétés mécaniques .....</b>	<b>74</b>
<b>2.5 Validation du MEF du rachis sain .....</b>	<b>79</b>

## Table des matières

2.5.1	Introduction .....	79
2.5.2	Validation du segment thoracique .....	79
2.5.3	Validation du segment lombaire .....	83
2.5.4	Validation de l'articulation sacro-iliaque .....	92
2.5.5	Validation du MEF dans le domaine fréquentiel .....	93
2.5.6	Conclusion .....	98
<b>2.6</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>99</b>
<b>Chapitre 3 : Développement et validation d'un MEF d'une colonne flexible instrumentée .103</b>		
<b>3.1</b>	<b>Introduction .....</b>	<b>104</b>
<b>3.2</b>	<b>Modélisation du rachis instrumenté.....</b>	<b>105</b>
3.2.1	Introduction .....	105
3.2.2	Maillage des constituants des systèmes d'ostéosynthèse .....	105
3.2.3	Instrumentations du MEF du rachis .....	108
3.2.4	Propriétés mécaniques.....	112
3.2.5	Conclusion .....	112
<b>3.3</b>	<b>Validation du MEF du rachis instrumenté.....</b>	<b>113</b>
3.3.1	Introduction .....	113
3.3.2	Validation du segment lombaire instrumenté en flexion-extension .....	113
3.3.3	Validation du segment lombaire instrumenté en inflexion latérale .....	121
3.3.4	Validation du segment lombaire instrumenté en torsion axiale.....	126
3.3.5	Conclusion .....	131
<b>3.4</b>	<b>Etude numérique complémentaire, instrumentation thoraco-lombaire .....</b>	<b>133</b>
3.4.1	Introduction .....	133
3.4.2	Résultats numériques en termes de ROM .....	136
3.4.3	Résultats numériques en termes de forces dans les vis.....	137
3.4.4	Résultats numériques en termes de pression dans l'annulus/cages .....	139
3.4.5	Résultats numériques en termes de contraintes de von Mises dans la tige principale .....	140
3.4.6	Conclusion .....	145
<b>3.5</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>146</b>
<b>Conclusion générale et perspectives .....</b>		<b>149</b>
<b>Références bibliographiques .....</b>		<b>155</b>

Table des matières

---

**Annexe .....167**





# *Introduction générale*

Les scolioses adultes sévères peuvent entraîner un déséquilibre tridimensionnel du rachis c'est à dire une courbure dans le plan frontal, une rotation vertébrale dans le plan axial et un déséquilibre dans le plan sagittal. Certains patients présentent des déséquilibres essentiellement dans le plan sagittal. Le déséquilibre antérieur du tronc provoque une diminution de la qualité de vie pour le patient lorsque les phénomènes de compensation par rétroversion pelvienne et flexion des genoux ne permettent plus de maintenir la position debout avec un tronc érigé et un regard horizontal. Dans ce cas, il peut être nécessaire de proposer au patient une correction chirurgicale de la déformation rachidienne par une ostéosynthèse.

Les matériels d'ostéosynthèse qui permettent de corriger la scoliose sont de différents types et peuvent être composés de plusieurs implants tels que les systèmes à tiges et les cages intersomatiques. Les systèmes à tiges comprennent des éléments d'ancrage et des éléments de liaison entre les vertèbres. Dans leur grande majorité, ces systèmes sont utilisés par voie postérieure. Les vis sont implantées dans les pédicules de la vertèbre et jusqu'au corps vertébral. La liaison entre deux vertèbres est assurée par des tiges de chaque côté de l'épine dorsale. Ces tiges sont courbées par le chirurgien suivant le profil souhaité et sont ensuite fixées sur les vis pédiculaires de chacune des vertèbres par une solution mécanique (étrier, écrou, clip) sur un ou plusieurs segments (un segment correspond à deux vertèbres adjacentes). Le premier rôle d'une cage est de restaurer la hauteur entre deux corps vertébraux après résection, extraction, d'un disque lésé. Le fait de recréer cette hauteur permet de redonner de l'espace dans les foramens et de « libérer » ainsi les racines nerveuses souvent comprimées lors d'une instabilité vertébrale. L'autre rôle de ce type d'implants est de permettre la fusion osseuse de deux vertèbres adjacentes (arthrodèse inter-somatique), un pont osseux se créant entre les deux plateaux inférieur et supérieur grâce au greffon inséré et compacté à l'intérieur de chacune des cages.

Des études de suivi de patients (Lertudomphonwanit et al. 2018; Smith et al. 2014) ont montré qu'une rupture du matériel d'ostéosynthèse est observée chez environ 20% d'entre eux. La fracture des tiges peut affecter le résultat clinique en produisant des douleurs et la perte de la correction nécessitant souvent une chirurgie de « reprise ». L'instrumentation thoraco-lumbo-pelvienne semble être prédisposée cliniquement à la non consolidation osseuse (pseudarthrose) entraînant une rupture de matière dans la région lombaire (L3-S1). Il est possible que l'ancrage solide au niveau de la zone iliaque provoque un phénomène d'usure par fatigue de l'arthrodèse lombaire postérieure et des tiges d'ostéosynthèse causé par des mouvements et sollicitations en position debout et pendant la marche.

Pour éviter une non-fusion et une rupture du matériel d'ostéosynthèse, la stratégie chirurgicale a récemment évolué (Meyer and Rauschmann, 2019). Les tiges d'ostéosynthèse sont doublées de chaque côté (4 tiges au total) dans la région lombaire. Par ailleurs, la greffe osseuse est réalisée à la partie postérieure, fusionnant les articulaires. A la partie antérieure du rachis, des greffes osseuses avec mise en place de cages intersomatiques sont réalisées de L1-S1. Cette stratégie chirurgicale est systématiquement appliquée dans le Service de Chirurgie du Rachis des hôpitaux universitaires de Strasbourg. Les premiers retours d'expérience de suivi de patients après cinq ans sont encourageants (Meyer and Rauschmann, 2019). Parallèlement à cette pratique chirurgicale, de la recherche fondamentale est mené de front. Des études expérimentales sur rachis sain et instrumenté ont été réalisées et étudiées (Ntilikina et al., 2019a, 2019b).

Il paraît cependant indispensable d'améliorer les connaissances sur la stratégie chirurgicale, afin de limiter les complications mécaniques de pseudarthrose pour le patient et d'éviter les chirurgies de reprise. Il serait alors intéressant d'étudier par la méthode des éléments finis ce que peuvent entraîner les sollicitations du rachis non instrumenté et instrumenté lors des sollicitations en flexion-extension, inflexion latérale et torsion axiale. Les influences de l'arthrodèse thoraco-lombaire et de la fixation pelvienne pourraient alors être étudiées de manière approfondie. C'est dans ce contexte de modélisation par éléments finis du rachis que s'inscrit ce travail de thèse CIFRE réalisé en collaboration avec la société Clariance, fournisseur du matériel d'ostéosynthèse nécessaire aux chirurgiens orthopédistes.

Ce travail de thèse va s'articuler autour de trois grands chapitres. Le premier d'entre eux sera dédié à la revue de la littérature consacrée à la scoliose dégénérative, son traitement chirurgical, ainsi que les études expérimentales et numériques disponibles sur ce thème. Cette étude bibliographique permettra d'avoir une vue d'ensemble sur les problèmes liées à l'arthrodèse, ainsi que les outils numériques utilisées en orthopédie afin d'exposer les limites des études existantes et ainsi aboutir aux motivations des travaux de recherche de cette thèse de doctorat.

Dans un deuxième volet, le développement d'un nouveau modèle éléments finis (MEF) de la colonne vertébrale entière et du bassin sera exposé. Ce MEF, élaboré à partir d'un CT scan d'un volontaire sain et prenant en compte toutes les structures ayant un rôle mécanique c'est à dire : les vertèbres, les disques intervertébraux et les ligaments, sera présenté en détail. Les propriétés mécaniques des différents constituants du MEF implémentées sous le logiciel LS-Dyna® seront ensuite explicitées. Les différents segments, lombaire et thoracique, du MEF seront alors validés d'une manière classique en

termes de ROM par rapport aux nombreux essais disponibles dans la littérature. Cette validation sera enfin complétée par une validation originale dans le domaine fréquentiel.

Dans un troisième temps, le MEF du rachis sain sera instrumenté avec des systèmes d'ostéosynthèse afin d'étudier différentes configurations d'instrumentation utilisées dans le Service de Chirurgie du Rachis des hôpitaux universitaires de Strasbourg. Quatre MEF du rachis instrumenté seront alors proposés et validés en termes de ROM et de déformations des tiges d'ostéosynthèse. Un certain nombre des paramètres mécaniques calculés dans l'instrumentation et le rachis sera étudié et présenté (champ de pression dans les disques, forces dans les têtes de vis, distribution des contraintes dans les tiges principales...). Une étude numérique complémentaire du MEF du rachis thoraco-lombaire instrumenté sera également proposée et les résultats présentés avant de conclure quant à l'étude numérique d'une colonne flexible instrumentée.

Pour finir, nous concluons sur les apports de ce travail de thèse quant à l'influence des différents types d'instrumentation utilisés dans l'arthrodèse thoraco-lombaire et présenterons des perspectives à ce travail.

## *Chapitre 1 : Etude bibliographique*

### 1.1 Introduction

Ce premier chapitre de thèse est dédié à la revue de la littérature consacrée à la scoliose dégénérative, son traitement chirurgical, ainsi que les études expérimentales et numériques disponibles sur ce thème.

Dans une première partie, le lecteur sera initié à l'anatomie de la colonne vertébrale, anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis.

Seuls les composantes qui jouent un rôle mécanique seront présentées à savoir les parties osseuses, les articulations intervertébrales ainsi que le système ligamentaire. S'en suivra une introduction aux notions de mobilités et postures de dos ainsi que les modifications sagittales rachidiennes liées au vieillissement qui peuvent mener à la scoliose.

Cette première partie se terminera par une présentation des pathologies dégénératives du rachis, des mécanismes de correction des scolioses dégénératives par chirurgie qui sont utilisés ainsi que de certaines complications post-opératoires mécaniques.

La deuxième partie de cette revue littéraire présentera les études *in vivo* et *in vitro* sur la colonne vertébrale les plus importantes qui ont été réalisées et utilisées lors de la validation des modèles par éléments finis utilisés pour des études en orthopédie.

Une synthèse des résultats expérimentaux de toutes les études *in vivo* et *in vitro* exposés sera alors proposée.

Finalement la dernière partie de ce chapitre bibliographique sera consacrée aux études numériques les plus rigoureuses et aux modèles par éléments finis associés qui traitent de la scoliose dégénérative et de sa correction chirurgicale.

Tous ces éléments présentés permettront ainsi d'émettre des conclusions et les limites des études existantes et ainsi d'aboutir aux motivations des travaux de recherche de cette thèse de doctorat.

### 1.2 Anatomie et pathologies du rachis

#### 1.2.1 Introduction

La première partie de cette étude bibliographique concernant l'anatomie et les pathologies du rachis sera consacrée à la description de l'anatomie du rachis et de ses composantes. Seuls les composantes qui jouent un rôle mécanique, tels que les éléments osseux, l'appareil ligamentaire et musculaire, seront présentés.

Dans un second temps, les mobilités du rachis, la posture érigée du corps humain avec la notion d'équilibre, ainsi que l'effet du vieillissement seront exposés.

Enfin, les pathologies dégénératives seront présentées et l'accent sera mis sur la scoliose dégénérative et les différentes techniques chirurgicales existantes utilisées pour la corriger, ainsi que les principales complications post-opératoires pouvant survenir.

#### 1.2.2 Anatomie descriptive du rachis

##### 1.2.2.1 Introduction

Cette partie traite brièvement l'anatomie de la colonne vertébrale et s'adresse principalement aux mécaniciens. Le but de cette partie est de familiariser le lecteur avec les termes techniques et de poser les bases de la compréhension du travail écrit. Ces informations sont essentielles au discernement des études numériques élaborées dans le cadre de cette thèse de doctorat. Après une brève introduction des plans de référence, une description du rachis sain est donnée, suivie d'une description des composantes individuelles de la colonne vertébrale.

##### 1.2.2.2 Les plans de référence

Les plans de référence sont des plans auxiliaires imaginaires qui servent à l'orientation du corps humain. Il existe trois plans principaux illustrés en Figure 1 :

- Le plan sagittal qui s'étend de haut en bas et d'avant en arrière. Il divise le corps en deux, droite et gauche.
- Le plan frontal qui s'étend de haut en bas et de gauche à droite. Il divise le corps en deux parties, avant et arrière.
- Le plan horizontal qui est perpendiculaire aux deux autres plans et coupe transversalement le corps.



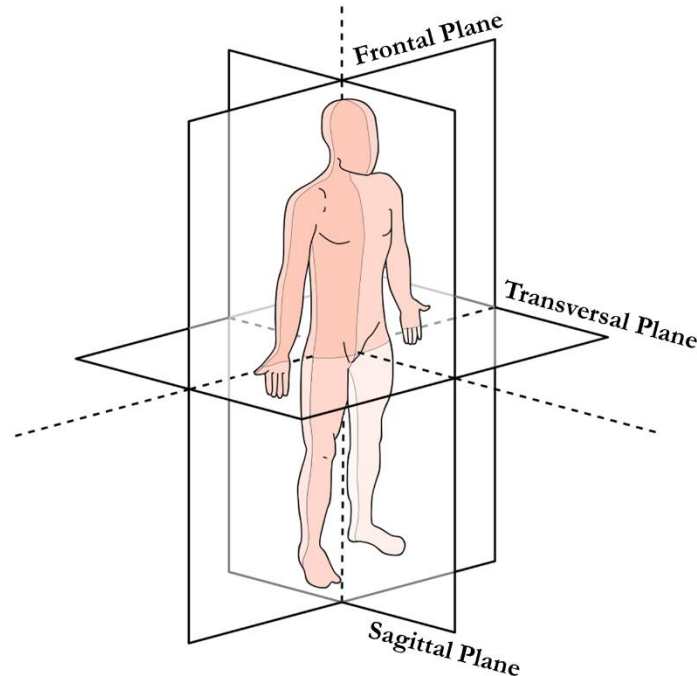


Figure 1 : Représentation des plans et axes du corps humain, image extraite et adaptée de (CFCF, 2014).

### 1.2.2.3 Présentation générale

La colonne vertébrale humaine (*Columna vertebralis*), ou rachis, s'étend du crâne au coccyx. Elle se compose de 33 ou 34 vertèbres réparties sur cinq sections différentes (Figure 2) :

- La partie supérieure de la colonne vertébrale est la colonne cervicale composée de sept vertèbres. Les principales fonctions de la colonne cervicale sont le positionnement mobile de la tête et la protection de la moelle épinière. Comparée à la colonne thoracique et lombaire, la colonne cervicale est la partie qui présente le plus d'amplitude de mouvement. Chaque vertèbre est abrégée par la lettre C et un index. Dans la partie supérieure de la colonne cervicale, la vertèbre C1, également appelée atlas, est reliée à l'occiput. Dans la partie inférieure, la vertèbre C7 rejoint la colonne thoracique.
- La colonne thoracique (T1-T12) est la section la plus longue de la colonne vertébrale et se compose de douze vertèbres reliées au corps thoracique. Elle soutient les différentes côtes et participe également à la structure du thorax qui protège les organes internes et stabilise le tronc.
- La colonne lombaire (L1-L5), composée de cinq vertèbres, suit la colonne thoracique. Néanmoins, pour une partie de la population, elle est composée de quatre (2,6%) ou de six vertèbres (8,2%) (Paik et al., 2013). La colonne lombaire supporte la masse du tronc et de la tête. De plus, elle assure la mobilité de la colonne vertébrale.

- À l'extrémité inférieure de la colonne vertébrale se trouvent le sacrum et le coccyx, qui se composent de cinq et quatre vertèbres, respectivement. A l'âge adulte, les vertèbres correspondant à chacun de ces ensembles sont fusionnées pour former un os.

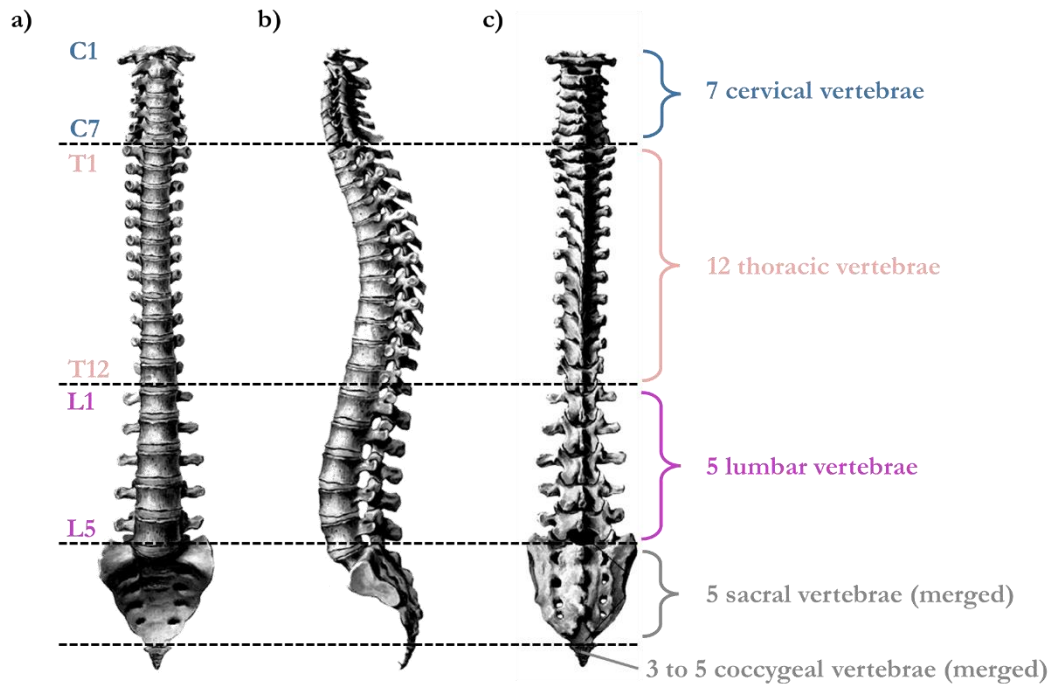


Figure 2 : Vue ventrale (a), latérale (b) et dorsale (c) de la colonne vertébrale humaine, composée de la partie cervicale, thoracique, lombaire, sacrale et coccygienne. Image extraite et adaptée de (Netter, 1997).

La forme générale de la colonne vertébrale est droite dans le plan frontal (Figure 3b) et caractérisée par le profil en forme de double S dans le plan sagittal (Figure 3a). Cette forme dans le plan sagittal est composée de quatre courbures. Dans le sacrum, les vertèbres sont fusionnées définitivement et forment ainsi la courbure à concavité antérieure. Les courbes concaves postérieures sont situées dans la colonne lombaire et cervicale et sont appelées lordoses. La cyphose dorsale est une courbe convexe antérieure, située dans la zone thoracique.

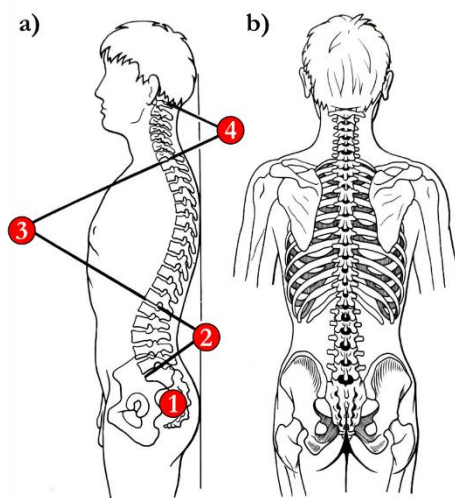


Figure 3 : Vues sagittale (a) et frontale (b) de la colonne vertébrale. Les différentes courbures caractéristiques sont visibles dans le plan sagittal : courbure sacrée (1), lordose lombaire (2), cyphose dorsale (3), lordose cervicale (4). Image extraite et adaptée de (Kapandji, 2002).

### 1.2.2.4 Anatomie osseuse

L'anatomie osseuse peut se subdiviser en deux parties, l'anatomie vertébrale et l'anatomie du bassin qui seront tour à tour présentées.

#### Anatomie vertébrale

Les vertèbres sont les éléments osseux de la colonne vertébrale. Outre l'atlas (C1) et l'axis (C2), qui appartiennent à la colonne cervicale, chaque vertèbre a une structure similaire, dont la forme et la taille peuvent varier en fonction de la région du rachis. Les deux composantes de la structure caractéristique sont le corps vertébral en avant et l'arche postérieure en arrière. La Figure 3 montre la structure caractéristique des vertèbres, ainsi que des exemples pour les vertèbres cervicales, thoraciques et de la région lombaire.

Le corps vertébral est une composante cylindrique d'une vertèbre qui constitue sa masse principale. Il est composé d'un os spongieux entouré d'une couche d'os cortical.

L'arc postérieur est constitué des pédicules et des lames, ainsi que des sept processus, subdivisés en trois processus musculaires et quatre processus articulaires. Ces éléments sont constitués d'un os cortical sous-chondral. Les pédicules relient le corps vertébral avec les lames. La face postérieure du corps vertébral, les pédicules et les lames forment un canal pour la protection de la moelle épinière. A la jonction de la lame et du pédicule, des appendices sont formés à la fois vers le haut et vers le bas (processus articulaires supérieur et inférieur). En ces points, les vertèbres entrent en contact avec les

vertèbres adjacentes et forment la liaison articulée. Les deux processus transversaux sont orientés latéralement. Le processus épineux est attaché à la face dorsale de l'arc vertébral. Le processus épineux et les processus transversaux servent de points d'attachement aux structures ligamentaires, ainsi qu'aux tractions musculaires.

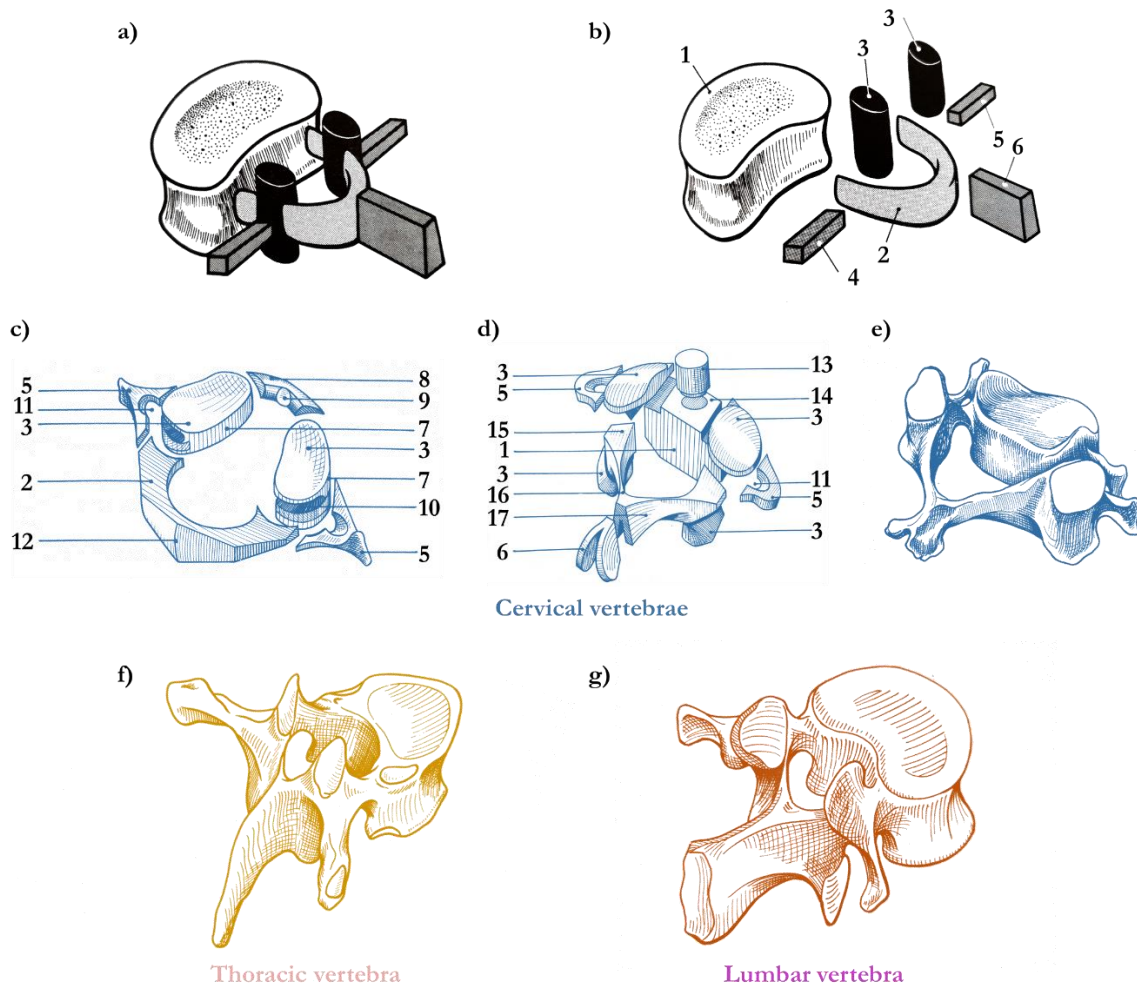


Figure 4 : (a & b) Représentations schématiques d'une vertèbre. Formes vertébrales de la colonne cervicale : l'atlas (c), l'axis (d) et une vertèbre représentative de C3-C7 (e). Formes vertébrales typiques de la colonne thoracique (f) et lombaire (g). Corps vertébral (1), l'arc postérieur (2), processus articulaires (3), processus transversaux (4) & (5), processus épineux (6), masse latérale (7), arc antérieur de l'atlas (8), facette cartilagineuse ovale (9), profonde gouttière (10), trou transversaire (11), tubercule postérieure (12), apophyse odontoïde (13), face supérieure d'atlas (14), pédicule (15), lames (16 & 17). Images extraites et adaptées de (Kapandji, 2002).

### Anatomie du bassin

Le bassin, ou pelvis, est une structure ostéo-articulaire qui fait le lien entre le tronc et les membres inférieurs. Il est constitué de trois os illustrés en Figure 5 :

- L'os iliaque ou os coxal, peut être subdivisé en trois parties : l'ilium, le pubis et l'ischium, qui ensemble forment l'acétabulum.
- Le sacrum, qui représente l'avant-dernière partie de la colonne vertébrale, est situé entre la colonne lombaire et le coccyx. Il se compose des cinq vertèbres soudées entre elles qui forment ensemble un seul bloc osseux. Dans son ensemble il est incurvé en avant.
- Le coccyx qui est la dernière partie de la colonne vertébrale humaine, constitué de trois ou cinq vertèbres. Comme le sacrum, les vertèbres du coccyx sont soudées et courbées vers l'avant.

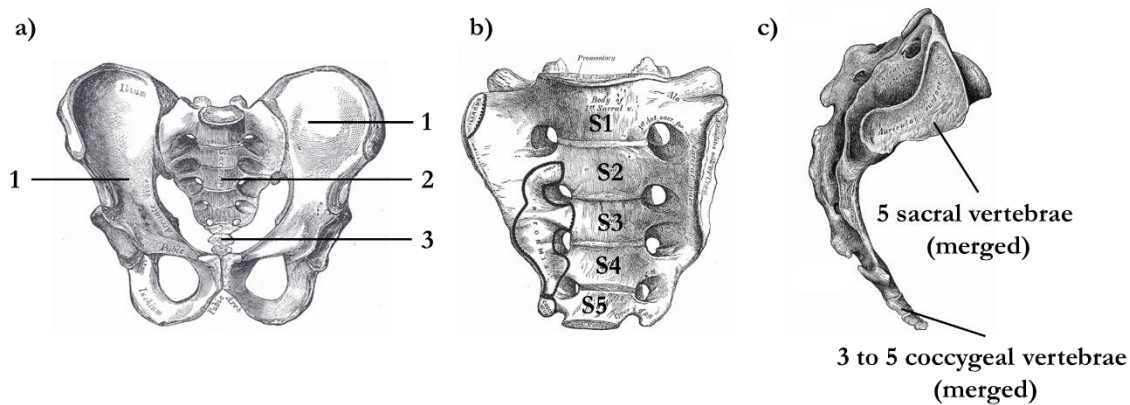


Figure 5 : (a) Vue frontale d'anatomie osseuse du pelvis composé de l'os iliaque (1), du sacrum (2) et du coccyx (3). (b) Vue frontale du sacrum composé de cinq vertèbres fusionnées. (c) Vue latérale d'anatomie du sacrum et du coccyx. Images extraites et adaptées de (Gray, 1918).

#### 1.2.2.5 Anatomie des articulations intervertébrales

Chaque vertèbre mobile est reliée aux vertèbres adjacentes par trois structures articulées. Il s'agit notamment des paires d'articulations des facettes également appelées articulations zygapophysaires, et de la connexion articulaire avec les disques intervertébraux.

#### Le disque intervertébral

Les disques intervertébraux sont situés entre les corps vertébraux et représentent un quart de la longueur totale de la colonne vertébrale. Le disque intervertébral a trois composantes principales comme illustrée en Figure 6 :

- Le nucleus pulposus qui est la partie centrale du disque intervertébral. C'est une structure gélatineuse qui représente 40 à 50% du volume du disque (Newell et al., 2017) et occupe 25 à

50% de la surface moyenne du disque intervertébral (Farfan et al., 1970; Nachemson, 1960; Perey, 1957). Ses principaux constituants sont les protéoglycanes et les collagènes, ainsi que l'eau (Antoniou et al., 1996). Ils forment une masse visqueuse, déformable sous pression, qui est incompressible.

- L'annulus fibrosus est composé de 15-25 couches concentriques. Chaque couche est constituée de fibres de collagène avec une orientation entre  $\pm 25-45^\circ$  par rapport au plan transversal. L'orientation des fibres dans deux couches adjacentes est opposée. L'angle d'inclinaison augmente vers le centre du disque (Newell et al., 2017). Une pression hydrostatique est exercée sur l'annulus par le nucleus, provoquée par des charges compressives sur la colonne vertébrale, cela tend les fibres et permet de stabiliser considérablement le disque intervertébral sous les charges de compression axiale quotidiennes.
- Les plaques cartilagineuses sont des structures fines (épaisseur  $\approx 0.6\text{mm}$ ) situées sur les surfaces inférieures et supérieures des corps vertébraux adjacents. Elles entourent tout le nucleus pulposus et environ un tiers de l'annulus fibrosus.

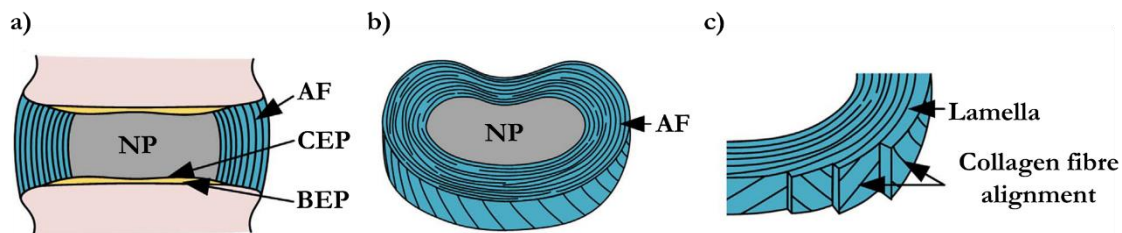


Figure 6 : Représentation schématique d'anatomie discale : (a) Coupe transversale d'un disque dans le plan coronal, (b) Coupe transversale d'un disque dans le plan coronal transversal, (c) Diagramme montrant l'alignement alterné des fibres dans les lamelles adjacentes. NP : nucleus pulposus, AF : annulus fibrosus, CEP : plaques cartilagineuses, BEP : plateau vertébrale. Image extraite et adaptée de (Newell et al., 2017).

### Les facettes articulaires

En dehors de la liaison par les disques intervertébraux, deux vertèbres adjacentes interagissent au niveau des facettes articulaires. L'articulation de la facette est formée par les surfaces articulaires recouvertes d'une couche de cartilage, comme illustrée au travers de la Figure 7.

L'anatomie des processus articulaires est caractéristique pour chaque région de la colonne vertébrale et détermine la mobilité des segments avec leur alignement et leur géométrie. La Figure 8 montre l'alignement des facettes par rapport aux plans anatomiques pour la partie cervicale, thoracique et lombaire. Dans la colonne cervicale inférieure, les facettes articulaires ont une orientation frontale complète et forment un angle de  $45^\circ$  avec le plan horizontal (Panjabi et al., 1993). Dans la colonne thoracique, les facettes articulaires deviennent plus verticales et plus sagittales (Panjabi et al., 1993).

Dans la région lombaire, les facettes sont orientées quasi verticales et elles forment un angle de  $45^\circ$  avec le plan frontal (Panjabi et al., 1993).

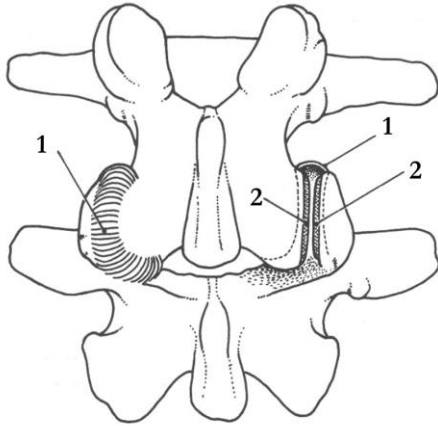


Figure 7 : L'articulation de la facette constituée du ligament capsulaire (1) et d'une couche de cartilage (2), image extraite et adaptée de (Bogduk, 2005).

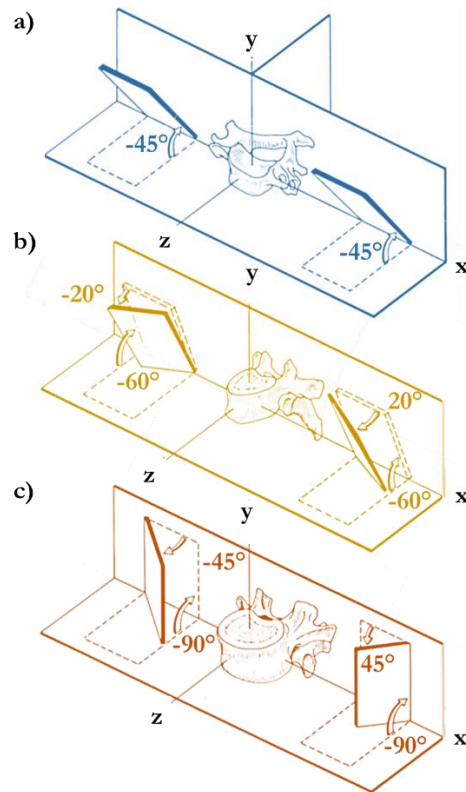


Figure 8 : Orientation caractéristique des facettes dans les régions (a) cervicales, (b) thoraciques et (c) lombaires. Ce ne sont que des valeurs approximatives. Il existe des différences au sein des différentes régions et d'une personne à l'autre, image extraite et adaptée de (White and Panjabi, 1990).

### 1.2.2.6 Anatomie ligamentaire

Les ligaments sont constitués de fibres de collagène avec une orientation unidirectionnelle. Ils stabilisent la colonne vertébrale et peuvent se situer entre les vertèbres individuelles ou sur des sections plus larges (Figure 9).

Les ligaments du rachis sont divisés en quatre groupes selon leurs points d'attachement : les ligaments ventraux, les ligaments dorsaux, les pseudo-ligaments et les ligaments ilio-lombaires.

#### Ligaments ventraux

Les ligaments ventraux sont attachés aux corps vertébraux. Ils s'étendent sur toute la longueur de la colonne vertébrale. Les ligaments sont dans un état de tension constante et assurent ainsi le maintien de la colonne vertébrale en plus de la stabilisation par les muscles. On peut distinguer :

- Le ligament vertébral commun antérieur (ALL) qui s'étend sur toute la longueur de la colonne vertébrale. Le ligament est fixé sur la surface ventrale des corps vertébraux.
- Le ligament vertébral commun postérieur (PLL) qui, quant à lui, est situé sur toute la face postérieure du corps vertébral. Il débute au niveau de l'axis (C2) et se prolonge jusqu'au sacrum.

### Ligaments dorsaux

Les ligaments dorsaux limitent l'amplitude des mouvements de flexion de la colonne vertébrale. On distingue :

- Les fibres élastiques du ligament jaune (FL) qui s'étendent des deux côtés de l'arc vertébral entre deux vertèbres adjacentes sur toute la longueur de la colonne vertébrale. Le nom de ce ligament est dû à sa couleur caractéristique. Comme les ligaments ventraux, le ligament jaune est également sous tension constante et soutient la colonne vertébrale.
- Le ligament supra-épineux (SSL) qui est attaché à la pointe des processus épineux.
- Les ligaments inter-épineux (ISL) qui se situent entre deux processus épineux adjacents. Leur fonction est de limiter la flexion et, avec les disques intervertébraux, d'empêcher le glissement vertébral.
- Les ligaments capsulaires (CL) qui entourent les articulations des facettes.

### Pseudo-Ligaments

Les pseudo-ligaments ou ligaments intertransversaires sont considérés comme des «faux» ligaments, car ils ne présentent pas de structure fibreuse de collagène dense ni de structure régulière (Bogduk, 2005).

Les ligaments intertransversaires sont situés entre les processus transversaux.



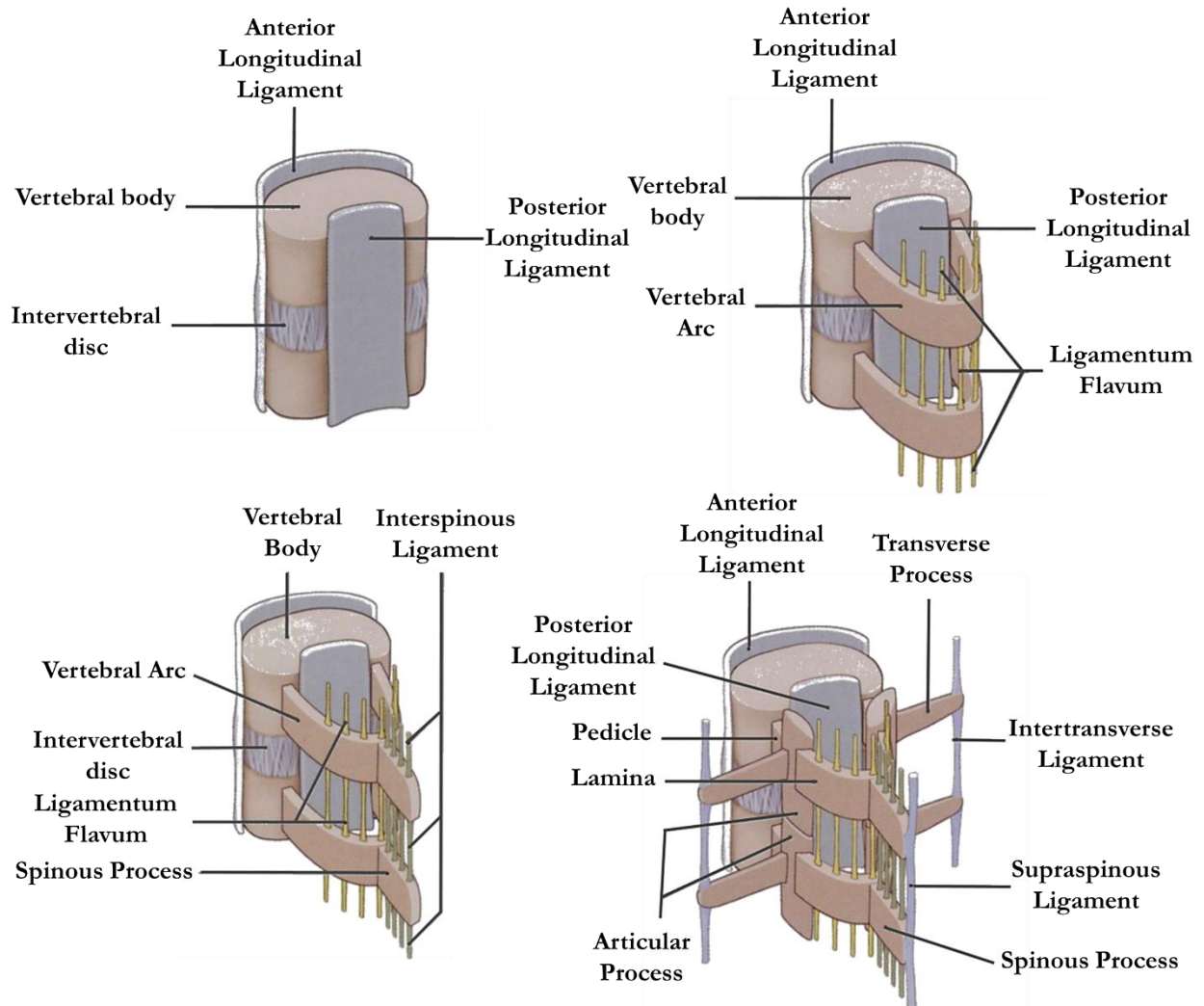


Figure 9 : Le système ligamentaire de la colonne vertébrale : ligament commun antérieur, ligament commun postérieur, ligament jaune, ligament intra épineux, ligament supra épineux, ligaments inter-apophysaires, image extraite et adaptée de (Schünke et al., 2005).

### Ligaments sacro-iliaques

Plusieurs ligaments soutiennent et limitent les mouvements et la mobilité du pelvis (Figure 10) :

- Les ligaments ilio-lombaires (repère 1 & 2 sur la Figure 10) relient les processus transversaux des vertèbres L4 et L5 avec l'iliaque sur chaque côté. Cependant, la morphologie, voire l'existence même du ligament ilio-lombaire, est devenue un sujet de controverse (Bogduk, 2005).
- Le ligament ilio-transversaire sacré (repère 3 sur la Figure 10) et le ligament ilio-transversaire conjugué (repère 4 sur la Figure 10), ainsi que le plan ligamentaire superficiel (repère 5 sur la Figure 10) connectent le sacrum avec l'aile iliaque sur la partie postérieure du sacrum.

- Les ligaments sacro-sciatiques (repère 6 & 7 sur la Figure 10) relient le sacrum à l'ischion.
- Le ligament sacro-iliaque antérieur est composé du faisceau antéro-supérieur (repère 8 sur la Figure 10) et du faisceau antéro-inferieur (repère 9 sur la Figure 10), qui passent obliquement sur l'articulation du sacrum à l'aile iliaque.
- Les ligaments sacro-iliaques relient le sacrum et l'aile iliaque aux niveaux S1 et S2.

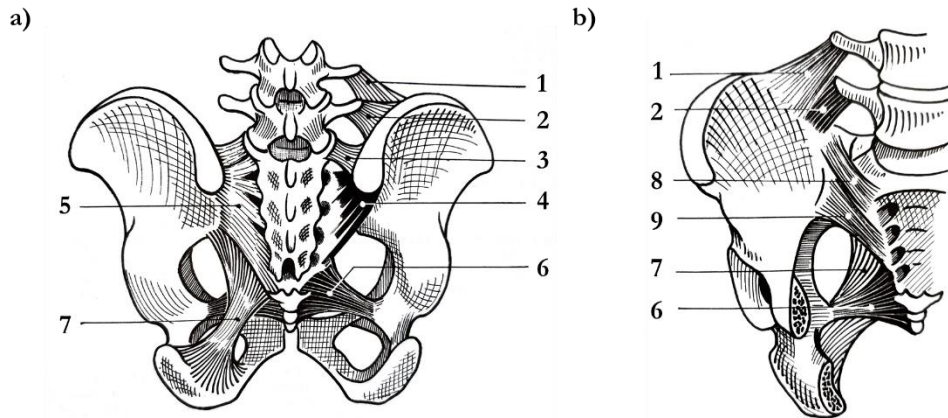


Figure 10 : Vue postérieure (a) et antérieure (b) du système ligamentaire du pelvis (Kapandji, 2002) : faisceau supérieur du ligament ilio-lombaire (1), faisceau inférieur du ligament ilio-lombaire (2), ligament ilio-transversaire sacré (3), ligaments ilio-transversaires conjugués (4), plan ligamentaire superficiel (5), petit ligament sacro-sciatiques (6), grand ligament sacro-sciatiques (7), faisceau antéro-supérieur du ligament sacro-iliaque antérieur (8), faisceau antéro-inferieur du ligament sacro-iliaque antérieur (9). Images extraites et adaptées de (Kapandji, 2002).

### 1.2.2.7 Anatomie musculaire

Contrairement à l'appareil locomoteur passif (os et articulations), les muscles représentent l'appareil locomoteur actif. Avec un système ligamentaire intact, mais sans muscles, la colonne vertébrale représenterait une structure instable (Solomonow et al., 1998). Les principales fonctions de la musculature spinale sont d'assurer la stabilité de la colonne vertébrale, la liberté de mouvement et la protection contre les blessures. Pour accomplir ces fonctions, la colonne vertébrale dispose d'un système de traction musculaire complexe. Complémentaires aux muscles dorsaux, les muscles abdominaux jouent également un rôle important dans le mouvement du tronc.

Le rôle des muscles dorsaux est essentiel pour le comportement du mouvement et la stabilité de la colonne vertébrale, ils sont présentés succinctement dans ce qui suit. Les muscles attachés directement à la colonne vertébrale (Figure 11) peuvent être répartis en trois groupes en fonction de leur profondeur (Kapandji, 2002) :

- Le plan profond comprend les muscles transversaire-épineux, interépineux, épiépineux, long dorsal et sacro-lombaire. Leur proximité à la colonne vertébrale leur confère un court bras de levier.
- Le plan moyen comporte le petit dentelé, constitué de plusieurs muscles. Ces muscles présentent un grand bras de levier.
- Le plan superficiel est représenté par le muscle grand dorsal, le muscle iliocostal, le muscle carré des lombes et du psoas. Ces muscles sont également caractérisés par un bras de levier important.

Les structures musculaires n'étant pas des éléments clés dans cette thèse, la description complète des groupes musculaires et de leurs connexions fonctionnelles avec la colonne vertébrale ne seront pas traitées dans cet ouvrage.

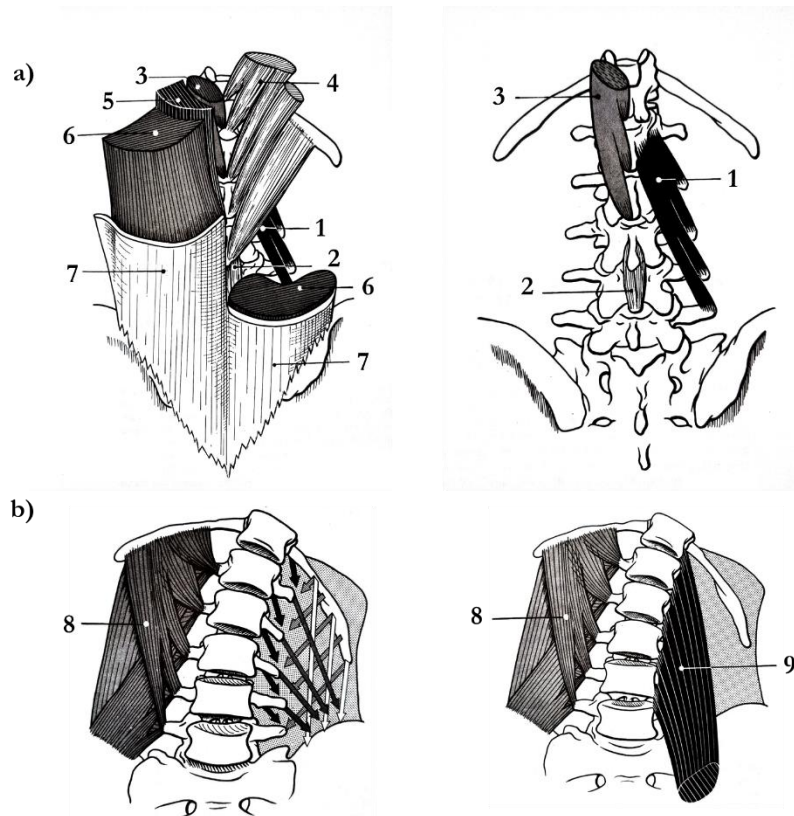


Figure 11 : Vue dorsale sur les muscles postérieurs du tronc (a) et vue antérieure sur les muscles latéraux du tronc (b). M. transversaire épineux (1), m. inter-épineux (2), m. épi-épineux (3), m. petit dentelé (4), m. long dorsal (5), m. sacro-lombaire (6), m. grand dorsal (7), carré des lombes (8), psoas (9). Images extraites et adaptées de (Kapandji, 2002).

### 1.2.2.8 Conclusion

Dans cette première partie, des éléments de l'anatomie nécessaires à la compréhension de cette thèse de doctorat par un lecteur à dominante mécanique, ont été présentés. La colonne vertébrale est un système complexe composé d'une variété de structures. Ce tronc d'informations établis, les sections suivantes se focaliseront sur l'approfondissement des alignements posturaux de la colonne vertébrale et leurs effets sur l'équilibre sagittal.

### 1.2.3 Anatomie fonctionnelle du rachis

#### 1.2.3.1 Introduction

Les différentes composantes d'une colonne vertébrale ayant été explicitées, nous nous concentrerons, dans cette partie, sur l'anatomie fonctionnelle du rachis c'est-à-dire aux mouvements et postures possibles de la colonne vertébrale. Seront présentés tour à tour, l'unité fonctionnelle vertébrale, les différentes possibilités de mouvement, l'équilibre postural et les paramètres spinaux-pelviens qui en découlent ainsi que leurs liens puis le processus de vieillissement et les conséquences sur la posture.

#### 1.2.3.2 Unité fonctionnelle vertébrale

L'unité fonctionnelle vertébrale (UFV) est une unité structurale de base d'une colonne vertébrale composée de deux vertèbres reliées par le disque intervertébral, les deux facettes articulaires, ainsi que le système ligamentaire (Figure 12). La forme du disque intervertébral, l'alignement des facettes articulaires et le nombre de ligaments peuvent varier en fonction du segment représenté.

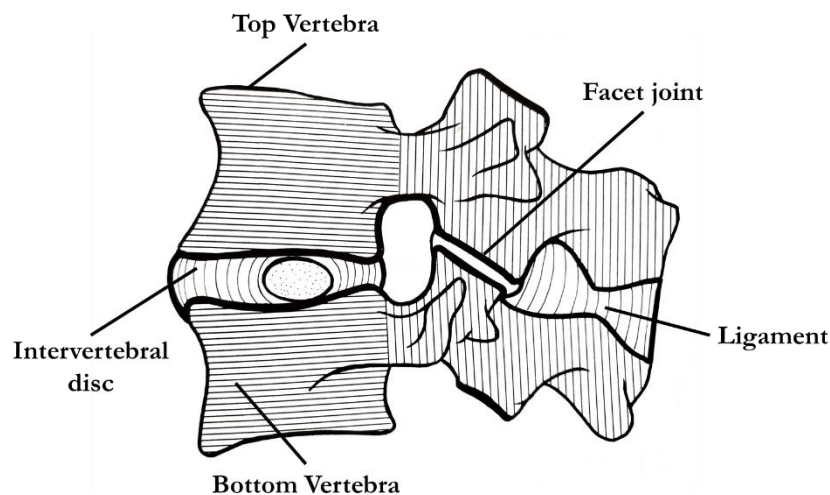


Figure 12 : Unité fonctionnelle composée des vertèbres sus-jacente et sous-jacente, le disque intervertébral, la facette articulaire, et le système ligamentaire. Image extraite et adaptée de (Kapandji, 2002).

1.2.3.3 Les mobilités

La colonne vertébrale contribue de manière significative à la mobilité du tronc. Cela permet une abondance de mouvements corporels.

Les mouvements de translation étant largement limités, la mobilité s'effectue principalement par des mouvements rotatoires. Ceux-ci peuvent être décrits dans les plans anatomiques et sont illustrés dans la Figure 13. Les mouvements de flexion et extension permettent l'inclinaison du corps vers l'avant et l'arrière, ils ont lieu dans le plan sagittal. La flexion latérale gauche et droite, décrite dans le plan frontal, permet au tronc de s'incliner vers la gauche et la droite. Les torsions axiales permettent une rotation autour de l'axe longitudinal du corps, celles-ci se situent dans le plan transversal.

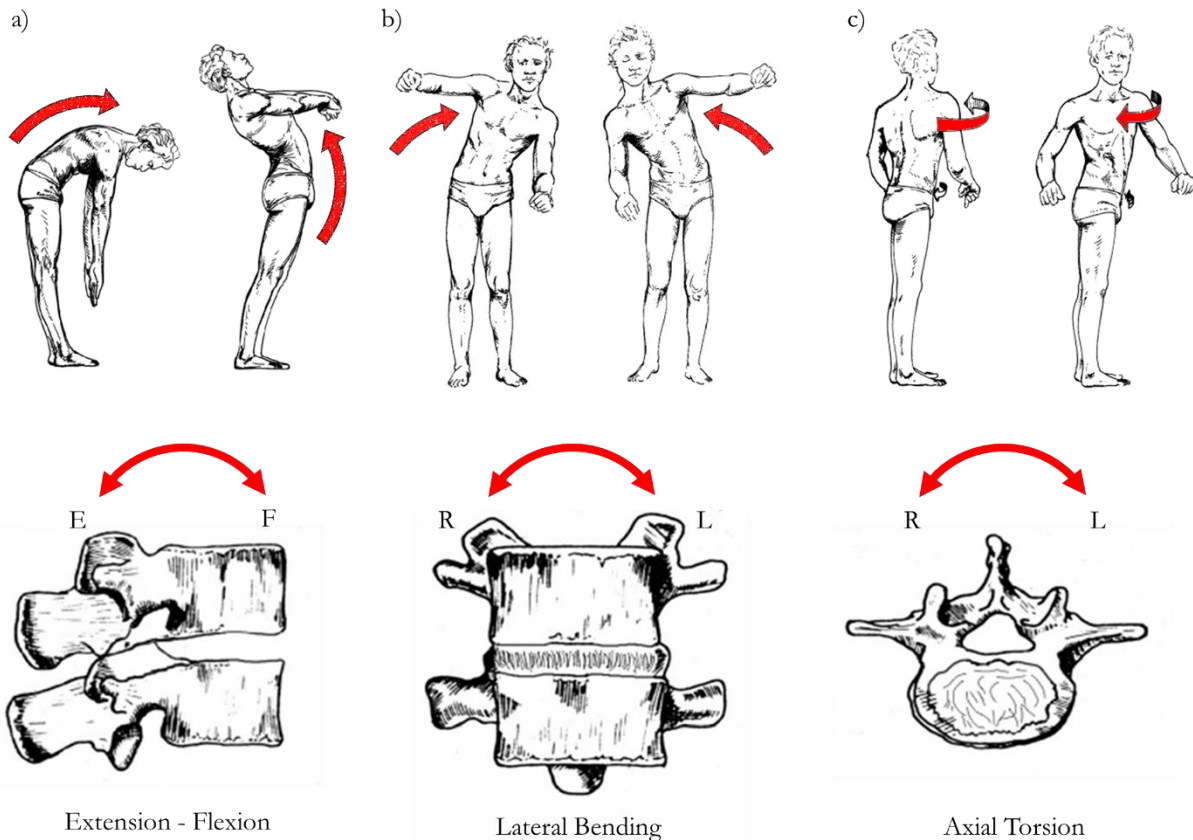


Figure 13 : Possibilités de mouvement de la colonne vertébrale : flexion et extension (a), inflexion latérale (b) et torsion axiale (c), Image extraite et adoptée de (White and Panjabi, 1990).

La mobilité globale de la colonne vertébrale peut être décomposée en unités fonctionnelles individuelles. Les amplitudes maximales en termes d'angles, communément appelées « Range of Motion » (ROM), sont représentées au travers de la Figure 14. De grandes différences peuvent être observées entre les différents segments ou régions de la colonne vertébrale. A première vue, on constate que les régions cervicale et lombaire sont plus mobiles (angles plus importants) que la région

thoracique avec des angles pouvant atteindre 40° au niveau cervical, par exemple, lors d'une torsion axiale. Les régions cervicale et lombaire permettent à la tête de bouger librement par rapport au haut du corps, ou au haut du corps par rapport au sacrum respectivement. La colonne thoracique est quant à elle relativement rigide car elle doit protéger des organes internes importants comme le cœur et les poumons. Les disques intervertébraux, les ligaments et les facettes articulaires jouent un rôle décisif dans la restriction de la liberté de mouvement.

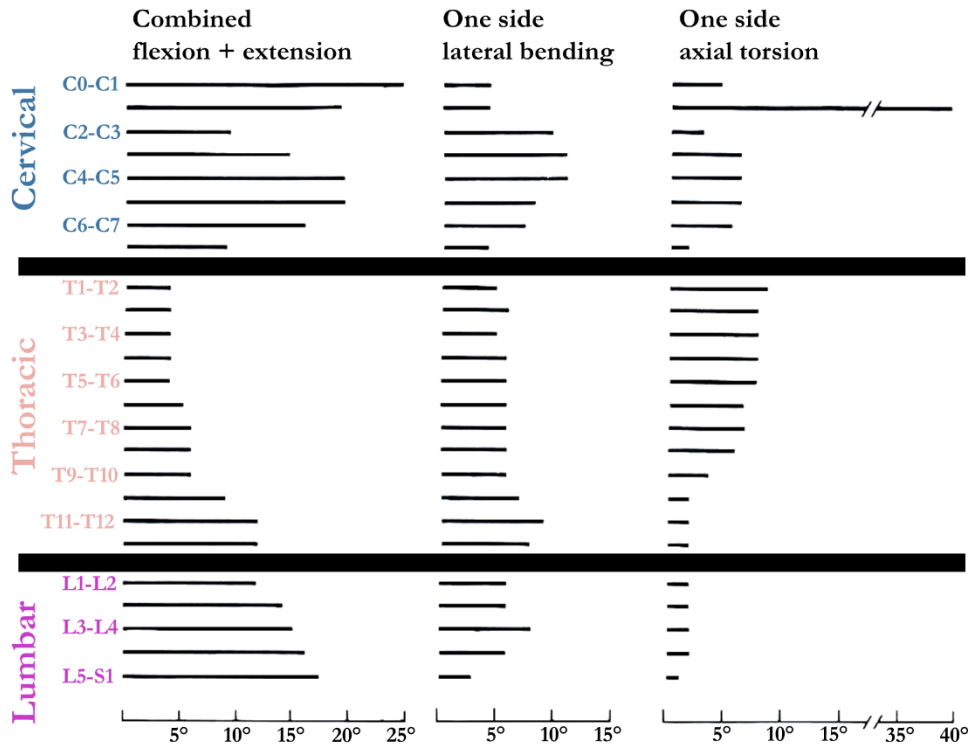


Figure 14 : Les amplitudes de mouvement de chaque unité fonctionnelle de la colonne vertébrale pour la flexion-extension, l'inflexion latérale, ainsi que la torsion. Image extraite et adaptée de (White and Panjabi, 1990).

#### 1.2.3.4 La posture et types de dos

Les humains sont les seuls vertébrés qui ont une posture élevée et constante. Contrairement aux autres vertébrés, la colonne vertébrale humaine se compose de courbes successives qui permettent au haut du corps de maintenir une posture droite constante (Roussouly and Pinheiro-Franco, 2011).

Comme mentionné plus haut dans le présent document, le système locomoteur passif ne peut se maintenir sans l'aide des muscles. Afin de permettre une utilisation minimale des muscles et ainsi contraindre la colonne vertébrale avec une charge réduite, il est nécessaire que le crâne soit centré au-

dessus du bassin (Singh et al., 2014). Dans cette position, la ligne verticale de gravité passant par le centre de masse du tronc tombe sur l'axe fémoral et équilibre ainsi le corps en position verticale.

L'équilibre sagittal peut être exprimé à l'aide de divers paramètres. Comme la morphologie de la colonne vertébrale et du pelvis sont difficilement discernables de l'apparence externe du corps, des radiographies latérales ont permis à différents auteurs d'obtenir leurs paramètres caractéristiques, ces paramètres sont présentés de façon détaillés dans l'annexe 1 de la présente thèse de doctorat.

Il est alors possible de relier certains paramètres entre eux. Un nombre important d'études a ainsi été menée sur des patients sains afin de déterminer des paramètres spinaux-pelviens "normaux" chez une population adulte.

Dans le cadre d'une étude prospective sur 49 patients sains et 66 patients scoliotiques afin de déterminer des paramètres « normaux » dans la population, Legaye et al. en 1998 ont introduit un paramètre pelvien significatif appelé "incidence pelvienne". Les auteurs ont observé entre les différents paramètres pelviens la relation suivante :

$$\textit{incidence pelvienne (PI)} = \textit{version pelvienne (PT)} + \textit{pente sacrée (SS)}$$

Des corrélations significatives ont été constatées par ces auteurs, d'un côté entre la lordose lombaire et la pente sacrée ( $r=0.86$ ), et une autre entre la lordose lombaire et l'incidence pelvienne ( $r=0.84$ ).

Une autre étude prospective a été effectuée en 2002 par Vaz et al. sur 112 jeunes adultes (moyenne d'âge  $26\text{ans} \pm 4\text{ans}$ ) dans le but d'élargir la base de données sur sujets sains. La corrélation statistique proposée par Legaye et al. en 1998 entre les paramètres pelviens et la lordose lombaire a pu être validée dans le cadre de cette étude.

Vialle et al. en 2005 ont réalisé une étude sur 300 volontaires entre 20 et 70 ans. Le but de cette étude était de trouver des corrélations entre les paramètres pelviens et spinaux pouvant aider le chirurgien lors de la correction des pathologies liées aux déformations rachidiennes. Une forte corrélation a été trouvée entre le SS et PI ( $r=0.8$ ), entre SS et la lordose lombaire ( $r=0.86$ ) et entre PI et PT ( $r=0.66$ ).

Berthonnaud et al. en 2005 ont fait une étude prospective sur une population de 160 jeunes adultes (âge moyen  $25.7 \pm 5.5\text{ans}$ ). Le but de cette étude était de caractériser l'équilibre sagittal global avec des paramètres spinaux-pelviens. Les auteurs ont trouvé une chaîne de corrélation reliant le bassin avec la tête. Celle-ci servira plus tard pour la classification des types de dos. La plus faible corrélation était dans la région thoracique entre la partie thoracique et lombaire.

Schwab et al. en 2006 ont effectué une étude sur 75 adultes asymptomatiques. Dans l'étude, la ligne de gravité et la position des pieds ont été analysées avec les paramètres spinaux-pelviens afin de déterminer des corrélations, ainsi que l'effet de l'âge sur ces paramètres. Ils ont remarqué que la cyphose thoracique augmente et que la position de la ligne de gravité par rapport aux pieds ne change pas avec l'âge. Ils ont également constaté que la position de la ligne de gravité est toujours située antérieure de la colonne vertébrale.

Boulay et al. en 2006 propose une étude prospective sur une population plus large composée de 149 adultes sains. Le premier but de cette étude était de confirmer des corrélations entre les paramètres pelviens et les paramètres spinaux déterminés dans les études précédentes. Le deuxième but était de trouver une équation permettant de calculer la lordose optimale à partir des paramètres spino-pelviens. Une équation pour la détermination de la lordose optimale à partir de l'incidence pelvienne, la cyphose thoracique et le gîte T9 a alors été proposée.

L'étude de Roussouly et al. 2006 sur 153 volontaires avait pour but de vérifier les hypothèses que la projection de la somme des forces au niveau du sol est localisée au même endroit que la « Sagittal Vertical Axis » (SVA) et de déterminer si il y a des relations entre la partie supérieure de la colonne vertébrale et le bassin dans le plan sagittal. Les conclusions de cette étude ont montré qu'il n'y a pas coïncidence entre la position de la SVA et la ligne de gravité du corps. Une relation a cependant été trouvée entre le centre de T1 et le plateau supérieur de S1.

En 2009, une étude prospective était réalisée sur 60 jeunes adultes par Janssen et al. afin de trouver des différences dans les paramètres spino-pelviens a montré qu'il existe une différence homme femme et que les femmes sont plus inclinées dorsalement que les hommes.

Pour remplir un manque de consensus sur les questions d'effet d'âge et de genre sur les paramètres pelviens, une étude sur une population de 709 adultes a été réalisée par Mac-Thiong et al. en 2011. Les auteurs n'ont trouvé aucune différence entre homme et femme au niveau des paramètres pelviens et une très faible corrélation entre les paramètres pelviens a l'exception du PI et l'âge a été constatée.

L'influence de l'âge, du genre, de la masse corporelle et de l'ethnie sur les paramètres pelviens a également été étudiée par Zhu et al. en 2014 sur un groupe de 260 adultes chinois. Cette étude a montré que la population chinoise présente des valeurs de paramètres plus petites que les valeurs recueillies pour les populations de type caucasienne et que les femmes montrent une lordose plus importante que les hommes. Concernant l'influence d'âge, une augmentation de la cyphose thoracique et du PT a été



observée. Finalement les mêmes conclusions concernant les corrélations entre les paramètres pelviens et l'âge ou le genre sont faites par les auteurs à savoir une très faible corrélation.

Endo et al. en 2014 propose une étude sur la population japonaise. Les paramètres spino-pelviens de 86 jeunes adultes (35.9 ans  $\pm$  11.1) ont été analysés. L'étude a montré que la population japonaise a des valeurs d'incidence pelvienne plus faibles que les Caucasiens.

Pour comparer les différences de posture entre les jeunes et les personnes âgées, Kim et son équipe ont comparé les paramètres spino-pelviens des personnes de 20 ans avec ceux des personnes de 50, 60 et 70 ans (Kim et al., 2014). Les deux groupes d'âge étudiés comprenaient un total de 342 hommes volontaires asymptomatiques. Malgré les différences d'âge, les deux groupes présentaient des paramètres pelviens et un équilibre sagittal similaires. Cependant, le groupe des seniors présentait une augmentation de la cyphose thoracique, de la cyphose thoraco-lombaire, de la lordose lombaire, ainsi que du SVA.

Une étude récente a été réalisée sur les valeurs spino-pelviennes de la population asiatique par Asai et al. en 2017. La population étudiée comprenait un grand nombre des sujets (1491) intégrant des séniors. Les conclusions de l'étude ont montré que la population asiatique possédait des valeurs d'incidence pelvienne et de lordose lombaire plus faibles que la population caucasienne, résultats similaires aux conclusions d'Endo et al. (2014) et Zhu et al. (2014). Ils ont également observé une augmentation du SVA, du PT, ainsi que de la cyphose thoracique, mais une diminution de la lordose lombaire avec l'âge.

Le Tableau 1 synthétise l'ensemble des résultats obtenus par ces différents auteurs concernant les paramètres spinaux-pelvien mesurés. On peut observer qu'il existe une différence plus ou moins significative entre les valeurs mesurées d'une étude à l'autre pour une population dite saine. Le paramètre « incidence pelvienne » peut être pris comme exemple, on constate que les valeurs moyennes se situent entre 44,6° et 54,7° avec un écart-type maximum de 11,5°. Cette grande dispersion des résultats peut être attribuée à divers paramètres tels que l'appartenance ethnique des sujets, le sexe ou encore l'âge.

Les études présentées ci-dessus ont cependant permis d'établir un lien clair entre la SS et la lordose lombaire, cela signifie que la lordose dépend de la position du bassin. Le bassin est le socle sur lequel se fonde la colonne vertébrale. Avec une inclinaison du bassin et ainsi une position verticale associée du plateau du sacrum (agrandissement de l'angle SS), la lordose augmente.

Tableau 1 : Synthèse des valeurs des paramètres spinopelviques mesurés par différents auteurs.

Etudes	Nombre de sujets (rapport H/F)	Age (ans)	SVA (mm)	TK (T4-T12)	LL (L1-S1)	PI (°)	PT (°)	SS (°)
			T1-SPI (°)	(°)	(°)			
Legaye et al. 1998	49 (0.56)	24±5.8 (19-50)	-	43.0±13	60.0±10.0	52.0±10.0	11.1±5.5	40.0±8.5
Vaz et al. 2002	112 (0.54)	26.5±4 (23-45)	-	47±9.22 (25-72)	46.5±11.1 (26-76)	51.7±11.5 (33-85)	12.3±5.9 (-1-27.9)	39.4±9.3 (19.5-65.5)
Vialle et al. 2005	300 (0.63)	35 (20-70)	-1.4±2.7 (-9.2-7.1)	40.6±10.0 (0-69)	60.2±10.3 (30-89)	54.7±10.6 (33-82)	13.2±6.1 (-4.5-27)	41.2±8.4 (17-63)
Berthonnaud et al. 2005	160 (0.95)	25.7±5.5 (20-70)	-	47.5±4.8 (22.5-70.3)	42.7±5.4 (16-71.9)	51±5.3 (33.7-83.7)	12.1±3.2 (-5.1-30.5)	39.7±4.1 (21.2-65.9)
Schwab et al. 2006	75 (0.56)	49.3 (18-80)	-20±30	41±12	60±12	52±10	15±7	30±9
Boulay et al. 2006	149 (0.52)	30.8±6.0 (19-50)	-	53.8±10.1 (33.2-83.5)	66.4±9.5 (44.8-87.2)	53.1±9.0 (33.7-77.5)	12.0±6.4 (-2-30)	41.2±7.0 (0.6-19.7)
Roussouly et al. 2006	153 (0.52)	27 (18-48)	35.2±19.4 (-18.1-80.8)	46.3±9.5 (23.0-65.9)	61.2±9.4 (39.9-83.7)	50.6±10.2 (27.9-82.8)	11.1±5.9 (-2.8-23.7)	39.6±7.6 (17.5-63.4)
Janssen et al. 2009	60 (0.5)	26.5 (20-49)	-9.5±2.75	36±8.65	58.5±9.6	51.5±10	11.5±6.25	40±8.1
Mac-Thiong et al. 2011	709 (0.5)	36.8±14.3 (18-81)	-	-	-	52.6±10.4 (31.7-73.5)	13.0±6.8 (-0.6-26.7)	39.6±7.9 (23.7-55.4)
Zhu et al. 2014	260 (0.4)	34.3±12.6 (20-56)	-	27.8±11.4 (14.2-57.2)	48.2±9.6 (18.5-72.3)	44.6±11.2 (27.2-79.3)	11.2±7.8 (-9.3-29.2)	32.5±6.5 (5.2-54.4)
Endo et al. 2014	86 (0.56)	35.9±11.1 (23-59)	8.45±25.7 (-40-67)	27.5±9.6 (9-46)	43.4±14.6 (8-68)	46.7±8.9 (33-72)	13.2±8.2 (-13-46)	34.6±7.8 (8-70)
Kim et al. 2014 (sujets jeunes)	184 (1.0)	21.2 (19-28)	-0.7±2.4	21.1±7.8	52.2±9.2	46.5±7.7	9.9±6.5	46.5±7.7
Kim et al. 2014 (sujets âgés)	158 (1.0)	63.8 (53-79)	-0.3±2.7	30.1±8.6	57.3±8.8	48.2±8.5	11.3±6.4	36.8±6.7
Asai et al. 2017	1461 (0.32)	65.5±12.9 (19-94)	10.9±42.7	37.6±12.1	45.45±13.58	50.1±10.5	18.3±9.0	-

Basé sur l'observation qu'il existe des profils sagittaux caractéristiques, conséquences de l'orientation du bassin, du sacrum, et de la jonction lombo-sacrée, un système de classification a été présenté par Roussouly et al. en 2005. Ce système de classification a été établi à partir des corrélations entre les paramètres pelviens et lombaires sur une étude menée à partir de 160 individus sains. Dans cette étude, quatre paramètres spino-pelviens ont été pris en compte : l'incidence pelvienne, la pente sacrée, la position de l'apex de la lordose lombaire, le point d'inflexion entre la lordose lombaire et la cyphose thoracique. Quatre types de dos ont alors été différenciés :

- Le type I qui a une faible incidence pelvienne et une faible pente sacrée avec une lordose lombaire caudale courte et une cyphose thoraco-lombaire allongée.
- Le type II qui se caractérise également par une faible incidence pelvienne et pente sacrée avec un dos plat.
- Le type III qui a une incidence pelvienne et une pente sacrée normale avec une lordose lombaire et une cyphose thoracique équilibrées.

- Le type IV qui a une forte incidence pelvienne et une forte pente sacrée avec une lordose lombaire et une cyphose thoracique prononcées.

Sur la base d'une nouvelle étude menée auprès de 296 volontaires asymptotiques, la classification de Roussouly a été vérifiée quant à l'intégralité et la précision de la classification (Laouissat et al., 2018). Un nouveau type "antéversé de type III", un sous-groupe de type 3, a été proposé. Ce type a des caractéristiques importantes du type III mais avec une incidence pelvienne faible, ce qui est en fait une caractéristique du type I ou II. Ainsi, le nouveau classement de Roussouly se compose de cinq types au total. La Figure 15 propose une illustration de la classification des cinq types de dos définis par Roussouly.

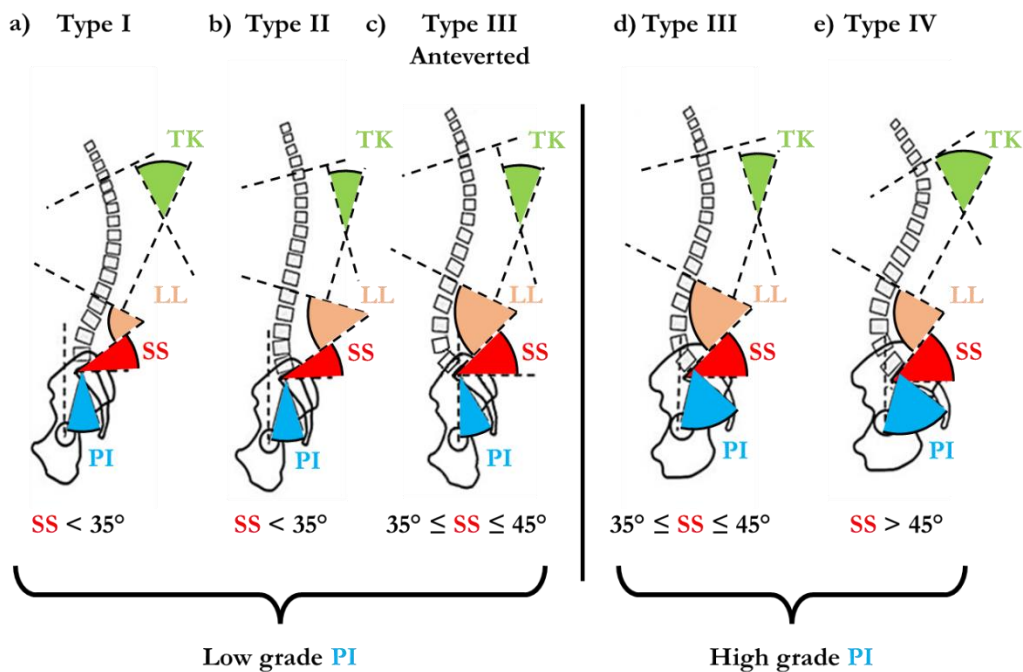


Figure 15 : Classification des types de dos selon Roussouly. (a) Le type I est caractérisé par une faible PI, une faible SS, une courte lordose lombaire, ainsi que d'une longue cyphose thoracique. (b) Le type II a une faible PI, une faible SS avec une TK et une LL faiblement prononcées. (c) Le type III antéversé a une SS modérée et une faible PI. La LL et la TK sont harmonieuses, comparables au type III. (d) Type III est caractérisé par une PI et une SS modérées, ainsi que d'une LL et une TK harmonieuses. (e) Le type IV a une PI et une SS élevées. La LL et la TK sont prononcées. PI : Incidence pelvienne, SS : pente sacrée, LL : lordose lombaire, TK : cyphose thoracique. Image extraite et adaptée de (Roussouly and Pinheiro-Franco, 2011).

### 1.2.3.5 Modifications sagittales rachidiennes liées au vieillissement

Le processus de vieillissement se produit dans tous les tissus humains (Benoist, 2003). Il est souvent difficile de distinguer le processus de vieillissement et des changements dégénératifs (Garfin et al., 1996).

Le processus de vieillissement des tissus peut être causé par des facteurs génétiques et des forces mécaniques élevées au cours de la vie. Le processus commence par des changements biochimiques mineurs, suivis de problèmes microstructuraux et macrostructuraux (Papadakis, 2011).

Dans la colonne vertébrale, deux processus simultanés mais indépendants ont lieu avec l'âge. D'une part, la densité de la minéralisation osseuse diminue et d'autre part, des changements dégénératifs se produisent au niveau des articulations.

Vont être décrits tour à tour dans la suite de ce document, les changements observés dans les différentes composantes anatomiques, suivis par les changements dans la posture sagittale.

### Disque intervertébral :

Le processus dégénératif commence souvent dans le disque intervertébral. Dans les disques intervertébraux, le noyau et l'anneau forment une unité fonctionnelle dont le fonctionnement dépend de la fiabilité du fonctionnement des deux composants. Si la pression dans le disque diminue ou si l'intégrité et la structure de l'anneau sont interrompues, les propriétés mécaniques du disque entier diminuent (Kapandji, 2002). La dégénérescence commence lorsque l'un de ces deux mécanismes ne remplit plus sa fonction.

Au niveau microscopique, le processus de vieillissement commence par une perte d'eau et de glycoprotéines, une perturbation de la structure des fibres, une augmentation des enzymes protéolytiques (Ishihara et al., 1996). Cette altération du métabolisme des disques intervertébraux est due à l'âge et aux conditions génétiques de base.

Ces changements entraînent des changements macroscopiques. La diminution de la quantité d'eau entraîne une perte de hauteur du disque intervertébral (Ferguson and Steffen, 2003). Le nucleus est enrichi de fibres de collagène et la délimitation de l'annulus disparaît avec la dégénérescence jusqu'au point d'être méconnaissable (Papadakis, 2011).

### Facettes articulaires

Le processus de vieillissement des facettes articulaires est initié après la dégénérescence des disques intervertébraux (Butler et al., 1990). Dans une colonne vertébrale saine, les disques intervertébraux supportent la charge principale, mais les forces se déplacent de plus en plus vers les articulations des facettes dans le cas des disques intervertébraux dégénérés. Ces forces supplémentaires peuvent favoriser le développement de l'arthrose dans les articulations des facettes (Benoist, 2003).

### Système ligamentaire et musculaire

Comme déjà décrit dans le chapitre 2.2.2.6, les ligaments limitent le mouvement de la colonne vertébrale. Avec le vieillissement, la quantité d'élastine dans le collagène diminue et la réticulation entre les fibres entraîne une diminution de l'élasticité (Panjabi et al., 1982). Les muscles vieillissent en raison de la dégénérescence des graisses (Papadakis, 2011). Aux points d'attache à l'os, les tendons s'usent de la même manière que les ligaments et les ostéophytes se développent, cela réduit, d'une part, la force générée par les muscles et d'autre part la direction de l'effet de la force qui peut être amenée à changer.

### Vertèbres

Avec l'âge, la densité osseuse diminue. La résistance mécanique des vertèbres est déterminée par leur microstructure, qui est directement liée à la densité minérale (Singer et al., 1995). Il existe une relation exponentielle entre la densité et la résistance à la compression, ce qui signifie qu'une petite réduction de la première entraîne un changement important de la résistance à la compression, cela peut entraîner des fractures, même dans les activités quotidiennes.

### Posture et mécanismes de compensation

Les changements liés à l'âge dans les composantes individuelles de la colonne vertébrale peuvent affecter la posture de la personne. Plusieurs études prospectives ont examinées les paramètres spino-pelviens chez les personnes âgées (Asai et al., 2017; Kim et al., 2014; Mac-Thiong et al., 2011; Zhu et al., 2014). Aucune influence de l'âge sur les paramètres pelviens n'a été observée. Toutes les études ont observé une augmentation significative de la cyphose dorsale avec l'âge mais aucun consensus n'a pu être fait quant à la lordose lombaire. Certains auteurs observent une diminution de la lordose lombaire chez les personnes âgées (Asai et al., 2017) alors que d'autres observent une augmentation de celle-ci (Kim et al., 2014).

Comme déjà décrit ci-dessus, une dégénérescence des disques intervertébraux se produit pendant le processus de vieillissement, ce qui est associé à une diminution de la lordose lombaire et à une augmentation de la cyphose thoracique. Ce processus est souligné par les conclusions émises lors des études comparatives sur des populations dites « jeune » et « âgée » (Asai et al., 2017; Kim et al., 2014; Mac-Thiong et al., 2011; Zhu et al., 2014).

La dégénérescence des disques intervertébraux provoque une inclinaison du torse vers l'avant. Ainsi, l'activité musculaire devrait être augmentée pour maintenir l'équilibre sagittal. Cependant, le corps utilise des mesures de compensation pour minimiser la dépense énergétique. Ces mesures de

compensation consistent à faire repasser la ligne de gravité, déplacée en antérieur par le processus de vieillissement, par les pieds. Si les mécanismes de compensation sont efficaces et permettent une posture et une marche sans symptômes, cette condition est appelée "déséquilibre sagittal compensé". Dans cet état, une perte de lordose lombaire et de cyphose thoracique peut se manifester. Dans la plupart des cas, la correction chirurgicale de ce déséquilibre sagittal compensé n'est pas nécessaire.

Une des mesures de compensation efficace est la rétroversion du bassin. Lorsque le bassin tourne vers l'arrière, le SS diminue, le PT augmente et donc la ligne de gravité se déplace vers l'arrière (réduction du paramètre SVA). Ce processus est observé chez la plupart des personnes âgées, même asymptotiques. Cependant, les personnes ayant un PI faible ont peu de marge de manœuvre car leur articulation de la hanche est déjà dès le début en extension.

Si le déséquilibre sagittal continue d'augmenter mais la réversion pelvienne ne permet plus de compenser le déséquilibre, d'autres mécanismes sont utilisés. Dans les segments non dégénérés, la colonne lombaire pourrait se transformer en hyper extension et dans certains cas même en rétrolisthésis. Cependant, ces mécanismes peuvent provoquer des symptômes qui surviennent lorsque les éléments postérieurs sont surchargés, ou des sténoses dans le canal lombaire. Chez les sujets jeunes présentant une colonne vertébrale flexible, la cyphose peut diminuer, entraînant un dos plat comparable au type II de la classification selon Roussouly. Une illustration des mécanismes de compensation est proposée au travers de la Figure 16.

Dans les cas sévères, les membres inférieurs participent également aux mécanismes de la compensation (Figure 17). Beaucoup de sujets âgés adoptent des postures avec les genoux fléchis, cette position offre plus de flexibilité pour ajuster la position du bassin. Cette mesure est très efficace pour compenser la faible lordose ou la forte cyphose, cependant, cette posture nécessite l'activation des quadriceps ainsi que du grand et moyen fessier, ce qui peut être très fatigant à long terme et affecter la marche.

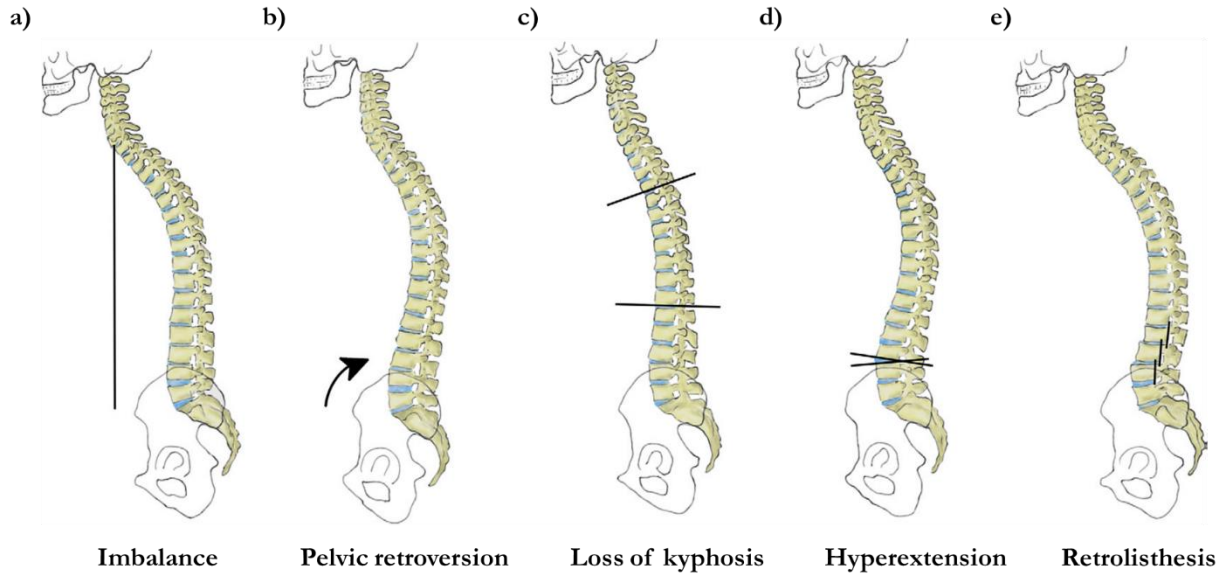


Figure 16 : Méthodes de compensation du déséquilibre sagittal. (a) Sujet déséquilibré dans le plan sagittal. (b) Compensation par rétroversion pelvienne. (c) Compensation par diminution de la cyphose thoracique chez des sujets avec un rachis flexible. (d) Compensation par hyper extension de la lordose lombaire. (e) Compensation par rétrolisthésis (déplacement postérieur des vertèbres). Image extraite et adaptée de (Ottardi et al., 2018).

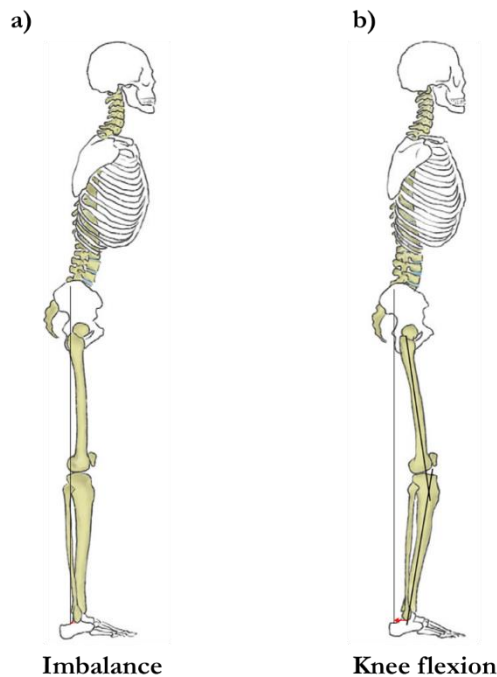


Figure 17 : Illustration du mécanisme de compensation de déséquilibre sagittal par flexion des genoux. (a) Sujet déséquilibré dans le plan sagittal. (b) Sujet avec un déséquilibre sagittal compensé suite à une compensation par flexion des genoux. Image extraite et adaptée de (Ottardi et al., 2018).

### *1.2.3.6 Conclusion*

L'anatomie fonctionnelle du rachis incluant les possibilités de mouvement de la colonne vertébrale, l'extension, la flexion, l'inclinaison latérale, ainsi que la torsion axiale ont été présentées dans cette partie du document. Les différences de mobilité dans les parties de la colonne vertébrale (cervicale, thoracique et lombaire) ont été constatées. Par la suite, l'équilibre de la colonne vertébrale dans le plan sagittal a été discuté. Pour la description de cet équilibre, les paramètres spinaux-pelviens ont été introduits. A partir des études prospectives réalisées par différents auteurs, les valeurs « normales » des paramètres de la population adulte ont été synthétisées et une chaîne de corrélations entre les paramètres reliant la tête au bassin a été présentée. Enfin, le processus de vieillissement des composantes du rachis et son effet sur la posture ont été expliqués. Tous ces éléments sont importants pour la compréhension des pathologies dégénératives qui sont décrites plus en détail dans la suite de ce document.

### 1.2.4 Pathologies dégénératives du rachis

#### *1.2.4.1 Introduction*

Différentes pathologies peuvent survenir dans la colonne vertébrale. Parmi les lésions dégénératives on peut les subdiviser en différentes catégories :

- Les discopathies dégénératives ;
- L'arthrose articulaire postérieure;
- Le spondylolisthésis dégénératif ;
- Les sténoses du canal rachidien ;
- Les déformations de la colonne vertébrale, parmi lesquelles on retrouve les scoliose lombaires dégénératives et les troubles de l'équilibre sagittal.

Précédemment nous avons énuméré les processus dégénératifs qui se produisent dans les diverses composantes de la colonne vertébrale. Quelques exemples des pathologies dégénératives qui en résultent sont présentés ci-après. À la suite de cette présentation, l'accent sera mis sur la scoliose chez l'adulte, car c'est la composante principale de ce travail de thèse, quelques statistiques, les techniques de correction existantes et les complications post-opératoires pouvant survenir seront également exposés.



### Dégénérescence discale

La dégénérescence discale est un processus d'usure des disques intervertébraux qui se produit principalement dans les régions cervicale et lombaire. Dans la plupart des cas, le processus dégénératif commence dans le noyau pulpeux. Comme déjà décrit, le disque intervertébral perd du liquide et donc de la hauteur au cours de la vie. La diminution d'espace entre deux vertèbres peut être un stimulus pour d'autres processus de dégénération secondaire, situé dans d'autres composantes de la colonne vertébrale, comme l'hypertrophie du ligament jaune, la sténose du canal rachidien ou l'arthrose des facettes articulaires (Kushchayev et al., 2018). Les symptômes typiques de la dégénérescence des disques intervertébraux sont des douleurs dorsales ou lombaires qui peuvent être aggravées par des tensions musculaires. Il existe aussi le risque d'une hernie discale, dans laquelle le disque émerge entre les corps vertébraux.

### Spondylose

La spondylose survient principalement dans la colonne cervicale et la colonne lombaire et sont des conséquences secondaires de la dégénérescence des disques intervertébraux. Une flexibilité plus importante entre les corps vertébraux et l'apparition de contraintes mécaniques inégalement réparties dans l'anneau fibreux et au bord des corps vertébraux peuvent entraîner une croissance osseuse accrue. Par conséquent, les corps vertébraux développent des dentelures, également appelées spondylophytes, sur les bords qui peuvent entraver la mobilité normale de la colonne vertébrale. La spondylose peut entraîner des douleurs vertébrales, des tensions et une mobilité réduite. Radiologiquement elle se manifeste sous forme d'ossifications intersomatiques.

### Spondylolisthésis dégénératif

Les faiblesses structurelles de l'anneau fibreux provoquées par la dégénérescence discale peuvent faire en sorte que le disque intervertébral ne soit plus capable de maintenir l'alignement anatomique de la colonne vertébrale (Kushchayev et al., 2018). Elle s'accompagne d'une arthrose avec sagittalisation des facettes articulaires. Cette instabilité peut entraîner un spondylolisthésis, qui se manifeste par un glissement d'une vertèbre hors de sa position d'origine. Cette pathologie survient le plus souvent dans la colonne lombaire en L4-L5.

### Sténose du canal rachidien

La sténose du canal rachidien est une réduction de la taille du canal rachidien par lequel passent les racines de la queue de cheval. Cette réduction du diamètre peut entraîner une compression nerveuse, causant douleur aux membres inférieurs et des difficultés à la marche (claudication intermittente

neurogène). Une des causes possibles quant à l'apparition de cette sténose du canal rachidien pourrait être un disque intervertébral dégénéré qui appuie sur les nerfs par son renflement. D'autres causes pourraient être l'hypertrophie de l'articulation ou du ligamentum flavum, ainsi que le spondylolisthésis.

### *1.2.4.2 La scoliose lombaire dégénérative*

Les scolioses sont des déformations tridimensionnelles de la colonne vertébrale. Leur incidence augmente dans la population vieillissante. Elles sont définies comme une maladie lorsque l'un des angles de la déformation principale, l'angle de Cobb, est supérieur à 10°.

La scoliose peut se développer à différents moments de la vie. Pendant la croissance, la forme la plus fréquente est la scoliose idiopathique adolescente. Parmi les scolioses de l'adulte on compte :

- Les scolioses idiopathiques de l'adolescent qui ont vieilli après la fin de croissance,
- Les scolioses de novo qui apparaissent par dislocation rotatoire lombaire,
- Les scolioses lombaires dégénératives.

Les scolioses de l'enfant (early onset scoliosis) et les scolioses de l'adolescent surviennent pendant la phase de croissance, tandis que la scoliose de l'adulte se développe après la maturité squelettique. Les scolioses de l'adulte peuvent résulter de scolioses idiopathiques. Elles peuvent aussi apparaître à l'âge adulte. Ces dernières sont également appelées "scoliose de novo" et se développent généralement après l'âge de 40 ans ou scolioses dégénératives lorsqu'elles se développent plus tard. Les scolioses peuvent avoir une grande influence sur la qualité de vie. Les plaintes les plus courantes comprennent la douleur, le handicap, les restrictions d'activité, les déformations esthétiques et les difficultés respiratoires.

### *1.2.4.3 Statistique épidémiologique*

D'après une étude publiée en 1988 sur une population de 3 210 étudiantes de type caucasien, près de 12 % des sujets étudiés ont montré une déviation latérale de la colonne vertébrale (Francis, 1988). Si l'on ne prend en compte que les personnes âgées, aux Etats Unis, Schwab et al. (2005) a rapporté une prévalence de 68% de la scoliose chez les patients de plus de 60 ans. Egalement aux Etats-Unis une prévalence de la scoliose thoracique de 12.7% a été observée par Chen et al. (2016).

L'équipe de Urrutia a constaté une prévalence de la scoliose thoracique de 12.7% chez des patients âgés entre 55 et 64 ans (Urrutia et al., 2014) et une prévalence de la scoliose lombaire de 12.9% chez les femmes ménopausées âgées de 50 ans et plus (Urrutia et al., 2011). La majorité des patients ont au

moins 60 ans (Ailon et al., 2015; Schwab et al., 2005). Avec l'augmentation de l'espérance de vie, le nombre de patients augmente également (Schwab et al., 2013). L'âge moyen de la première visite chez le médecin due à une scoliose dégénérative est d'environ 70 ans (Silva and Lenke, 2010). La proportion de femmes semble plus élevée (Fu et al., 2011; Hong et al., 2010; Weinstein et al., 2003). La scoliose dégénérative survient le plus souvent dans la région lombaire et plus rarement dans la région thoracique ou thoraco-lombaire (Schwab et al., 2005).

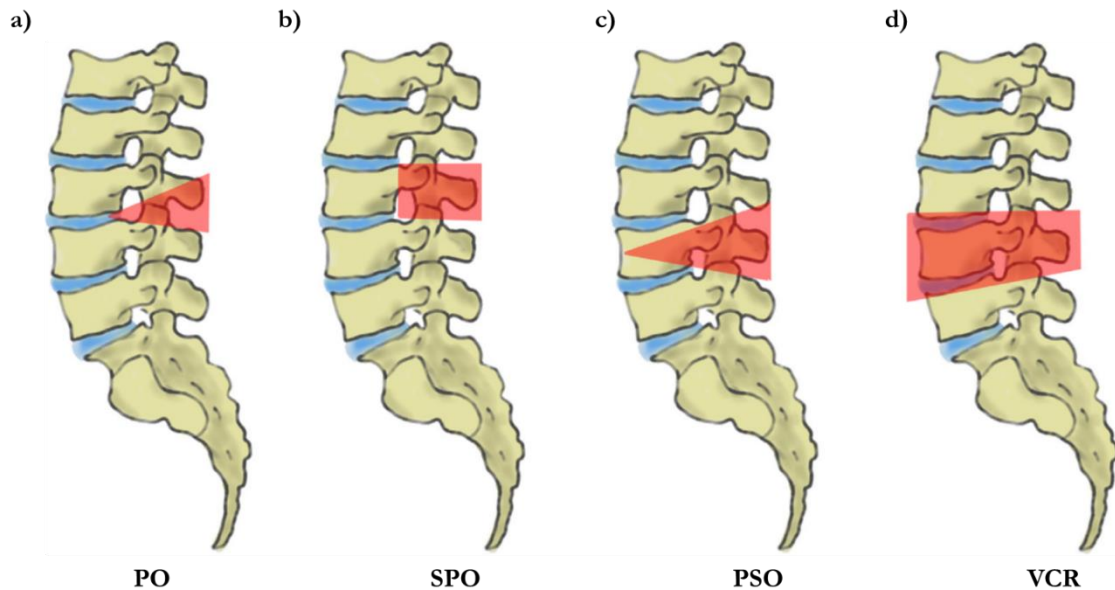
#### *1.2.4.4 Les techniques de correction de la scoliose dégénérative*

Comme déjà mentionné, les scoliozes sont associées à une diminution de la qualité de vie, qui peut cependant être améliorée par des interventions chirurgicales. La correction chirurgicale du déséquilibre sagittal est réalisée à l'aide d'une instrumentation postérieure qui consiste en la mise en place de vis pédiculaires fixées dans les vertèbres et reliées entre elles par des tiges. Si la colonne vertébrale est suffisamment souple, l'instrumentation avec décompression des sections dégénérées devrait être suffisante. En cas de colonne vertébrale raide, des ostéotomies, c'est-à-dire des coupes vertébrales, sont nécessaires pour la correction. Une planification chirurgicale approfondie est nécessaire pour choisir une technique chirurgicale appropriée.

Selon le type de scoliose ainsi que l'âge et la condition du patient, diverses techniques chirurgicales peuvent être utilisées. Les quatre techniques chirurgicales les plus courantes sont décrites ci-dessous et illustrées en Figure 18:

- L'ostéotomie par Ponte (PO) consiste en une résection des facettes supérieures et inférieures de l'unité fonctionnelle pour la correction d'alignement. Des corrections de 5 jusqu'à 15° sont possibles.
- L'ostéotomie par Smith-Peterson (SPO) est similaire de l'ostéotomie par Ponte, mais avec une facettectomie partielle de la vertèbre supérieure de l'unité fonctionnelle. Elle permet des corrections jusqu'à 15°.
- Pour l'ostéotomie de soustraction pédiculaire (PSO), ou ostéotomie transpédiculaire (OTP), une résection de la vertèbre en forme de coin est nécessaire. Il s'agit de l'ostéotomie la plus utilisée pour les corrections des déséquilibres sagittaux raides avec une capacité de correction jusqu'à 35°.

- La résection de la colonne vertébrale (VCR), qui consiste en l'ablation complète de la vertèbre, est réservée aux cas particuliers de déformations sagittales dues à l'instabilité et au risque nerveux qui en résulte. Cette technique permet des corrections jusqu'à 60°.



#### 1.2.4.5 Complications post-opératoires

Après une intervention chirurgicale, diverses complications peuvent survenir. Les complications sont un état qui résulte directement ou indirectement d'une intervention chirurgicale qui a modifié le rétablissement anticipé du patient. On distingue des complications initiales et les complications tardives. Les complications initiales après une chirurgie de la scoliose chez l'adulte sont les suivantes :

- Lésions neurologiques
- Durotomies
- Infections de la zone opératoire
- Hématomes

Les complications tardives comprennent les complications identifiées par radiographie et les complications liées aux implants. Les complications liées à l'implant comprennent le désalignement, le déplacement, la fracture d'implant, ainsi que la douleur. Les complications identifiées par radiographie

comprennent les fractures, les pseudarthroses, la dégénérescence du segment adjacent ou le désalignement sagittal.

Une étude prospective effectuée par Smith et al. en 2014 sur 200 patients montre une rupture des tiges d'ostéosynthèse chez 18 patients (9%). La survenue moyenne de rupture est après 14,7 mois. Les détails concernant les ruptures des tiges et leurs localisations sont montrés en Figure 19. A l'exception de la rupture no. 6, les tiges ont tendance à casser au niveau du segment sectionné dans le cas d'une PSO. Pour les opérations sans ostéotomies, les ruptures des tiges sont observées dans la partie inférieure de l'instrumentation.

Dans une autre étude réalisée par Soroceanu et al. en 2015 portant sur 246 patients avec une scoliose adulte présentant des déformations supérieures à 20°, 14 % des complications liées aux implants ont été trouvées dont la moitié impliquait la rupture de tige.

Dans une étude réalisée par Smith et al. en 2016 sur 291 patients, les complications identifiées par radiographie et les complications liées aux implants figuraient parmi les raisons les plus importantes de ré opération. Dans 13,7 % des cas, une rupture de tige a été observée après 2 ans. La plupart des fractures de tige ont été observées chez des patients avec une PSO.

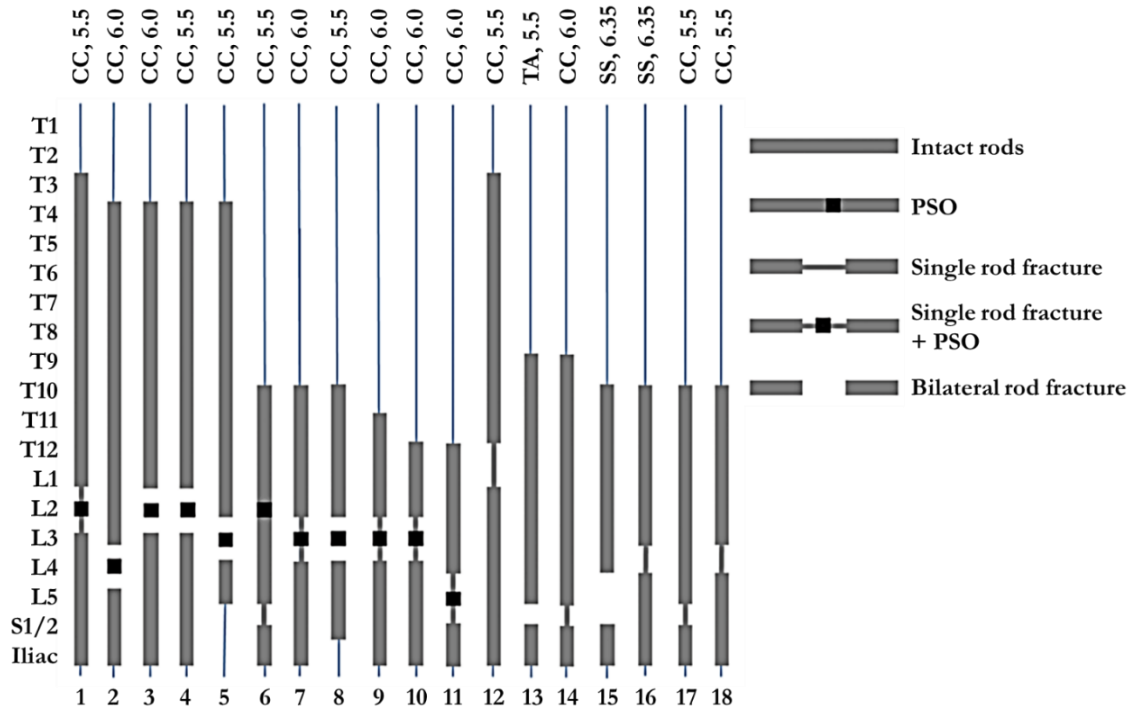


Figure 19 : Illustration du matériel, du diamètre, ainsi que le niveau de rupture des tiges chez 18 adultes traités chirurgicalement pour une scoliose adulte. Image extraite et adaptée de (Smith et al., 2014).

### 1.2.4.6 Conclusions

Les différentes pathologies dégénératives viennent d'être décrites avec un accent particulier mis sur la scoliose adulte et les différentes techniques de correction chirurgicale. Des études de suivi post-opératoires sur des patients suite à une correction chirurgicale de la scoliose ont montré que les complications associées aux implants sont fréquentes.

### 1.2.5 Conclusion de la revue bibliographique

Cette étude bibliographique sur l'anatomie et les pathologies dégénératives a permis, d'une part, d'initier les lecteurs qui ne sont pas familiers avec le sujet et, d'autre part, de donner un aperçu des complications pouvant survenir lors de la rupture des tiges chez les patients suite à une correction chirurgicale.

La première partie a introduit les termes techniques et anatomiques nécessaires à la compréhension du sujet. La deuxième partie a présenté les paramètres spino-pelviens et leur rapport avec l'alignement sagittal. Dans la même section, les processus de vieillissement et leurs effets sur la posture ont également été décrits.

A la suite de ce processus de vieillissement, des pathologies dégénératives ont été présentées. La scoliose dégénérative a été particulièrement étudiée car elle est au centre de ce travail de thèse. La correction chirurgicale de l'équilibre sagittal entraîne diverses complications, parmi lesquelles les fractures de tiges qui jouent un rôle central, surtout à long terme.

Des études de suivi de patients ont montré que des différentes techniques chirurgicales utilisées ont une influence sur le risque de fracture de la tige au cours du temps.

Une étude biomécanique est nécessaire pour mieux comprendre les processus conduisant aux ruptures de ces tiges.

Nous allons présenter dans ce qui suit les principales études expérimentales de la colonne vertébrale saine présentes dans la littérature permettant de caractériser certains paramètres mécaniques de celle-ci sous diverses sollicitations.

### 1.3 Etudes expérimentales sur le rachis « sain »

#### 1.3.1 Introduction

Ce chapitre présente les résultats d'études expérimentales du rachis lombaire et thoracique publiées dans la littérature. Il existe un grand nombre de travaux mais seules certaines études spécifiques, pertinentes pour la suite de ce travail, sont rapportées dans ce qui suit. La sélection de ces études s'est faite en regard des expériences communément utilisées par les numériciens afin de valider le comportement des modèles par éléments finis (MEF) développés. Dans le processus de validation, les paramètres des modèles sont comparés aux résultats expérimentaux pour évaluer la biofidélité de ceux-ci. Les modèles de la colonne vertébrale sont généralement validés en regards des paramètres ROM, pression intradiscale et forces dans les facettes articulaires mesurés expérimentalement. D'une manière originale, il existe aussi la possibilité de valider les MEF de la colonne en utilisant l'analyse modale, validation en termes de déformées modales et de fréquences de résonances. Les différentes expériences disponibles dans la littérature seront présentées ci-après de façon chronologique en commençant par les expérimentations *in vitro* puis suivront les résultats des expérimentations *in vivo*.

#### 1.3.2 Etudes *in vitro*

Les essais *in vitro* constituent l'un des principaux piliers de la recherche en biomécanique. Ils permettent de mesurer des propriétés physiques de la colonne vertébrale qui ne peuvent pas être accessibles par des essais *in-vivo*. Ces données sont essentielles pour la validation des modèles numériques en termes de biofidélité. Contrairement aux études *in vivo*, toutes les sollicitations sont déterminées et contrôlées, et une grande précision de mesure est réalisée. Les essais *in vitro* sont basés sur des tests mécaniques, sur pièces anatomiques fraîches ou congelées, d'un ou plusieurs segments du rachis prélevés sur des donneurs humains.

Les pièces anatomiques sont testées sur des bancs d'essai spécialement conçus à cet effet. La Figure 20 propose un exemple de banc d'essai conçu par l'Université d'Ulm. Les spécimens peuvent être sollicités lors d'essais selon deux modes de chargement, en compression ou en flexion, réalisés dans les plans anatomiques. Pour le mode de chargement par flexion, la vertèbre inférieure du spécimen est encastrée et des moments purs sont appliqués à la vertèbre supérieure pour simuler l'extension, la flexion, l'inflexion latérale, ainsi que la torsion axiale. Des traceurs sont fixés sur chacune des vertèbres permettant de mesurer la rotation de celle-ci au cours des expérimentations. Lorsque la sollicitation est de type application de moments purs, le moment appliqué est constant sur l'ensemble du spécimen

testé. Cette procédure d'essai est devenue un consensus lorsqu'il s'agit de faire des essais correspondant à des méthodes chirurgicales et l'évaluation d'implants rachidiens. Généralement, des moments de 7.5 N.m, de 5.0 N.m et de 2.5 N.m sont appliqués pour évaluer la région lombaire, thoracique et cervicale, respectivement.

Une limite de cette méthode d'essai réside dans le fait qu'aucune force compressive provoquée par la masse du tronc et du système musculaire n'est prise en compte. Une option afin de pallier à cette limite serait l'utilisation de charges compressives. Cependant, l'utilisation de simples forces axiales conduit à un flambement des pièces anatomiques longues. Dans la partie lombaire, une force de 100 N est capable de faire fléchir le spécimen (Patwardhan et al., 1999).

Pour résoudre ce problème, Patwardhan et al. ont introduit en 1999 le concept de « Follower load » (FL), qui est illustré au travers de la Figure 21. Il s'agit d'une force compressive appliquée à la vertèbre supérieure qui suit l'orientation de la colonne vertébrale passant par les centres de rotation de chaque segment. Ainsi, les forces de cisaillement et les moments internes sont réduits au minimum. Ce concept peut être combiné avec des moments purs afin de simuler des charges physiologiques sur la colonne vertébrale, charges provoquées par le système musculaire.

Les études in vitro les plus importantes sont rapportées ci-après et synthétisées dans le Tableau 2.

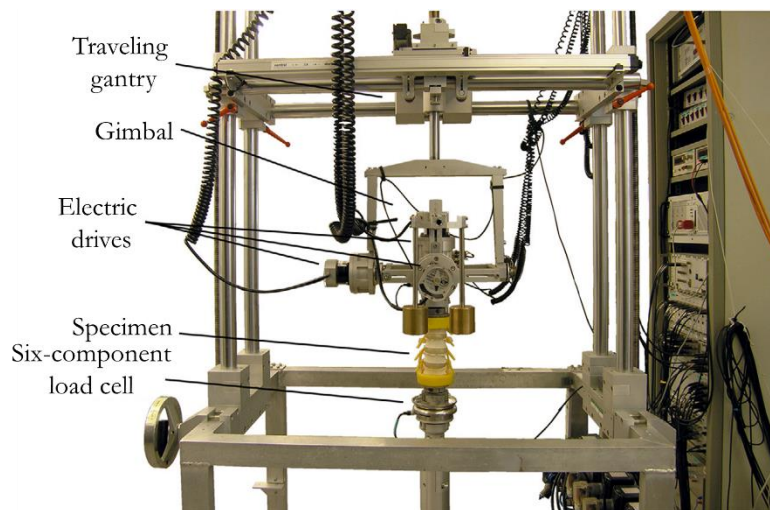


Figure 20 : Le banc d'essai de l'université d'Ulm est constitué d'un portique mobile, d'un support de suspension, de moteurs électriques et d'une cellule de charge. Image extraite et adaptée de (Galbusera et al., 2018)

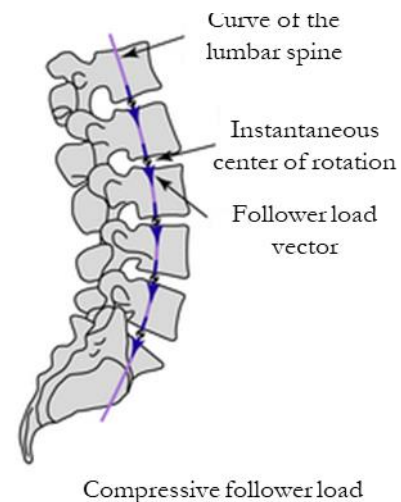


Figure 21 : Illustration d'un « Follower load ». La force compressive suit l'alignement de la colonne, passant par les centres de rotation de chaque segment.



La première étude systématique visant à mesurer les propriétés de charge-déplacement de la colonne lombaire a été réalisée par Markolf en 1972. Néanmoins, la première grande contribution a été apportée plus tard par Panjabi et al. au travers de deux études (Panjabi et al., 1994; Yamamoto et al., 1989). Le but de ces études était de déterminer les caractéristiques et amplitudes du mouvement de chaque segment de la colonne lombaire (L1-S1). Dans le cadre de ces deux études, dix puis neuf cadavres de donneurs masculins, d'âge compris entre 25 et 63 ans pour la première étude et entre 35 et 62 ans pour la deuxième, ont été testés. La vertèbre inférieure du segment testé a été encastrée lors de ces études et la vertèbre supérieure a été sollicitée par des moments purs allant jusqu'à 10 N.m par paliers de 2.5 N.m selon les trois axes principaux, entraînant des mouvements de flexion-extension, d'inflexion latérale et de torsion axiale. Les résultats de ces études ont montré qu'en flexion et extension, les segments L4-L5 et L5-S1 sont plus mobiles que les segments supérieurs de la colonne lombaire. Un ROM maximal de 10° a été mesuré au niveau du L5-S1 pour une sollicitation de 10 N.m en flexion. Par contre, en torsion axiale, le segment L5-S1 est le moins mobile de toute la colonne lombaire avec un ROM de 1.3° pour une sollicitation de 10 N.m. En inflexion latérale, les amplitudes de mouvement sont similaires sur toute la colonne lombaire sauf pour la partie supérieure (L1-L2 et L2-L3). Pour toutes les sollicitations, les courbes de force-déplacement ont montrées un comportement non-linéaire variant en fonction du segment étudié.

Dans une étude réalisée en 1991, Brinkmann et Grootenboer ont examiné les disques intervertébraux après une discectomie partielle sur des unités fonctionnelles provenant de 15 cadavres (20-40 ans). Le changement de la hauteur du disque, de la cambrure radiale, ainsi que de la pression intradiscale après le retrait de la masse du disque ont été mesurés. Tout d'abord, les éléments postérieurs ont été enlevés des unités fonctionnelles de telle sorte que seuls les deux corps vertébraux et le disque intervertébral entre eux étaient présents. Par la suite, les spécimens ont été chargés axialement avec 300 N, 1000 N et 2000 N sur le corps vertébral supérieur. Pour la discectomie d'abord 1g, 2g puis 3g de masse de disque intervertébral ont été enlevés. Après chaque extraction, l'essai a été répété et les changements dans les paramètres étudiés ont été mesurés. Pour un disque intact, les pressions mesurées étaient comprises entre 0.2 et 0.64 MPa à 300 N, entre 0.61 et 1.47 MPa à 1000 N et entre 1.30 et 2.82 N à 2000 N. En général, on peut dire qu'avec l'ablation de 1g de tissu discal, la hauteur diminue de 0,8mm et la cambrure augmente de 0,2mm.

En 2001, Rohlmann et al. ont effectué des études sur pièces anatomiques de 10 colonnes lombaires provenant de cadavres dont l'âge moyen était de 46 ans (18-74 ans). Le protocole expérimental était

similaire à celui proposé par Yamamoto et al. en 1989 à l'exception de l'ajout d'un FL de 280 N. Cette étude avait pour but de mesurer les rotations des vertèbres et les pressions intradiscales pour des moments purs imposés de 3.75 N.m et 7.5 N.m dans les trois directions principales sans et avec le FL. Cette étude a montré que le FL a peu d'impact sur les ROM en flexion-extension et en inclinaison latérale. Cependant, une réduction de 31 % de ROM a été observée pour la torsion axiale. La pression intradiscale, quant à elle, s'est vue augmentée passant de 0.1 MPa à 0.25 MPa avec l'application du FL. Cette valeur correspond à la double pression intradiscale d'une personne allongée.

Wilson et al. ont publié en 2006 une étude expérimentale sur quatre colonnes lombaires de cadavres âgés en moyenne de 76 ans. Le but de l'étude était de mesurer les forces dans les articulations des facettes à l'aide d'un capteur de pression à transducteur électro résistif. La répétabilité et la précision du capteur, ainsi que l'influence du protocole de la calibration sur les résultats ont été déterminées. Le protocole expérimental était similaire à celui de Panjabi et al. (2001) avec des moments purs appliqués de 7.5 N.m lors d'une flexion, extension et en rotation axiale. Les résultats de ces expérimentations ont montré que cette méthode de mesure de la force dans les facettes était répétable mais dépendait du protocole de calibrage utilisé. Les forces mesurées dans les facettes variaient de 55 à 110 N en torsion et de 10 à 50 N en extension.

L'étude de Guan et al. (2007) avait pour objectifs, d'une part, de fournir de nombreuses données expérimentales pour les faibles charges ( $< 4$  N.m) et, d'autre part, de comparer le comportement du segment L5-S1 avec les autres segments lombaires. Pour cette étude, des spécimens venant de 10 cadavres ont été utilisés (âge moyen 50.6 ans, 27-68). Des moments jusqu'à 4 N.m ont alors été appliqués par incréments de 0.5 N.m en flexion, extension, ainsi qu'en inclinaison latérale. Les résultats expérimentaux ont montré que le segment L5-S1 présentait une amplitude de mouvement plus importante que celles des autres segments lombaires en flexion et extension. Le ROM moyen enregistré avec une charge de 4 N.m était de  $7.37 \pm 3.69^\circ$  pour le segment L5-S1 et de  $2.42 \pm 0.9^\circ$  pour le segment L1-L2. En termes d'inclinaison latérale, aucune différence significative n'a été constatée entre les segments.

En 2007, deux études ont été publiées par Heuer et al. sur le segment L4-L5 (Heuer et al., 2007b, 2007a). Huit pièces anatomiques de colonnes lombaires provenant de cadavres d'âge moyen de 52 ans (38-59) ont été examinées. Le but de cette étude était d'analyser la contribution des structures anatomiques (système ligamentaire, facettes articulaires et composants du disque) d'une unité fonctionnelle vertébrale sur sa réponse cinématique. L'unité fonctionnelle intacte L4-L5 s'est vu

successivement retirer des structures fonctionnelles et charger à chaque étape avec cinq intensités de moments purs (1.0 N.m, 2.5 N.m, 5.0 N.m, 7.5 N.m et 10 N.m) dans les trois directions principales. Les résultats obtenus ont été donnés en termes de ROM et de pression intradiscale mesurés après chaque étape de résection. Par exemple, pour une sollicitation de 10 N.m en flexion, le segment intact L4-L5 présentait un ROM de 7.14° et une pression intradiscale de 0.35 MPa. Suite à la résection de tous les ligaments et du l'arc vertébral, le ROM et la pression sont passés à des valeurs de 13.35° et 0.5 MPa, respectivement. Ainsi, l'étude a permis de mieux comprendre la contribution de chaque composante individuelle à la biomécanique de la colonne vertébrale.

En 2008, Niosi et al. ont publié une étude expérimentale qui quantifie les effets d'un système dynamique de stabilisation postérieure sur les forces mesurées dans les facettes. La même méthode que celle introduit par Wilson et al. a été utilisée sur dix colonnes lombaires de cadavres dont l'âge moyen était de 77 ans (70-88). Les échantillons avec et sans instrumentation ont été chargés avec des moments purs en flexion-extension, inclinaison latérale et torsion axiale de 7.5 N.m et un FL de 600N. Les résultats ont montré que le système de stabilisation augmentait la force maximale dans les facettes pour la flexion (de 3 N à 22 N) et l'inflexion latérale (de 14 N à 24 N) mais qu'il n'avait pas d'effet sur la force maximale en extension et en rotation axiale. Des changements ont cependant été observés en flexion et en inclinaison latérale.

La même année, une autre étude concernant la mesure des forces dans les facettes articulaires a été publiée par Sawa and Crawford. Contrairement aux études précédentes, une nouvelle méthode de mesure par jauges de déformations a été présentée. L'avantage de cette méthode résidait dans le fait que les facettes restaient intactes, ne nécessitant pas d'être sectionnées pour la mesure. Des expérimentations ont alors été menées sur six colonnes lombaires provenant de cadavres d'âge moyen 58 ans (entre 40 et 82 ans). Les pièces anatomiques ont été sollicitées en termes de moments pur jusqu'à 7.5 N.m avec des incréments de 1.5 N.m et un FL de 400 N dans les trois directions principales. La conclusion de cette étude est que l'erreur de mesure de cette méthode est comparable à celle d'autres méthodes de mesure de la force dans les facettes. La plus grande force mesurée dans les facettes était de  $70.3 \pm 43.2$  N en torsion.

Les expériences in vitro sur la partie thoracique de la colonne vertébrale sont rares, car les recherches sur la colonne vertébrale se concentrent principalement sur la colonne cervicale et lombaire.

Récemment, deux études ont été publiées apportant un éclairage important sur la biomécanique de la colonne thoracique (Liebsch et al., 2017; Wilke et al., 2017).

La première étude a été publiée par Liebsch et al. en 2017 et examine l'ensemble de la colonne thoracique en utilisant des pièces anatomiques de six cadavres (âge moyen 56 ans, 50-65 ans). Le premier objectif de cette étude était de déterminer l'effet stabilisateur des différentes structures anatomiques de la cage thoracique (muscles intercostaux, sternum et articulation vertébrale des côtes) sur le segment thoracique. Le deuxième objectif était de déterminer les ROM des segments individuels lors d'une sollicitation la colonne thoracique entière avec et sans cage thoracique. Le troisième objectif était de déterminer l'influence de la cage thoracique sur les mouvements couplés. Les spécimens ont été chargés avec des moments purs de 2 N.m. La principale conclusion de cette étude est que les composants du thorax stabilisent notablement la colonne thoracique. Le thorax réduit la mobilité de la colonne vertébrale thoracique de 60 %, 58 % et 130 % en flexion-extension, inflexion latérale et torsion axiale, respectivement.

La deuxième étude a été publiée par Wilke et al. au cours de la même année. Contrairement à la première étude, qui portait sur la colonne thoracique entière, la présente étude porte sur les segments individuels. Le ROM et les zones neutres des segments ont été déterminés sur la base de 68 unités fonctionnelles provenant de 29 donneurs (âge moyen 57 ans, 40-80 ans). La vertèbre supérieure de chaque FSU était chargée avec des moments purs de 7.5 N.m dans les trois directions principales. Des différences entre les segments ont alors été trouvées. Par exemple, en flexion latérale, la région thoracique supérieure (T1- T7) présentait un ROM moyen compris entre 10° et 12°, illustrant une plus grande flexibilité de cette région comparée à la région thoracique inférieure (T7-T12) avec un ROM moyen compris entre 8° et 9°.

Le Tableau 2 synthétise l'ensemble des études in vitro présentées ici en mettant l'accent sur le nombre de spécimen, l'âge des donneurs et les segments testés ainsi que les moments appliqués et les grandeurs mesurées au cours des expérimentations.

**Tableau 2: Résumé des études in-vitro de la littérature, ROM « Range of Motion », IDP « Intradiscal Pressure », FJF « Facet Joint Forces».**

Publication	Nbre de spécimen (Âge moyen [dispersion])	Spécimen	Moment pur appliqué (N.m)	Charge axiale (N)	Application de la charge	ROM mesuré	IDP mesuré	FJF mesurés
(Yamamoto et al., 1989)	10 (25-63 ans)	Colonne lombaire complète	2.5, 5.0, 7.5, 10.0	-	quasi-statique	✓		
(Brinckmann and Grootenboer, 1991)	15 (20-40 ans)	Différents segments lombaires	-	300, 1000, 2000	N/A		✓	
(Panjabi et al., 1994)	9 (51ans [35-62])	L1-S1	2.5, 5.0, 7.5, 10.0	100 N	quasi-statique	✓		
(Rohlmann et al., 2001)	10 (46ans [18-74])	L1-L5	3.75, 7.5	Avec et sans 280 N	1.7° / sec	✓	✓	
(Wilson et al., 2006)	4 (76ans)	L2-L5	7.5	-	1.3° / sec			✓
(Guan et al., 2007)	10 (50.8ans [27-68])	T12-S1	0.5, 1.5, 2.5, 3.5, et 4.0	-	quasi-statique	✓		
(Heuer et al., 2007a)	8 (52ans [38-59])	L4-L5	1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 10.0	-	1.0° / sec		✓	
(Heuer et al., 2007b)	8 (52ans [38-59])	L4-L5	1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 10.0	-	1.0° / sec	✓		
(Niosi et al., 2008)	10 (77ans [70-88])	L2-L5	7.5	Avec et sans 600 N	1.3° / sec			✓
(Sawa and Crawford, 2008)	6 (58ans [40-82])	T12-L2	7.5	400 N	N/A			✓
(Liebsch et al., 2017)	6 (56ans, [50-65])	C7-L1	2.0	-	1.0° / sec pour FE & LB, 0.5° / sec pour AT	✓		
(Wilke et al., 2017)	29 (57ans [40-80])	Différents segments thoraciques	7.5	-	1.0° / sec pour FE & LB, 0.5° / sec pour AT	✓		

### 1.3.3 Etudes in vivo

Les grands inconvénients des expériences in vitro résident dans les conditions expérimentales artificielles et la différence des propriétés de comportement entre la matière morte et la matière vivante. Pour cette raison, une validation par rapport à des expériences in vivo est nécessaire. Cependant, dans le cas d'expériences in vivo, la mesure de nombreux paramètres telles que les forces dans les facettes articulaires est difficile, voire impossible. Les études in vivo les plus importantes sont rapportées ci-après et synthétisées dans le Tableau 3.

Plusieurs études ont été réalisées par Percy et al. afin de déterminer les amplitudes maximales de la colonne lombaire à partir des radiographies biplanaires. Dans la première étude, 11 sujets masculins asymptomatiques âgés de 25 à 36 ans (âge moyen 29,5 ans) ont été testés pour déterminer les amplitudes maximales en flexion et en extension. Les résultats ont été présentés en termes de ROM de chaque segment lombaire individuel. Les segments ont un ROM moyen d'environ 14° dans le plan sagittal. Des valeurs légèrement supérieures se produisent dans la région lombaire inférieure.

La même équipe a publié une autre étude portant sur l'inclinaison latérale et la torsion axiale. Pour chaque direction de mouvement, un groupe composé de dix sujets a été considéré. Les sujets ayant un âge moyen de 28 ans (22-37) et de 24 ans (21-30) ont été examinés pour déterminer le ROM de l'inclinaison latérale et la torsion axiale, respectivement. En torsion axiale, le ROM moyen maximal était de 3° dans les segments L3-L4 et L4-L5. En ce qui concerne l'inclinaison latérale, des valeurs maximales de 10° et 11° ont été mesurées dans la partie supérieure de la colonne lombaire (L1-L3).

Une étude similaire a été réalisée par Hayes et al. en 1989. Les mouvements rotatoires et en translation de la colonne lombaire ont été déterminés pour des sujets asymptomatiques dans le plan sagittal. La population de volontaires comprenait 59 hommes âgés de 19 à 59 ans. Pour l'extension et la flexion le ROM présentait des valeurs moyennes entre 7 et 14 degrés avec une grande variation entre les données mesurées.

Une autre étude radiographique a été réalisée par Dvorak et al. en 1991 pour déterminer le ROM segmentaire en flexion, extension et inclinaison latérale de la colonne lombaire asymptomatique. Les sujets étudiés comprenaient 18 femmes d'un âge moyen de 36 ans (22-45 ans) et 23 hommes d'un âge moyen de 39 ans (29-50 ans). Un ROM maximal de 18.2° a été mesuré dans le segment L4-L5 et 12.4° dans les segments L2-L3 et L3-L4 pour la flexion-extension et l'inclinaison latérale, respectivement.

En 1996, Willem et al. ont été la première équipe à déterminer le ROM et les mouvements couplés dans toutes les principales directions de la colonne thoracique. À l'aide d'un système électromagnétique non invasif, les ROM des segments T1-T4, T4-T8 et T8-T12 de 30 femmes et 30 hommes âgés entre 18 et 24 ans ont été mesurés. Le ROM mesuré maximal pour les hommes était de 12.5° dans le segment T8-T12, 9.9° dans le segment T4-T8, 13.2° dans le segment T8-T12 et 25.3° dans le segment T4-T8 pour la flexion, l'extension, l'inclinaison latérale gauche et la rotation axiale droite, respectivement. Le ROM maximal pour les femmes était de 12.8° dans le segment T8-T12, 9.7° dans le segment T8-T12, 12.0° dans le segment T8-T12 et 24.3° dans le segment T4-T8 pour la flexion, l'extension, l'inclinaison latérale gauche et la rotation axiale droite respectivement.

L'équipe de Wilke et al. a publié deux études in-vivo au tournant du millénaire. Les deux études résument les résultats des mesures de la pression intradiscale à travers des activités quotidiennes, les sports et les thérapies rachidiennes. Un transducteur de pression avec un diamètre de 1.5 mm a été placé dans le disque au niveau de L4-L5 d'un volontaire âgé de 45 ans et une masse de 70 kg. La pression a été mesurée pendant une période de 24 heures. Pendant cette période, le volontaire a effectué diverses activités tels que s'allonger, s'asseoir, marcher, courir et soulever des poids. Pour

donner quelques résultats de l'étude, 0.1 MPa a été mesuré en position allongée, 0.5 MPa en position debout et 2.3 MPa pour soulever une masse de 20 kg à dos rond.

L'équipe de Fujimori et al. a publié deux études sur le ROM de la colonne thoracique. Dans la première étude en 2012, ils ont mesuré les ROM en torsion axiale et les mouvements couplés de chaque segment de la colonne thoracique à partir des CT scans sur une population de 13 participants (âge moyen 33.2 ans, 30-36 ans). Une rotation axiale de  $24.9^{\circ} \pm 4.9^{\circ}$  a été mesurée entre T1 et L1. Dans la deuxième étude, ils ont utilisé la même procédure pour déterminer le ROM en inclinaison latérale à partir de 15 participants masculins (âge moyen  $33.8 \text{ ans} \pm 1.6$ ). Un ROM dans la direction latérale de  $15.6^{\circ} \pm 6.3^{\circ}$  a été mesurée entre T1 et L1.

Morita et al. ont étudié le ROM segmentaire de la colonne thoracique dans le plan sagittal à partir des images venant d'un scanner. L'étude a été réalisée sur 50 patients d'âge moyen 55.4 ans avec des âges compris entre 27 et 81ans. Le ROM maximal mesuré dans le plan sagittal était de  $31.7^{\circ} \pm 11.3^{\circ}$ . Ils ont constaté que le ROM de chaque segment a diminué de T1 à T5 mais a augmenté progressivement de T5 à la partie lombaire.

Le Tableau 3 synthétise l'ensemble des études in vivo présentées notifiant le nombre de volontaires, l'âge des donneurs et les segments étudiés ainsi que les grandeurs mesurées au cours des expérimentations.

**Tableau 3 : Résumé des études in-vivo de la littérature, ROM « Range of Motion », IDP « ? ».**

Publication	Nbre de spécimen (Âge moyen [dispersion])	Segment étudié	ROM mesuré	IDP mesuré
(Pearcy et al., 1984)	11 (29.5 ans [25-36])	L1-S1	✓	
(Pearcy and Tibrewal, 1984)	10 (24 ans [21-30]) pour AT 10 (28 ans [22-37]) pour LB	L1-S1	✓	
(Hayes et al., 1989)	59 ([19-59 ans])	L1-S1	✓	
(Dvorák et al., 1991)	18 femmes (36 ans [22-45]) 23 hommes (39 ans [29-50])	L1-S1	✓	
(Willems et al., 1996)	30 hommes et 30 femmes ([18- 24])	T1-T4 & T4-T8 & T8-T12	✓	
(Wilke et al., 1999)	1 (45 ans)	L4-L5		✓
(Wilke et al., 2001)	1 (45 ans)	L4-L5		✓
(Fujimori et al., 2012)	13 (33.2 ans [30-36])	T1-T12	✓	
(Fujimori et al., 2014)	15 (33.8 ans $\pm$ 1.6)	T1-T12	✓	
(Morita et al., 2014)	50 (55.4 ans [27-81])	T1-T12	✓	

Une méthode originale de validation d'un modèle consiste à comparer sa réponse dans le domaine fréquentiel. Les fréquences propres des structures mécaniques sont directement liées à sa géométrie, à la répartition des masses et aux propriétés des matériaux. La validation quasi statique existante en termes de ROM, IDP et FJF, dont les principales études viennent d'être présentées, est limitée à un segment spécifique de la colonne vertébrale alors que l'analyse modale porte sur l'ensemble de la

colonne dans des conditions dynamiques et présente donc un grand intérêt pour la validation des modèles numériques. La littérature fait état d'expériences menées pour identifier les caractéristiques dynamiques du haut du corps dans le contexte de la recherche sur le confort. Kitazaki and Griffin ont réalisé une étude en 1997 sur huit sujets masculin (hauteur  $1.78 \pm 0.07\text{m}$  et masse  $74.6 \pm 7.8\text{ kg}$ ) âgés de 20 à 35 ans. Dans le montage expérimental, les sujets ont été placés sur un siège rigide monté sur une plateforme vibrante et exposé à une vibration verticale du corps entier entre 0.5 et 35 Hz, tandis que les réponses en termes d'accélération de la colonne vertébrale, de la tête, des viscères et du bassin étaient enregistrées. La Figure 22 illustre les quatre déformées modales de la colonne entière associées à des fréquences propres identifiés dans le plan sagittal par Kitazaki et Griffin.

Bourdet et Fisher en 2004 puis Günzel en 2009 ont réalisé une caractérisation tridimensionnelle complète du système tête-cou dans le domaine fréquentiel. L'analyse modale impulsionnelle expérimentale réalisée sur volontaires a conduit à identifier 5 fréquences de résonance, associées à 5 déformées modales, deux dans le plan sagittal (mode d'extension à une fréquence de  $1.7 \pm 0.2\text{ Hz}$  et mode de rétraction à une fréquence de  $8.8 \pm 0.5\text{ Hz}$ ), deux dans le plan frontal (mode d'inclinaison à une fréquence de  $1.7 \pm 0.2\text{ Hz}$  et mode de rétraction latérale à une fréquence de  $9.5 \pm 1.4\text{ Hz}$ ) et un mode de rotation axiale à une fréquence de  $3.2 \pm 0.3\text{ Hz}$  (Willinger et al., 2005, Meyer et al., 2010). La Figure 23 propose une illustration des déformées modales du système tête-cou dans les trois plans.

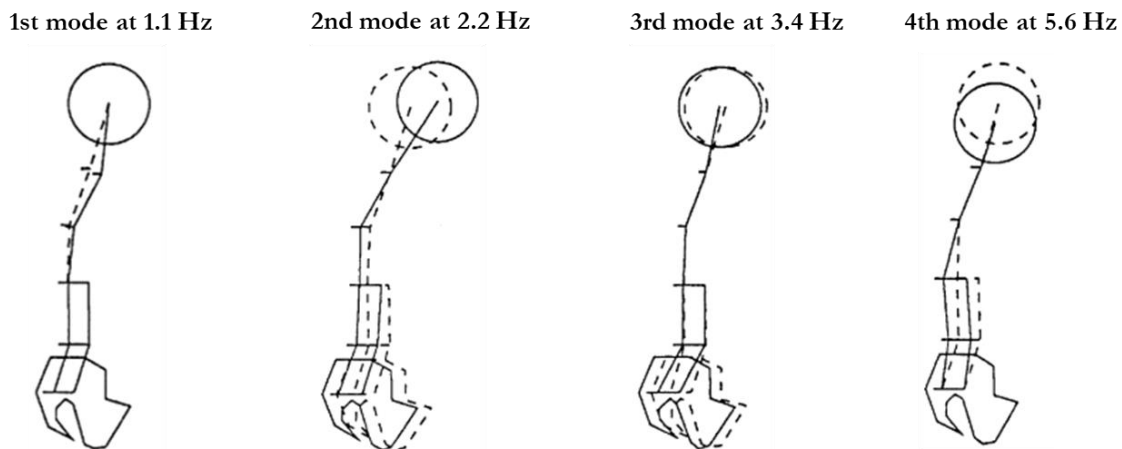


Figure 22 : Illustration de quatre déformées modales de la colonne entière avec leurs fréquences propres à partir d'étude expérimentale de Kitazaki and Griffin (1997). Image extraite et adaptée de Kitazaki and Griffin (1997).



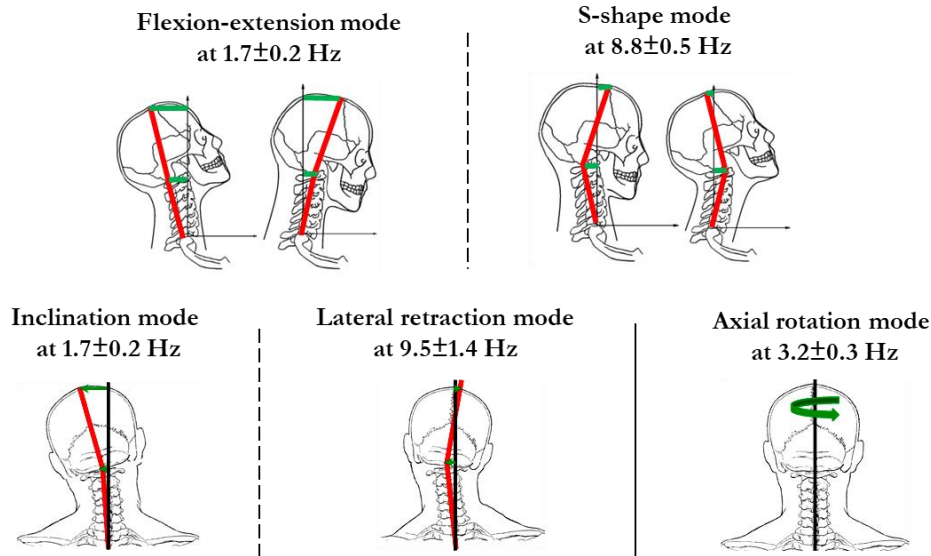


Figure 23 : Illustration des cinq déformées modales du système tête-cou issues des travaux de Bourdet 2004, Günzel 2009 et Meyer et al., 2010

### 1.3.4 Synthèse

Un nombre important d'études consacrées à la caractérisation de la colonne vertébrale est présent dans la littérature. Un nombre non exhaustif de résultats de travaux vient d'être rapporté. Afin d'obtenir une vue d'ensemble des résultats des différentes expériences menées par différents auteurs, une comparaison des résultats proposés est synthétisée sous forme de diagrammes dans ce qui suit.

La Figure 24 rapporte les résultats obtenus sur segments lombaires *in vitro* en termes de ROM dans les directions principales. Etant donné que le segment L4-L5 est le segment le plus étudié de la colonne vertébrale, les résultats des études de Guan et al. (2007), de Heuer et al. (2007b) et de Panjabi et al. (1994) sont comparés ici en termes de rotation enregistrée entre les vertèbres en fonction des moments appliqués par les auteurs lors des expérimentations. En ce qui concerne la flexion, l'extension et l'inclinaison latérale, les valeurs obtenues par les différents auteurs sont similaires. Cependant, il y a une différence évidente entre les valeurs enregistrées lors d'une torsion axiale.

La synthèse des résultats obtenus lors des essais sur la mesure des forces dans les facettes est présentée au travers de la Figure 25. Après avoir chargé les spécimens avec des moments purs de 7.5 N.m, les forces dans les facettes ont été mesurées avec différentes méthodes au niveau de L1-L2 et L3-L4. Un écart-type important sur la mesure des forces dans les facettes est à noter et ce pour tous les auteurs ne permettant pas de conclure de façon perspicace sur les résultats obtenus ou les tendances.

Pour terminer la synthèse des expériences *in vitro*, le ROM de la colonne thoracique entière est abordé au travers de la Figure 26, montrant le ROM du segment T1-T12 sans et avec cage thoracique pour une sollicitation de 2 Nm. On observe un ROM plus important lorsqu'il y a absence de cage pour toutes les configurations et un ROM plus important en rotation axiale comparé aux résultats obtenus en flexion-extension et l'inclinaison latérale.

Concernant la synthèse des résultats des expériences *in vivo* et leur comparaison avec les résultats *in vitro*, la Figure 27 résume le ROM obtenu pour la flexion-extension, l'inclinaison latérale et la torsion axiale de la colonne lombaire à partir des images radiologiques publiées dans les études de Pearcy et al. (1984), Pearcy and Tibrewal, (1984), Dvorák et al. (1991), Hayes et al. (1991), ainsi que les essais *in vitro* de Panjabi et al. (1994). Les résultats *in vivo* présentent des valeurs similaires, mais dans certains cas les barres d'erreur sont élevées. En général, pour pouvoir comparer les valeurs expérimentales des essais *in vivo* et *in vitro*, il faut utiliser la valeur expérimentale provenant d'essai *in vitro* à une sollicitation de 7.5 N.m pour la région lombaire. Une bonne consistance entre les valeurs *in vitro* et *in vivo* enregistrées est observée.

Finalement, une synthèse des résultats des expériences *in vivo* et *in vitro* en termes de ROM pour la flexion-extension et la rotation axiale de la colonne thoracique est présentée en Figure 28. Les valeurs *in vivo* pour la flexion-extension à partir des scanners ont été extraites de l'étude de Morita et al. (2014) et les résultats pour l'inflexion latérale et la rotation axiale sont issus de deux études de Fujimori. Pour la comparaison avec les valeurs *in vitro*, la publication de Liebsch et al. a été utilisée. Dans toutes les directions (flexion-extension, inflexion latérale et torsion axiale), les barres d'erreur sont considérables. Dans la colonne thoracique, il existe seulement une cohérence entre les résultats *in-vitro* et les résultats *in-vivo* pour la torsion axiale. L'une des raisons de cette différence pourrait être liée aux magnitudes et modes de sollicitation utilisés dans l'essai de Liebsch et al.. En général, il est proposé de charger la colonne thoracique avec des moments de 5 N.m, malheureusement une sollicitation de 2 N.m a été utilisée par Liebsch et al. pouvant expliquer la présence des différences observées *in vivo* et *in vitro*.

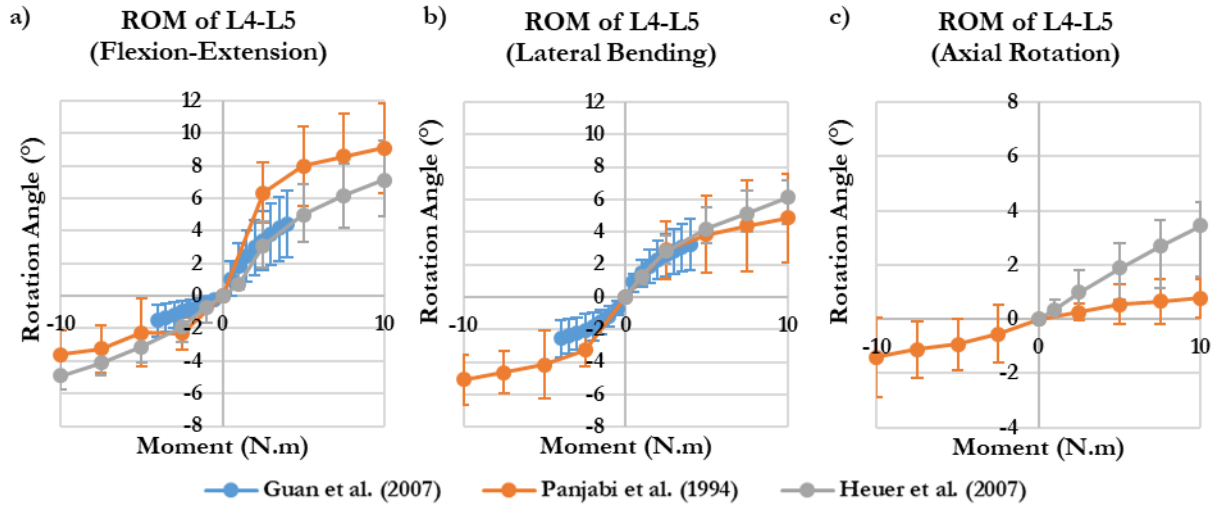


Figure 24 : (a-c) Synthèse des valeurs expérimentales obtenues par Guan et al. (2007), Heuer et al. (2007b) et Panjabi et al. (1994), au niveau de l'unité fonctionnelle L4-L5, en termes de ROM pour la flexion-extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale.

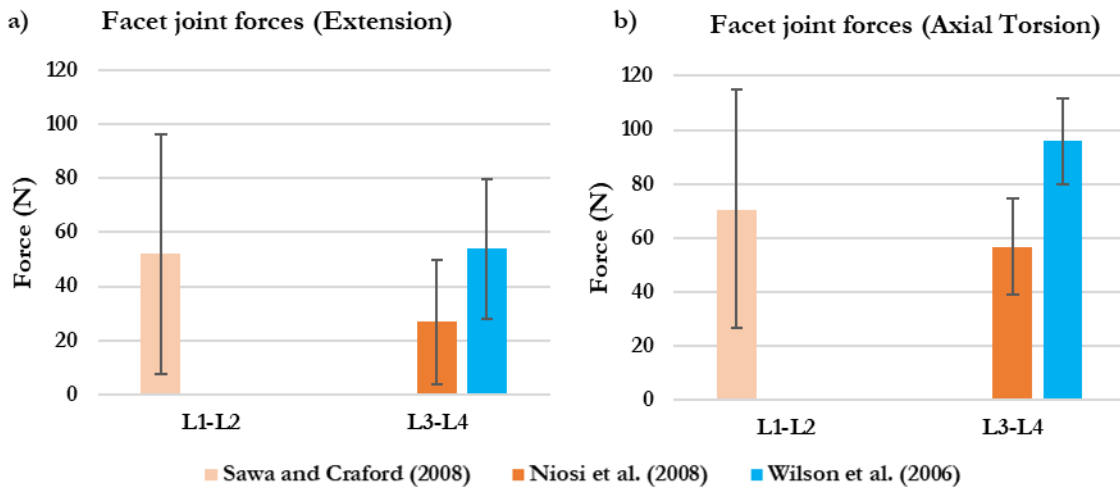


Figure 25 : Synthèse des valeurs expérimentales enregistrées in-vitro des forces dans les facettes articulaires à partir des essais de Niosi et al. (2008), Sawa and Crawford (2008) et Wilson et al. (2006) pour un moment appliqué de 7.5 N.m.

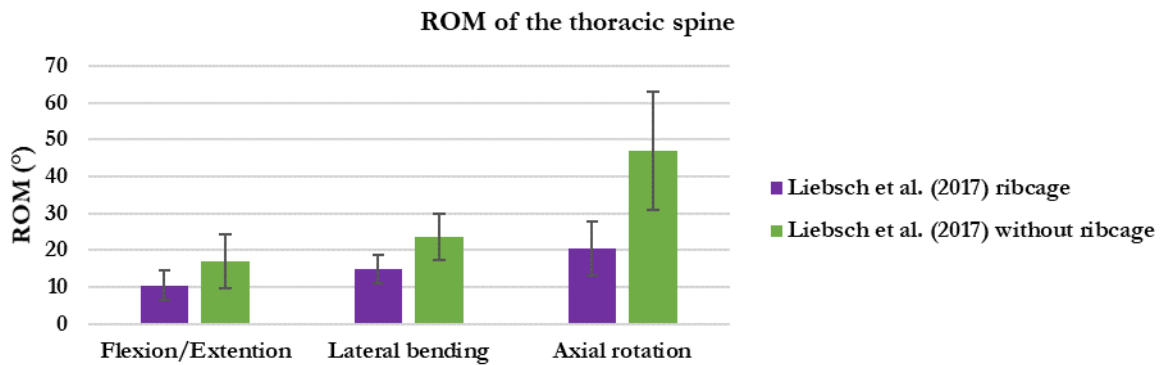


Figure 26 : Données expérimentales in-vitro en termes de ROM de colonne thoracique (T1-T12) obtenues à partir des essais de Liebsch et al. (2017) sans et avec cage thoracique pour une sollicitation de 2 N.m.

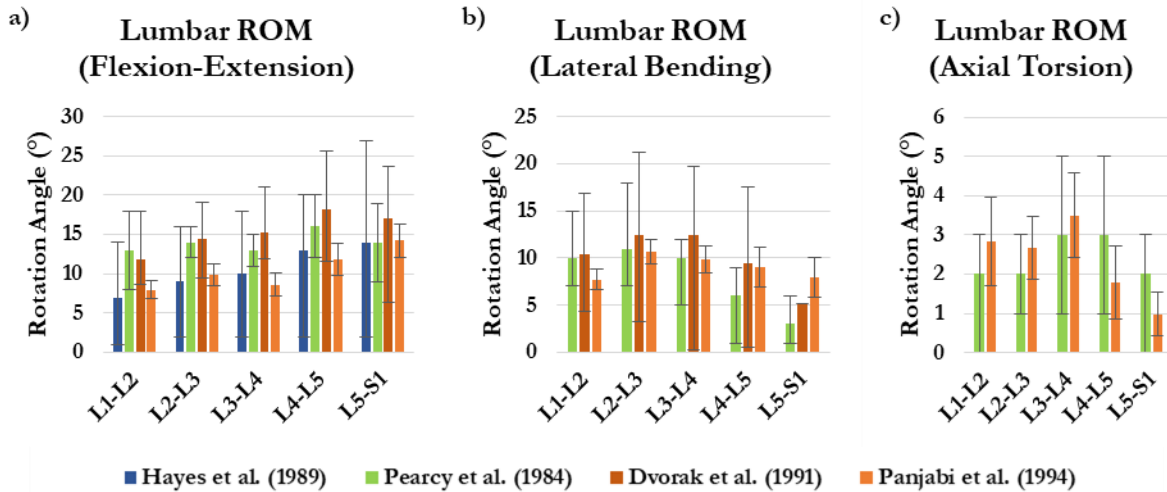


Figure 27 : Synthèse des valeurs expérimentales en termes de ROM à partir des essais in vivo de Percy et al. (1984), Percy and Tibrewal, (1984), Dvorák et al. (1991), Hayes et al. (1991) et l'essai in vitro de Panjabi et al. (1994) pour l'inflexion lombaire (a), la torsion axiale (b) et la flexion-extension (c) de la partie lombaire.

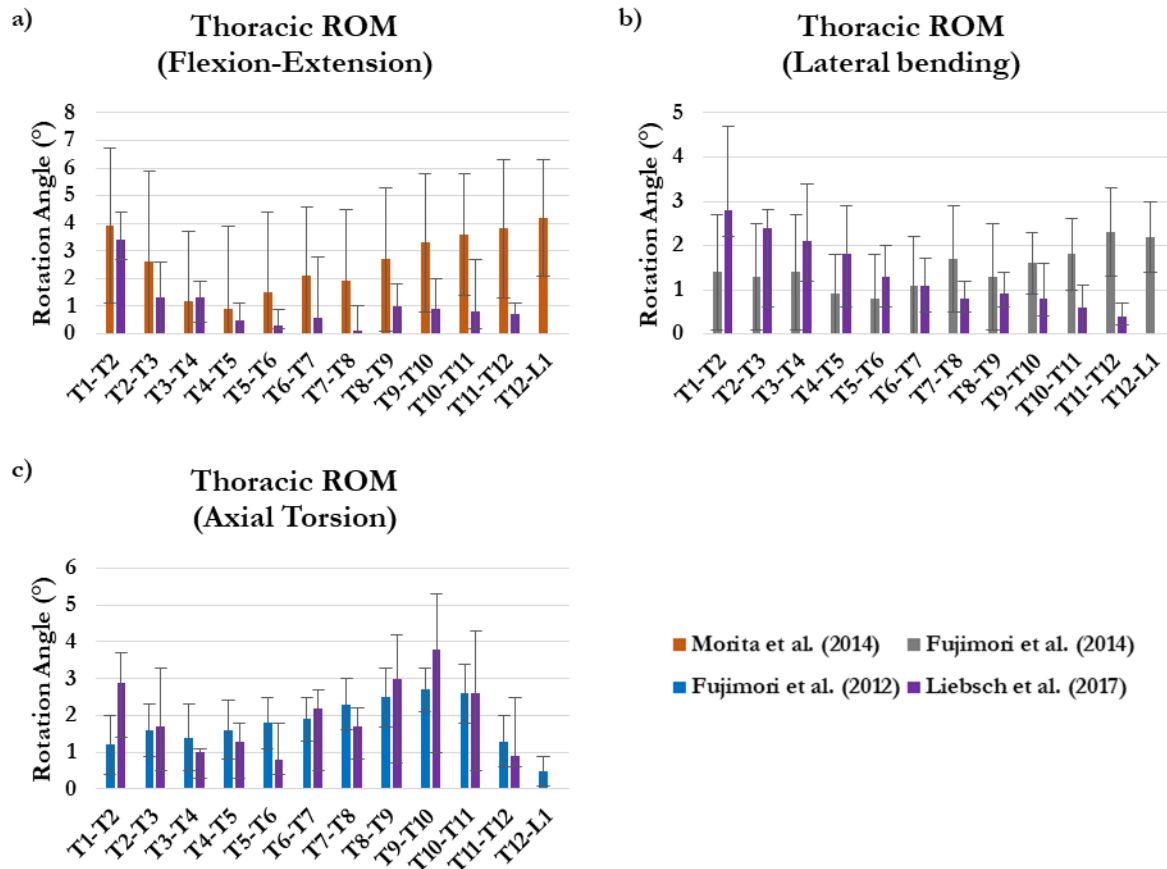


Figure 28 : Synthèse des valeurs expérimentales in-vivo (Morita et al., 2014; Fujimori et al., 2012; Fujimori et al., 2014) et in-vitro (Liebsch et al., 2017) en termes de ROM à partir des essais de Morita et al. (2014) et Liebsch et al. (2017) pour la flexion-extension (a), Fujimori et al. (2014) et Liebsch et al. (2017) pour l'inclinaison latérale (b), ainsi que Fujimori et al. (2012) et Liebsch et al. (2017) pour la torsion axiale (c) de la partie thoracique.

### 1.4 Les MEF du rachis utilisés en orthopédie

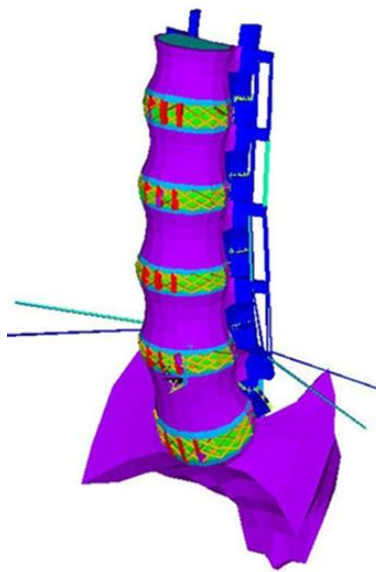
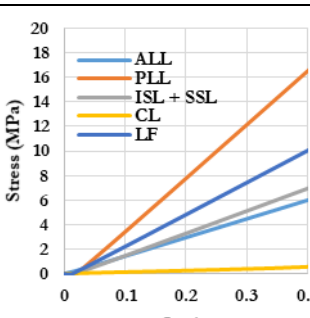
#### 1.4.1 Introduction

Il existe une variété de modèles éléments finis (MEF) différents qui ont été développés dans le but d'étudier la colonne vertébrale dans divers domaines (orthopédie, confort, mécanique, planification d'actes chirurgicaux, entre autres). Nous présenterons dans ce qui suit une synthèse des publications présentant des MEF du rachis utilisés en orthopédie, dans le domaine de la dégénérescence de la colonne vertébrale. Ces MEF considèrent généralement la colonne lombaire, région la plus touchée par la scoliose dégénérative. En général, ils peuvent être divisés en deux catégories, les modèles qui étudient le comportement d'une colonne vertébrale dégénérée et ceux dédiés aux études de l'instrumentation dont elle peut être pourvue. Etant donné qu'il existe, même dans ce domaine spécifique qu'est l'orthopédie, un nombre certain de MEF de la colonne vertébrale présent dans la littérature (Kim et al. 2009, Zheng et al. 2015, Yin et al. 2016...), mais ne présentant pas ou peu d'intérêt, seront présentées ici les études des quatre principaux MEF du rachis.

#### 1.4.2 MEF de l'Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers (ENSAM) – Paris (France)

Le MEF développé par l'ENSAM à Paris, est l'un des premiers modèles multi-segments de la colonne lombaire. En 1983, une thèse de doctorat présentée par W. Skalli proposait une modélisation bidimensionnelle par éléments finis de la colonne lombaire isolée. Dix ans plus tard, Lavaste et al., 1992 proposait une modélisation tridimensionnelle de la colonne lombaire entière dont la géométrie a été extraite à partir d'une analyse statistique morphométrique réalisée sur 32 patients et 160 vertèbres (Lavaste et al., 1992). Chaque vertèbre a été maillée à l'aide d'éléments volumiques pour l'os cortical, l'os spongieux et l'arc postérieur. Les disques intervertébraux ont été maillés en éléments volumiques différenciant la matrice de l'annulus et le nucleus pulposus. La matrice de l'annulus a été renforcée par des fibres d'annulus, maillées en éléments ressorts. Les ligaments ont été également modélisés par des éléments ressorts. Le modèle de l'ENSAM est un MEF symétrique qui représente les segments de la colonne L1-S1 et se compose de 4500 éléments au total dont 3560 éléments volumique, 850 éléments ressort, 90 éléments contact. En ce qui concerne les propriétés mécaniques du modèle, des propriétés isotropes élastiques linéaires ont été implémentées pour les structures osseuses, le nucleus, ainsi que pour la matrice de l'annulus. Les fibres de l'annulus ont des propriétés élastiques linéaires. Des courbes de comportement en termes de contrainte déformation non-linéaires ont été attribuées aux ligaments. Une synthèse des propriétés mécaniques, ainsi qu'une illustration du MEF de l'ENSAM sont proposées au travers du Tableau 4.

Tableau 4 : Illustration et synthèse des propriétés mécaniques (E : module d'Young,  $\mu$  coefficient de Poisson) du modèle de l'ENSAM.

Illustration	Structure anatomique	Propriétés Mécaniques	E (MPa) / $\mu$
 <p>4500 éléments</p>	Os cortical	linéaire élastique isotrope	12 000 / 0.3
	Os spongieux		100 / 0.3
	Os cortical sous-chondral		7 000 / 0.25 (arche vertébral) 6 000 / 0.3 (pédicules)
	Plaques osseuses		500 / 0.4
	Cartilage articulaire	contact souple, sans frottement	
	Matrice de l'annulus	linéaire élastique isotrope	4.2 / 0.45
	Nucleus pulposus		4 / 0.499
	Fibre de l'annulus		500 / 0.3
	Ligaments	Non-linéaire élastique	

Le MEF de l'ENSAM a été validé en termes de ROM par rapport aux essais in vitro de la partie L4-S1 intacte et instrumentée pour des moments de 10 N.m (Lavaste, 1990).

Depuis sa création, ce modèle a été utilisé dans de nombreuses études. Un grand nombre de ces études portaient sur les implants vertébraux (Lafage et al., 2007; Lima et al., 2017), les prothèses du disque intervertébral (Le Huec et al., 2010) et les systèmes auxiliaires pour les facettes articulaires (Charles et al., 2013). Dans le cadre de ce travail de thèse, nous nous concentrerons sur une étude publiée par Charosky et al. en 2014 incluant les ostéotomies. Le but de l'étude était d'analyser l'instabilité de la colonne vertébrale après une PSO au niveau de L4. L'objectif était alors d'analyser différentes forces agissant sur différents contours de tige. La vertèbre L4 du modèle L1-S1 a été modifiée afin de représenter une PSO. Le MEF de l'ENSAM a été modifié afin de pouvoir simuler de nombreux scénarios : simulations des disques intervertébraux sains, fortement déshydratés et complètement dégénérés. Des charges de 8 N.m ont été appliquées au MEF et l'amplitude du mouvement (ROM) a été calculée. Les résultats numériques montrent qu'une PSO sans instrumentation avec des disques intervertébraux sains n'a qu'une influence modérée sur le ROM global du modèle. Cependant, les

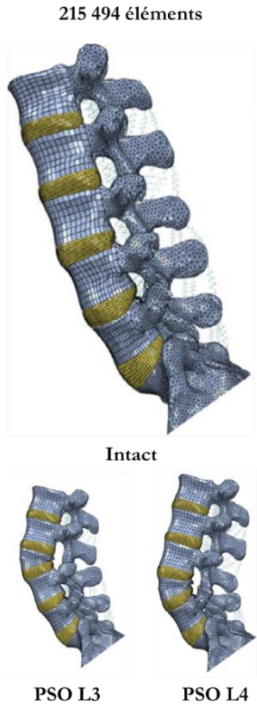
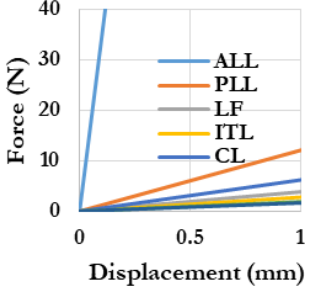
mouvements secondaires (torsion) suite à une inflexion latérale ont entraîné une augmentation du ROM de 200%. Dans le cas des simulations numériques avec des disques intervertébraux dégénérés, l'augmentation des mouvements secondaires pouvait atteindre 625% d'après cette étude. Une autre conclusion a montré qu'après une instrumentation postérieure, une réduction moyenne du ROM global de 95 % a été calculée.

De nombreuses études différentes ont été réalisées depuis l'élaboration du modèle cependant il existe des limites à ce modèle. En effet, le MEF de l'ENSAM, modèle symétrique, présente une géométrie assez approximative avec un maillage assez grossier (456 éléments volumiques par vertèbre). Des propriétés élastiques linéaires ont été attribuées aux composants du disque intervertébral alors que des propriétés mécaniques plus complexes et donc plus bio fidèles pourraient être implémentées. Des lois hyper élastiques sont déjà utilisées dans certains MEF du rachis lombaire existants (Dreischarf et al., 2014).

### 1.4.3 MEF de l'IRCCS Istituto Ortopedico Galeazzi – Milan (Italie)

A l'IRCCS Istituto Ortopedico Galeazzi de Milan, un MEF de la colonne lombaire (L1-S1) a été développé pour la recherche des ostéotomies. La première publication du modèle en 2016 montre le MEF sain (modèle de référence), ainsi que les deux modèles avec ostéotomies sur L3 et L4 (Ottardi et al., 2016). La géométrie du modèle de référence a été obtenue à partir de coupes scanner d'un homme de 40 ans ne présentant aucune déformation de la colonne. Le modèle se compose au total de 215 494 éléments, le corps vertébral et les composants du disque (nucleus et annulus) étant constitué d'hexaèdres et l'arc postérieur de tétraèdres. Les ligaments ont été représentés à l'aide d'éléments élastiques de type ressort. Pour imiter les fibres de collagène, quatre couches de fibres de renforcement ont été incorporées dans la matrice de l'annulus. Le MEF de l'IRCCS est très détaillé quant à la représentation des éléments osseux. L'os spongieux a été caractérisé à l'aide de propriétés linéaires élastiques isotropiques transversales, des propriétés linéaires élastiques isotropes ont été attribuées à l'os cortical, l'os cortical sous-chondral, le nucleus, ainsi que la matrice de l'annulus. Des propriétés linéaires élastiques ont été implémentées pour les fibres de l'annulus. Les propriétés mécaniques des structures anatomiques et les trois versions du modèle (référence, ostéotomies au niveau L3 et L4) utilisé sont illustrées au travers du Tableau 5.

Tableau 5 : Illustration et synthèse des propriétés mécaniques (E : module d'Young,  $\mu$  coefficient de Poisson) du modèle de l'IRCCS Istituto Ortopédico Galeazzi

Illustration	Structure anatomique	Propriétés Mécaniques	E (MPa) / $\mu$	
L1-S1	Os cortical	linéaire élastique isotrope	12 000 / 0.3	
 <p>215 494 éléments</p>	Os spongieux	linéaire élastique isotrope transverse	140, 140, 200 / 0.3	
	Os cortical sous-chondral	linéaire élastique isotrope	2 500 / 0.25	
	Plaques osseuses		100 / 0.4	
	Plaques cartilagineuses		23.8 / 0.4	
	Cartilage articulaire	contact souple, sans frottement		
	Matrice de l'annulus	linéaire élastique isotrope	4.2 / 0.45	
	Nucleus pulposus		1 / 0.449	
	Fibre de l'annulus		25 / 0.3	
		Ligaments	linéaire élastique	

Dans une première étude (Ottardi et al., 2016), la validation du modèle en termes de ROM à partir des nombreux essais expérimentaux in vivo (Dvorák et al., 1991; Hayes et al., 1989; Pearcy et al., 1984; White and Panjabi, 1990; Wilke et al., 2011) et in vitro (Yamamoto et al., 1989) a été présentée. En dehors de la présentation du MEF et de sa validation, les ROM obtenus numériquement entre le modèle de référence et ceux obtenus avec les deux MEF modifiés pour rendre compte des ostéotomies, ont été comparés pour une sollicitation de 7.5 N.m en flexion, 3.0 N.m en extension, 4.0 N.m inflexion latérale et 3.0 N.m en torsion axiale. Les résultats numériques ont montré que les MEF représentant les ostéotomies présentaient des ROM plus importants. La plus forte hausse, de 58%, est calculée dans le cas d'une torsion axiale pour une ostéotomie au niveau de L3.

La même équipe a publié en 2017 deux autres études sur des MEF d'ostéotomie instrumentés (Luca et al., 2017b, 2017a). Dans l'étude de Luca et al. (2017b), les deux ostéotomies ont été étudiées avec différentes instrumentation en changeant les configurations (simple vs. double tiges de chaque côté), les diamètres de tiges (5mm vs. 6mm) et les matériaux (Ti6Al4V vs. CrCo) utilisés pour les tiges. Un moment pur de 7.5 N.m dans les directions principales, ainsi qu'une charge compressive de type FL



de 500N ont été appliqués au MEF. Dans l'étude, les ROM et les contraintes de cisaillement de type Von Mises dans les tiges ont été calculées. Il est ressorti de cette étude que toutes les instrumentations permettaient de réduire considérablement le ROM. La plus forte réduction de contrainte exercée sur les tiges (jusqu'à 50 %) a été obtenue grâce à configuration à double tiges. En même temps, les contraintes calculées sur l'instrumentation ont été plus importantes sur les dispositifs en CrCo et sur les petits diamètres de 5mm.

L'étude de Luca et al. (2017a) se focalise quant à elle sur l'influence d'un support antérieur sur l'instrumentation postérieure. Le support antérieur a été représenté par une cage intersomatique, qui remplace le disque intervertébral. Des configurations avec une et deux cages ont été sollicitées numériquement avec des moments purs de 7.5 N.m pour la flexion, l'extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale, ainsi qu'un FL de 500 N. Les ROM, forces et contraintes dans les tiges ont été calculés et comparés. Il ressort de cette étude numérique, que les cages ont peu d'effet sur les ROM calculés. Par contre, les contraintes de cisaillement de type Von Mises, calculées dans les tiges, ont été réduites de 20-30% et jusqu'à 50% lors de la présence d'une cage et deux cages, respectivement. A l'aide du MEF, des études approfondies de différentes configurations d'instrumentation ont donc été réalisées (Luca et al., 2017b, 2017a), permettant d'apporter des orientations importantes en ce qui concerne le choix du matériel utilisé pour le traitement des scolioses par ostéotomies.

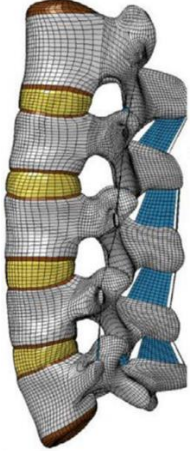
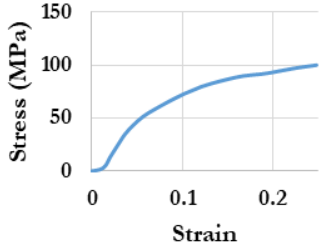
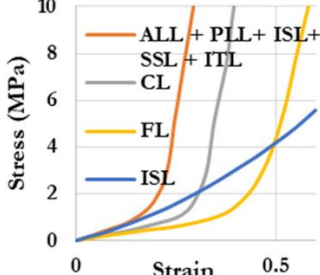
Il reste néanmoins à faire valoir que le MEF de l'IRCCS n'a pas été validé pour les moments inférieurs à 7.5 N.m et que les mêmes conditions aux limites ont été utilisées pour toutes les validations (in vivo et in vitro). En ce qui concerne le choix des propriétés mécaniques, l'accent n'a été mis que sur les éléments osseux. En effet, malgré le fait que les disques intervertébraux aient une influence plus grande sur la cinématique de la colonne vertébrale que les structures osseuses, seules des lois élastiques linéaires ont été attribuées pour rendre compte du comportement mécanique des différents composants du disque intervertébral.

### 1.4.4 MEF de Texas Tech University – Lubbock (Etats-Unis)

Une étude de Dreischarf et al. en 2014 a montré que les prédictions venant de plusieurs MEF de la colonne lombaire sont plus précises que celles d'un seul modèle. Pour cette raison, Xu et al. ont publié en 2016 une méthode pour valider des modèles de colonne lombaire avec différentes géométries. Dans cette première publication, les auteurs ont exposé leur méthode de validation, qui a été testée sur cinq géométries différentes. Les cinq géométries utilisées, issues de CT scans, ont été maillées en éléments

brique. Les ligaments et les fibres de l'annulus ont été maillés à l'aide d'éléments coque. Toutes les structures osseuses ont été modélisées avec un comportement mécanique isotrope linéaire élastique. Des propriétés hyper élastiques ont été attribuées aux deux composants du disque (nucleus et matrice de l'annulus). Les propriétés du système ligamentaire, ainsi que les fibres du disque ont été extraites des études de Eberlein et al. (2004) et Shirazi-Adl et al. (1986) respectivement et implémentées en termes de courbes contrainte-déformation non linéaires. Le Tableau 6 résume les propriétés mécaniques implémentées pour les différentes structures du MEF de Texas Tech.

Tableau 6 : Illustration et synthèse des propriétés mécaniques (E : module d'Young,  $\mu$  coefficient de Poisson) du modèle de Texas Tech University

Illustration	Structure anatomique	Propriétés Mécaniques	E (MPa) / $\mu$
	Os cortical	Linéaire élastique	12 000 / 0.3
	Os spongieux		100 / 0.2
	Os cortical sous-chondral		3 500 / 0.25
	Plaques cartilagineuses		23.80 / 0.4
	Cartilage articulaire	contact souple, sans frottement	
	Matrice de l'annulus	hyper élastique isotrope	(Mooney-Rivlin) C1=0.56, C2=0.14 / 0.45
	Nucleus pulposus		(Mooney-Rivlin) C1=0.12, C2=0.09 / 0.4999
	Fibre de l'annulus	élastique non-linéaire	
Ligaments	élastique non-linéaire		

Les MEF développés par Texas Tech. University ont été largement validés en termes de ROM à partir d'expérimentations in vivo et in vitro mais également en termes de IDP et FJF (Brinckmann and Grootenboer, 1991; Niosi et al., 2008; Panjabi et al., 1994; Percy et al., 1984; Sawa and Crawford, 2008; Wilson et al., 2006).

La méthode de validation proposée par Texas Tech. University a également été utilisée pour d'autres études (Haddas et al., 2018; Xu et al., 2017a). Xu et al. (2017a) ont publié une étude comparant la réponse aux vibrations cycliques du MEF d'une colonne vertébrale saine à celui représentant une colonne dégénérative. 5 CT-scans des patients sains et 5 des patients avec une scoliose dégénérative ont été utilisés pour créer des modèles lombaires et ensuite comparer les résultats numériques. La conclusion de l'étude était que la scoliose pouvait fortement augmenter les oscillations cycliques, ce qui pourrait conduire à une déformation scoliothique supplémentaire de la colonne vertébrale.

L'équipe de Texas Tech. University a également publié des études sur l'instrumentation postérieure. Dans une de ces études (Haddas et al., 2018), les auteurs comparent numériquement le comportement de la colonne vertébrale de 5 patients de sexe masculin (30-81 ans) avec une scoliose dégénérative après et avant la chirurgie. Pour les corrections, des instrumentations courtes (L5-S1 ou L2-L4) et longues (L1-S1) ont été mises en place. Les résultats numériques obtenus montrent que la colonne scoliothique présente un comportement cinétique et cinématique anormal et asymétrique par rapport à une colonne saine. En comparant ces résultats numériques avec ceux obtenus grâce au MEF d'une colonne vertébrale saine, il en est ressorti que les patients scoliothiques présentaient par rapport au patient sain une augmentation de 8.03 % du ROM, de 20 % de la pression intradiscale, ainsi que de 18 % des forces dans les facettes articulaires. Après l'intervention chirurgicale, le ROM calculé a diminué de 92 %, l'IDP de 47 % et les FJF de 61 % dans la section instrumentée. Dans les sections adjacentes à l'instrumentation, ces paramètres ont légèrement augmenté.

Dans une étude numérique récemment publiée en 2019 par Xu et al., la distribution des contraintes dans les fixateurs postérieurs, le ROM et la force d'interaction vis-os calculés ont été comparés selon six configurations différentes de fixation qui s'étendent sur un ou deux segments lombaires. Les segments ont été chargés numériquement en extension, flexion, inflexion latérale, torsion axiale, ainsi qu'en compression axiale. Les résultats numériques ont montré que la fixation de plusieurs segments additionnels de la colonne vertébrale réduisait la charge dans les vis et le ROM. Pour les instruments plus longs, il est suggéré d'utiliser des vis intermédiaires supplémentaires pour renforcer l'ancrage. Il est à noter cependant, que cela augmente les concentrations de contraintes calculées sur les tiges.

L'équipe de Texas Tech. University a donc publié une méthode qui lui permet de créer des MEF patient-spécifiques à partir des coupes scanner avec une validation de ces MEF faite par extension des résultats obtenus par rapport à une première étude sur cinq géométries différentes. Cependant, une validation doit être revue et publiée après chaque création de modèle, ce qui n'est pas le cas. De plus,

les maillages hexaédriques des MEF sont créés de façon automatique par un algorithme qui ne contrôle pas forcément la qualité du maillage proposée et peu donc proposer une qualité de maillage faible pour des géométries complexes. Dans les études publiées avec des modèles de patients atteints de scoliose dégénérée, les propriétés mécaniques n'ont pas été adaptées alors qu'il est bien connu que le processus de vieillissement a une influence significative sur celles-ci.

### 1.4.5 MEF de l'University of Iowa – Iowa (Etats-Unis)

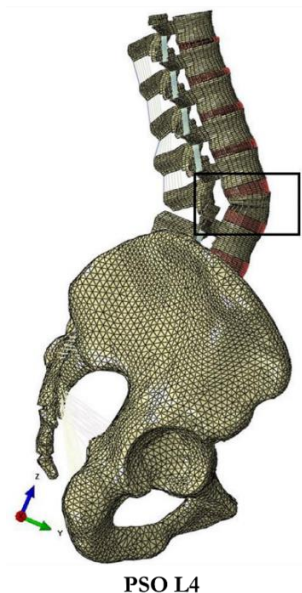
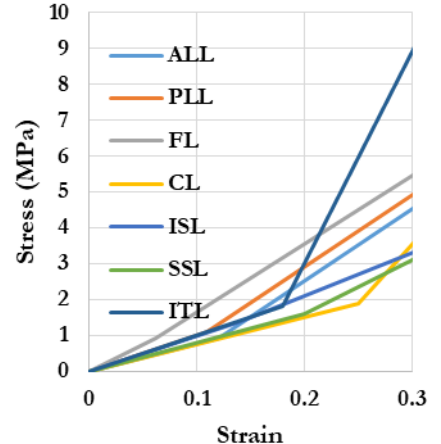
L'un des premiers modèles de colonne vertébrale a été développé en 1988 à l'Université de l'Iowa (Goel et al., 1988). Dans cette première publication, le modèle se composait de deux segments lombaires L3-L5. La géométrie du segment L3-L4 était basée sur des coupes scanner d'un cadavre. Le nucleus, la matrice de l'annulus et les structures osseuses ont été maillés à l'aide d'éléments brique. La matrice de l'annulus est renforcée par des fibres d'annulus, maillés en éléments ressorts. Des éléments ressorts ont été également utilisés pour la modélisation des ligaments. Le premier modèle était composé au total de 748 éléments, dont 539 éléments brique, 237 éléments ressort et 10 éléments contact. Les propriétés mécaniques étaient essentiellement des propriétés élastiques linéaires isotropes attribuées aux structures osseuses, au nucleus et à la matrice de l'annulus. Déjà dans ce premier modèle la matrice de l'annulus était renforcée par des fibres aux propriétés élastiques linéaires. Des propriétés hyper élastiques ont été attribuées aux ligaments. Cet ensemble de propriétés hyper élastiques des ligaments a été réutilisé dans de nombreux modèles par d'autres auteurs (Chen et al., 2001; Ruberté et al., 2009; Zhong et al., 2006). Ce premier modèle a tout d'abord été validé par rapport à l'IDP, ainsi que la translation de la vertèbre supérieure à la suite d'une compression.

Au cours des dernières années, le MEF a été enrichi de segments et de validations supplémentaires. Le nombre d'éléments par vertèbre et disque intervertébral a également augmenté (Dooris et al., 2001). Les propriétés mécaniques ont également changé et des propriétés hyper élastiques sont actuellement attribuées pour la matrice de l'annulus (Kiapour et al., 2012). Les segments L3-S1 ont été validés en termes de ROM par rapport aux essais in-vitro pour des moments purs jusqu'à 9 N.m avec des incréments de 1 N.m (Goel et al., 2005). Une validation supplémentaire a été publiée dans l'étude de Goel et al. en (2007), avec une validation en termes de ROM du segment L4-L5 sollicité avec un moment de 10 N.m et un FL de 400 N, ainsi qu'en termes de FJF. De nombreuses études numériques sur les prothèses des disques et instrumentations ont été réalisées (Goel et al., 2007, 2005; Kiapour et al., 2012).

## Chapitre 1 : Etude bibliographique

En 2018, une étude avec ce MEF qui a été adaptée pour la simulation des ostéotomies a été publiée (Seyed Vosoughi et al., 2018). Pour cette étude, le modèle du T10-pelvis a été utilisé, modèle composé au total de 215 494 éléments. L'illustration du MEF, ainsi que les propriétés mécaniques sont proposées au travers du tableau 7.

**Tableau 7 : Illustration et synthèse des propriétés mécaniques (E : module d'Young,  $\mu$  coefficient de Poisson) du modèle de l'University of Iowa**

Illustration	Structure anatomique	Propriétés Mécaniques	E (MPa) / $\mu$
<div style="text-align: center;">  <p>154 475 éléments</p> <p>PSO L4</p> </div>	Os cortical	linéaire élastique isotrope	12 000 / 0.3 (colonne vertébrale) 17 000 / 0.3 (pelvis)
	Os spongieux		100 / 0.2 (colonne vertébrale) 10 / 0.2 (pelvis)
	Cartilage articulaire	contact souple	
	Matrice d'annulus	hyperélastique isotrope	(Neo-Hookean) C10=0.348, D1=0.3 / -
	Nucleus pulposus	hyperélastique isotrope	(Mooney-Rivlin) C1=0.12, C2=0.03 D1=0.0005 / -
	Fibre de l'annulus	linéaire élastique isotrope	357-550 / -
	Ligaments	Hypo élastique	

Afin d'étudier une ostéotomie, une PSO de 30° au niveau L3 a été modélisée. Une validation du MEF adapté à l'ostéotomie a été présentée en termes de ROM du segment L2-L4 et des déformations dans les tiges par rapport à l'étude de (Hallager et al., 2016) pour des moments de 10 N.m. Cette étude numérique avait pour but d'évaluer et de comparer le ROM, la répartition des contraintes dans les tiges et les forces agissant sur l'ostéotomie. Différentes configurations d'instrumentation (1 tige vs 2 tiges avec différentes méthodes de fixation sur chaque côté) ont été comparées en se focalisant sur la position de la tige supplémentaire. Les résultats de cette étude numérique ont montré, qu'en général, les

tiges supplémentaires réduisent le ROM global de la colonne ainsi que les contraintes sur la tige principale au niveau de l'ostéotomie.

Le MEF a été utilisé pour de nombreuses études numériques sur les implants rachidiens. Cependant, certaines validations se réfèrent encore à d'anciennes versions du modèle avec d'autres propriétés mécaniques utilisées. Par conséquent, il est possible qu'elles ne soient plus d'actualité. L'origine des propriétés mécaniques du système ligamentaire n'a pas été précisée. Il est donc impossible de savoir si elles ont été choisies arbitrairement ou à partir d'essais expérimentaux.

### 1.4.6 Conclusion

Il existe un grand nombre de MEF de la colonne vertébrale qui ont été développés à ce jour et une présentation de l'intégralité de ces modèles irait au-delà de ce travail de synthèse. Pour cette raison, deux procédures de sélection ont été utilisées. Dans un premier temps, seuls les modèles traitant la scoliose dégénérative et son traitement par chirurgie ont été pris en compte. Dans un deuxième temps, nous avons choisi parmi eux des modèles qui ont apporté des contributions intéressantes.

Les principales conclusions des études numériques présentées ici sont que l'instrumentation réduit le ROM et qu'un doublement des tiges réduit les contraintes dans les tiges principales.

Cependant, tous ces MEF ont leurs limites. D'une part, les limites peuvent être dues au maillage qui, dans certains cas, comporte un faible nombre d'éléments reproduisant très approximativement la géométrie complexe du rachis, et dans d'autres cas, une mauvaise qualité des éléments peut avoir une influence négative sur la convergence ou les résultats numériques. Une autre limite des MEF existants réside dans les propriétés mécaniques implémentées qui soit ne sont pas à la hauteur de l'état de l'art, ou ne sont pas issues d'essais expérimentaux.

Une synthèse des validations des principaux MEF exposés est présentée au travers du Tableau 8. Certains modèles ne sont que faiblement validés ou, dans certains cas, les validations doivent être répétées, car entre-temps, suivant les études réalisées, les paramètres ont été changés.

Les MEF présentés ici sont limités à la colonne lombaire, bien que les instrumentations comprennent souvent une partie de la colonne thoracique. Les études issues de la littérature et présentées ici portent sur les corrections d'ostéotomie utilisées pour la correction des colonnes vertébrales raides. Aucune étude numérique à l'heure actuelle ne porte sur les colonnes vertébrales à mobilité suffisante.

Tableau 8 : Synthèse des validations des quatre principaux MEF de la colonne exposé dans le cadre de cette revue de la littérature.

MEF	ROM		IDP	FJF
	In vivo	In vitro		
MEF de l'ENSAM		✓		
MEF de l'IRCCS Istituto Ortopedico Galeazzi	✓	✓		
MEF de Texas Tech University	✓	✓	✓	✓
MEF de l'University of Iowa		✓		✓

### 1.5 Conclusions et motivation de l'étude

Dans ce premier chapitre, l'accent a été mis sur la compréhension de l'anatomie de la colonne vertébrale, son équilibre sagittal et son évolution avec l'âge. Nous avons également rapporté les principaux essais expérimentaux utilisés ou appropriés pour valider les MEF. Enfin, les conclusions des études numériques les plus pertinentes et les MEF associés ont été synthétisés.

Dans la première partie de ce chapitre, le lecteur a été initié à l'anatomie. Nous avons souligné que la colonne vertébrale est une construction complexe, composée de différentes structures. Au travers de l'anatomie fonctionnelle, nous nous sommes d'abord familiarisé avec les différents comportements des régions (cervicales, thoraciques et lombaires) de la colonne vertébrale par rapport aux mouvements dans les principales directions anatomiques. Ensuite, les paramètres spinaux-pelviennes, qui décrivent l'alignement de la colonne vertébrale, ainsi que leur influence sur l'équilibre sagittal ont été introduits. La mesure de ces paramètres dans des populations saines a montré qu'il existe une chaîne de corrélations entre le bassin et la tête. A partir des études expérimentales, il a été également démontré qu'il existe cinq types de colonne vertébrale ainsi que des paramètres spinaux, qui peuvent changer au cours du vieillissement en raison de l'usure des composants, en particulier du disque intervertébral.

Dans la section suivante, les différentes maladies qui peuvent survenir au cours du processus de vieillissement ont été décrites, en se focalisant en particulier sur la scoliose dégénérative, qui est le thème central de ce travail de thèse. Les chiffres épidémiologiques montrent que le phénomène touche un grand nombre de personnes et qu'il affectera encore plus de patients à l'avenir avec le vieillissement de la société. La qualité de vie, qui est grandement affectée par la scoliose, peut être améliorée par des corrections réussies de l'équilibre sagittal. Selon le degré de correction nécessaire, ainsi que la flexibilité restante de la colonne, il existe différentes options de correction. Tandis que les colonnes vertébrales flexibles sont corrigées avec une instrumentation postérieure et des cages intersomatiques optionnelles, les ostéotomies sont utilisées pour les scolioses rigides avec un grand degré de correction.

Malheureusement, diverses complications peuvent survenir après la chirurgie, parmi lesquelles les fractures des tiges qui sont les plus fréquentes au long terme.

La troisième partie a été consacrée aux études expérimentales *in vivo* et *in vitro* qui peuvent être utilisées pour la validation des MEF. Des quantités physiques telles que ROM, IDP, FJF, ainsi que l'analyse fréquentielle ont ainsi été montrées et comparées. Contrairement à la colonne thoracique, une bonne concordance entre les résultats *in vivo* et *in vitro* a été observée dans la région lombaire entre les différentes études.

Dans la dernière section, nous nous sommes concentrés sur la présentation d'études numériques impliquant la dégénérescence de la colonne vertébrale et son instrumentation. Quatre MEF et leurs études ont été examinés plus en détails. En général, la conclusion principale de ces études a été que tous les instruments réduisent considérablement le ROM global, ainsi qu'un doublement des tiges et des cages intersomatiques réduisent les contraintes dans les tiges principales. Au vu des MEF qui ont été utilisés dans ces études numériques, des limites, parmi lesquelles des maillages grossiers et des propriétés simplifiées, ont été constatées. Concernant les validations, certains modèles n'ont pas été suffisamment validés ou étaient basés sur des validations obsolètes effectuées avec d'anciennes versions de modèles.

Parmi les MEF du rachis instrumenté, un seul groupe de recherche a rapporté une validation de la version instrumentée mais il s'agissait d'une instrumentation réalisée suite à une PSO. Par ailleurs, toutes les études numériques se limitaient exclusivement aux ostéotomies, c'est-à-dire à la correction des colonnes vertébrales rigides. Etant donné que le problème de la rupture de tige se pose également dans le cas d'une instrumentation d'une colonne flexible, nous nous proposons d'étudier dans le cadre de cette thèse cette complication non étudiée à l'heure actuelle.

Pour ce faire, nous proposons dans ce qui suit, le développement d'un modèle en éléments finis de la colonne vertébrale complète (saine et instrumentée), exhaustivement validé en termes de ROM, ainsi que dans le domaine fréquentiel. Grâce à cette validation exhaustive du modèle sain et instrumenté, cet outil permettra par la suite d'étudier toutes les configurations d'instrumentations imaginables par le praticien et de calculer les efforts, contraintes, déformations dans chaque structure modélisée.





*Chapitre 2 : Développement et validation d'un  
MEF du rachis sain*

### 2.1 Introduction

Nous en arrivons maintenant au cœur de ce travail de thèse, le développement d'un MEF du rachis complet. Dans le deuxième chapitre, nous avons souligné le fait que les fractures de tige soient une complication fréquente après une chirurgie de correction de la scoliose et qu'elles n'aient pas encore été suffisamment analysées « biomécaniquement ». Pour cette analyse biomécanique, nous avons besoin d'un outil qui nous permette de reproduire le comportement mécanique de la colonne vertébrale. Nous avons décidé de développer un MEF de la colonne vertébrale qui nous permettra d'étudier toutes les configurations d'instrumentations imaginables par le praticien et de calculer les efforts, contraintes et déformations dans chaque structure modélisée.

Au début de ce chapitre, nous expliciterons le processus de création de la géométrie de la colonne à partir d'un CT Scan. Une fois la géométrie créée, elle doit être discrétisée, c'est-à-dire divisée en éléments ou maillée, afin d'être utilisée pour des études mécaniques. Par la suite, les propriétés mécaniques, qui ont été implémentées aux différentes structures anatomiques seront détaillées. La dernière étape consistera à s'assurer que le MEF développé se comporte comme une colonne vertébrale réelle. Durant ce processus, qui est également appelé validation, des expériences disponibles dans la littérature seront reproduites avec le MEF et les résultats seront comparés entre eux. Dans ce travail de thèse, nous nous concentrerons sur la validation du MEF par segment c'est-à-dire une validation du segment thoracique, lombaire et de l'articulation sacro-iliaque en terme de ROM. Cette validation sera complétée par une validation originale dans le domaine fréquentiel de la colonne cervicale, ainsi que de l'ensemble du rachis.

### 2.2 Acquisition de la géométrie de rachis

En général, chaque MEF a besoin d'une géométrie sur laquelle s'appuyer pour élaborer un maillage et la synthèse bibliographique sur les MEF existants, présentée au chapitre 2.4, a montré qu'il existait différentes façons d'acquérir cette géométrie. Le MEF de l'ENSAM, par exemple, a été construit à partir de paramètres morphologiques dérivés d'une moyenne de la population (Charosky et al., 2014). Cependant, la géométrie de la plupart des MEF développés a été obtenue à partir de coupes scanner provenant d'un individu sain (Dreischarf et al., 2014). L'avantage de cette dernière méthode par rapport à la première est qu'il existe beaucoup plus de points géométriques permettant une description plus précise des différentes parties que l'on souhaite modéliser. Pour cette raison, la géométrie de notre MEF a été élaborée à partir des coupes scanner d'un volontaire, un homme sain de 47 ans avec une

taille moyenne de 1.72 m et sans maladie spinale. Le scanner a été réalisé avec des coupes millimétriques. Le plan sagittal et le plan frontal contiennent chacun 512 images, alors que 610 images ont été réalisées dans le plan axial. La résolution des images scanner est de 512 x 610 pour les images dans les plans sagittal et frontal, et de 512 x 512 pour celles dans le plan axial.

En coopération avec la société Visible Patient (France), dont une des spécialités est la visualisation tridimensionnelle des parties anatomiques à l'aide de coupes scanner ou IRM, la reconstruction 3D du rachis sain a été réalisée à partir des 1634 images disponibles pour notre volontaire. Dans ce processus de reconstruction 3D, les images sont segmentées en examinant les niveaux de gris permettant ainsi de différencier les parties osseuses des tissus mous et de différencier les différents organes.

Après ce processus de segmentation, un maillage surfacique inhomogène, composé d'éléments triangulaires au format STL (stéréo lithographie) est obtenu. Ce fichier a ensuite été importé sous le logiciel Hypermesh V12.0 de la suite ALTAIR afin de corriger les imperfections provenant du processus de segmentation. En effet, bien que le maillage STL propose un maillage triangulaire du rachis respectant la géométrie de celui-ci, ce maillage n'est pas encore adapté à l'analyse par éléments finis. Les raisons à cela sont que d'une part, le maillage présente encore de nombreuses irrégularités et erreurs de segmentation et d'autre part qu'il ne s'agit que d'un maillage surfacique et que l'on souhaite avoir un maillage volumique de la partie osseuse permettant de prendre en compte de façon adéquate les inerties des différentes vertèbres par exemple, sans compter les limites liées au fait que le maillage doit remplir un certain nombre de critères de qualité ayant une influence sur la convergence des résultats, ainsi que sur le temps de calcul. La Figure 29 propose une illustration des différentes étapes permettant de définir une géométrie « propre » sur laquelle le maillage tridimensionnel s'appuiera.

Suite à la correction de la géométrie osseuse, l'étape suivante consiste à vérifier la position des vertèbres les unes par rapport aux autres et à s'assurer que la symétrie dans le plan sagittal est respectée. La CAO du rachis complet est présentée au travers de la Figure 30 ainsi que les différents angles permettant de caractériser le type de dos du volontaire.

La hauteur totale du rachis vertébral ainsi reconstruit, comprenant les parties cervicale, thoracique, lombaire ainsi que la partie sacro-coccygienne, est de 738mm. Une pente sacrée de 44.4°, une PI de 60.3°, ainsi qu'une lordose lombaire de 53.4° sont mesurées, suggérant qu'il s'agisse d'un dos de type III selon Roussouly (Roussouly et al., 2005).

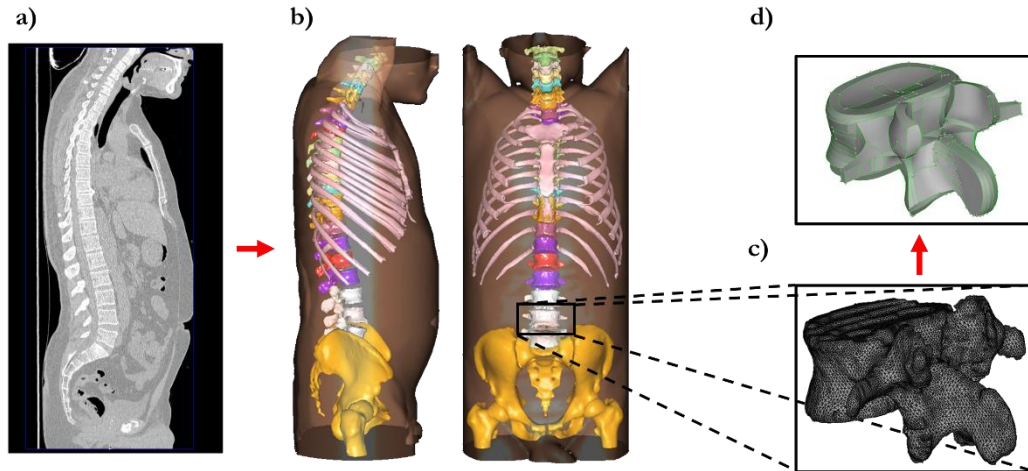


Figure 29 : Processus illustrant les différentes étapes permettant de définir une géométrie « propre » sur laquelle le maillage tridimensionnel s'appuiera. A partir de coupes scanner (a) une reconstruction 3D est réalisée (b), une segmentation des différentes parties osseuses est alors appliquée permettant d'obtenir un format stéréolithographique de chacune des vertèbres (maillage 2D) (c) qui est ensuite utilisé afin de reconstruire des surfaces lisses sur lesquelles un maillage 3D pourra être appliqué (d).

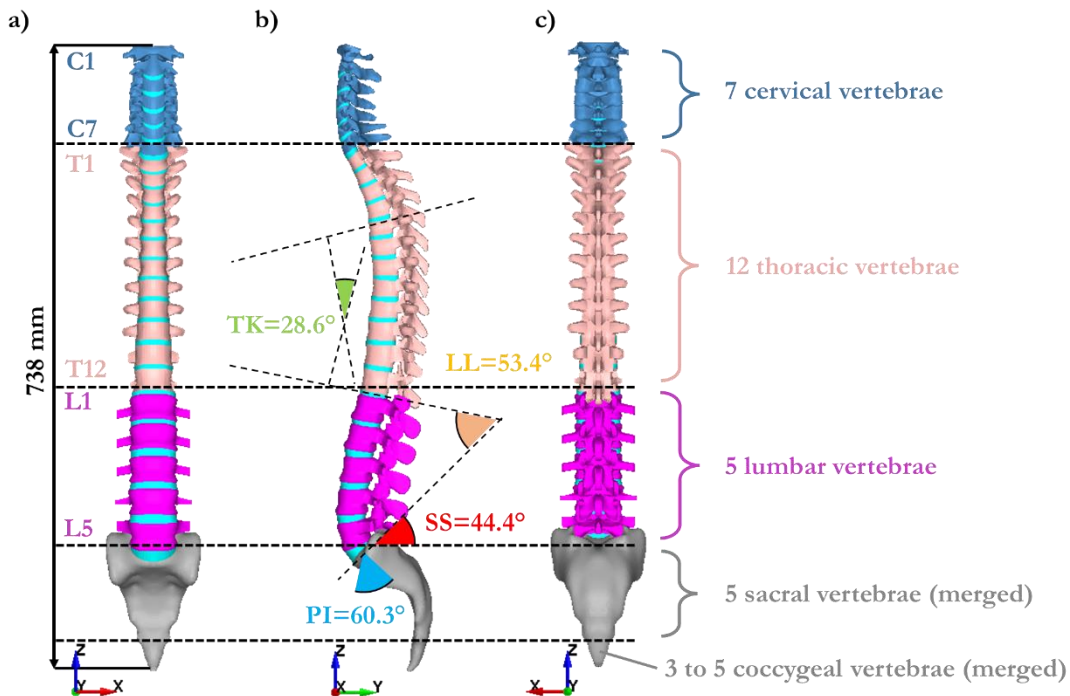


Figure 30 : Vues ventrale (a), latérale (b) et dorsale (c) de la CAO du rachis, reconstruit à partir de coupes scanner d'un volontaire sain ainsi que ses paramètres spinaux-rachidiens calculés définissant ce dos comme étant d'un type III selon Roussouly (Roussouly et al., 2005).

### 2.3 Maillage

Après la reconstruction de la géométrie des parties osseuses vient le processus de maillage.

Tout d'abord, une taille de maille a été définie. Il a été tenu compte du fait que les éléments doivent être suffisamment petits pour que la géométrie soit bien reproduite et pour qu'au moins trois couches d'éléments s'insèrent entre les corps vertébraux pour former les disques intervertébraux.

D'autre part, il a fallu veiller à ne pas descendre en dessous d'une taille de 0,5 mm afin de limiter le nombre d'éléments total et le temps de simulation.

A titre de compromis, une taille moyenne de 2 mm a été choisie, ce qui laisse une marge de manœuvre suffisante pour apposer un maillage sur les zones de géométrie complexe. Par ailleurs, lors du maillage de chacune des parties anatomiques de la colonne, et notamment concernant les parties les plus « molles » comme les disques intervertébraux, amenées à se déformer de façon plus importante que les parties osseuses, la qualité des éléments volumiques en termes de distorsions des éléments a été contrôlée.

La Figure 31 propose une illustration du maillage volumique en éléments brique des structures osseuses à partir d'une géométrie corrigée.

Les différents composants osseux qui ont été pris en compte lors du remaillage de la géométrie sont :

- L'os spongieux, principal constituant du corps vertébral, est maillé avec des éléments hexaédriques ;
- Cet os spongieux est entouré d'os cortical, qui est un composant en couches minces. L'os cortical avec une épaisseur de 0,5 mm a été maillé par des éléments coques (Thomas Zander et al. 2009) ;
- Les éléments osseux postérieurs (pédicules, processus et facettes) ont été modélisés à l'aide d'éléments volumiques hexaédriques.

Au cours du processus de maillage, une attention toute particulière a été accordée à l'alignement correct des facettes articulaires. L'espace entre les facettes a été fixé à 0,5 mm (Antonius Rohlmann et al. 2006).

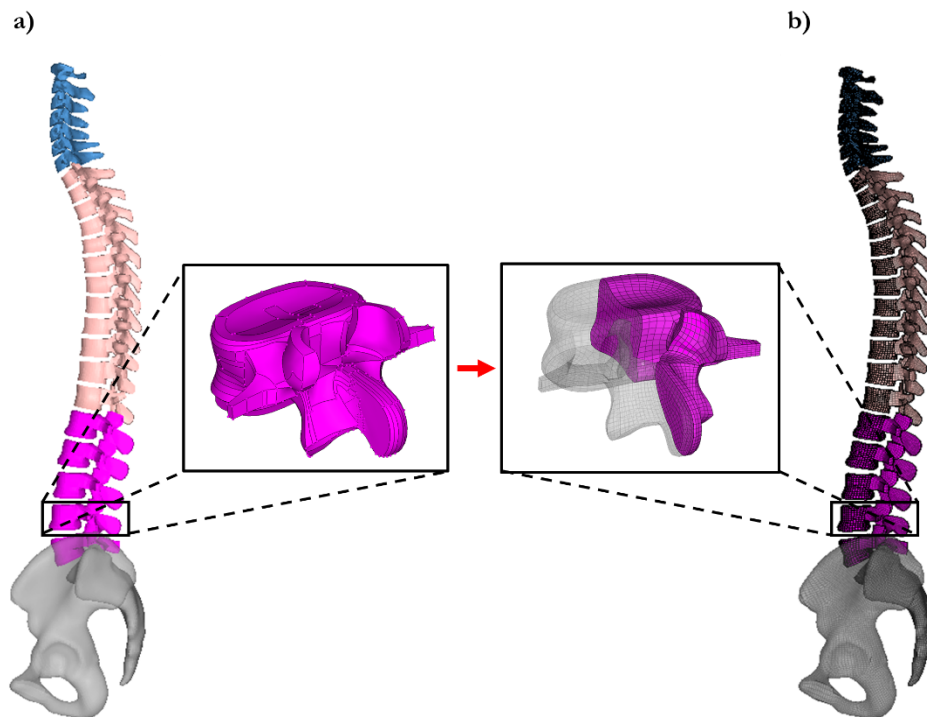


Figure 31 : Illustration de la CAO de la colonne vertébrale reconstruite (a) à partir du format STL obtenu après reconstruction 3D des coupes scanner ainsi que le maillage volumique des vertèbres créé à partir de cette géométrie (b).

La figure 4 propose une illustration du maillage volumique d'une vertèbre pour chacune des régions, cervicale, thoracique et lombaire ainsi que la comparaison entre le maillage initial en tria issu du fichier STL et la version finale du remaillage volumique.

Bien que le maillage final ait été simplifié d'un point de vue géométrique, on observe une bonne correspondance des géométries initiales et finales.

On remarque également que le nombre d'éléments utilisés pour le remaillage augmente avec le volume des corps vertébraux mis en jeu. Alors qu'une vertèbre cervicale est maillée à l'aide de 3430 éléments briques, plus de deux fois plus d'éléments sont utilisés pour mailler une vertèbre de la région lombaire.

Le remaillage de l'ensemble des structures osseuses du rachis se compose d'un total de 116912 éléments volumiques hexaédriques ainsi que de 28308 éléments coques.

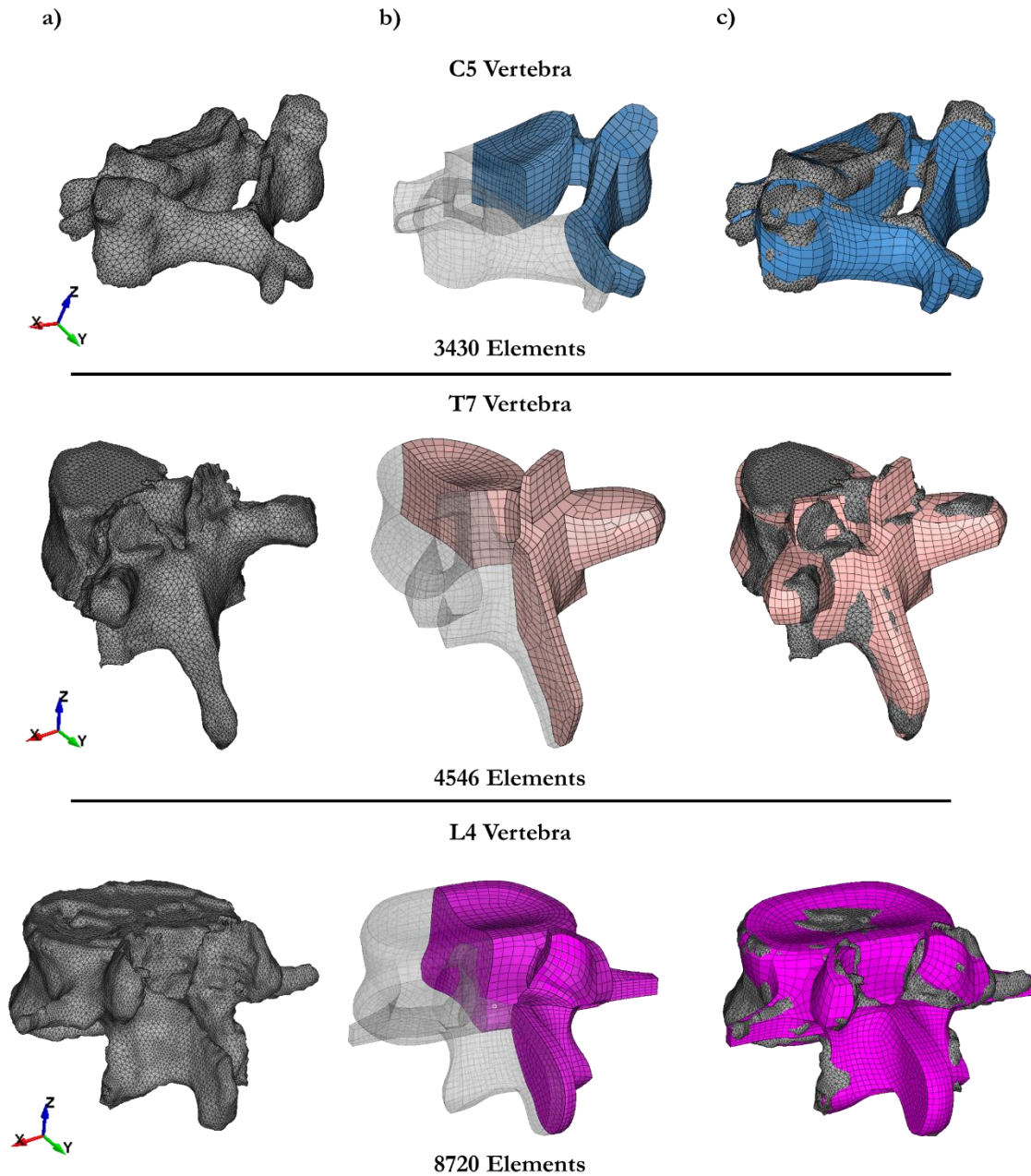
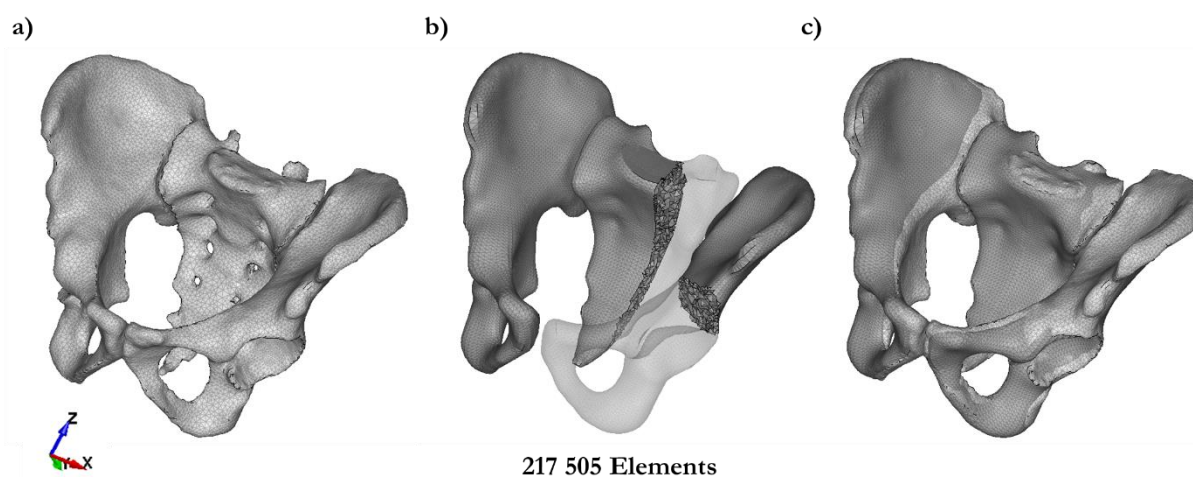


Figure 32 : Illustration du maillage tria des vertèbres obtenu à l'issu de la segmentation (a) et après remaillages des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires (b) ainsi que la comparaison entre le fichier STL et le maillage final (c).

En ce qui concerne le bassin, cette composante anatomique sert principalement à ancrer et à relier de nombreux ligaments. Etant donné que ni les forces ni les tensions au sein de cette structure ne seront évaluées dans le contexte de ce travail, une simplification a été faite ici et le maillage du bassin a été réalisé en utilisant des éléments volumiques tétraédriques.



Le bassin est composé d'un total de 217505 éléments volumiques tétraédriques. Une illustration de ce maillage est proposée au travers de la Figure 33.



Après la création du maillage des parties osseuses, les vertèbres individuelles sont reliées par des disques intervertébraux. Comme présenté dans le chapitre précédent, le disque intervertébral est constitué d'un noyau pulpeux, d'un anneau fibreux et des plateaux cartilagineux.

Le noyau pulpeux est un noyau en forme de gelée, qui est entouré par l'anneau fibreux. Environ 44 % du volume du disque a été utilisé pour la création du noyau pulpeux (Schmidt et al. 2006). Le reste de la zone discale a été considéré comme étant l'anneau fibreux. Les plaques terminales cartilagineuses quant à elles sont situées entre les disques intervertébraux et les plaques terminales osseuses. Des coupes histologiques ont montré que ces plaques recouvrent l'ensemble du noyau pulpeux et atteignent entre un tiers et la moitié de l'épaisseur de l'anneau (Noailly et al., 2005).

L'anneau fibreux est un matériau composite à matrice renforcée par de multiples couches concentriques de fibres arrangées selon un motif entrecroisé. Il existe sept couches de fibres dans l'annulus avec un angle entre les fibres qui est défini par la position des nœuds de la matrice de l'annulus.

Tous les composants du disque intervertébral ont été maillés avec des éléments hexaédriques à l'exception des fibres de l'anneau qui ont été maillées avec des éléments ressorts.

Une illustration du maillage d'un disque intervertébral est montrée au travers de la Figure 34. L'ensemble des disques intervertébraux a été maillé à l'aide de 35552 éléments hexaédriques et de 36340 éléments ressorts.

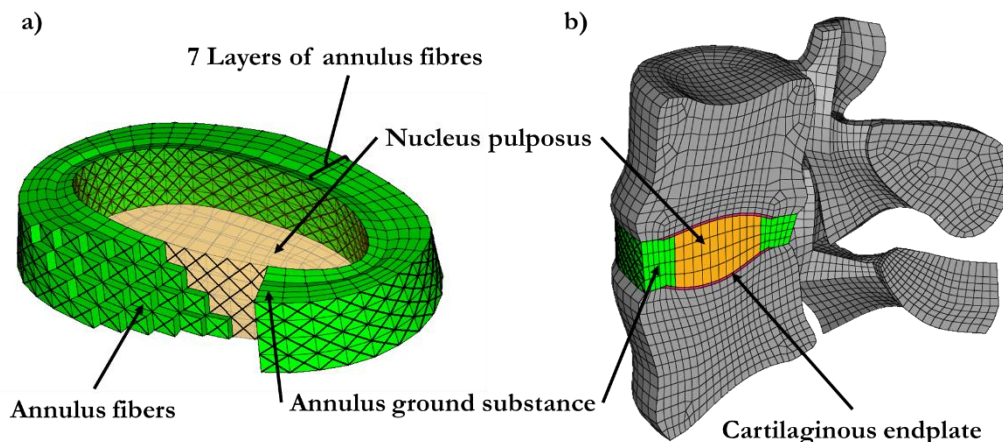


Figure 34 : Maillage des différentes parties du disque intervertébral (a), comprenant les fibres de l'annulus, la matrice de l'annulus et le nucléus pulposus. Coupe transversale d'une unité fonctionnelle (b) montrant le nucleus, l'annulus, ainsi que le plateau cartilagineux.

Enfin, les vertèbres sont reliées entre elles par des ligaments modélisés à l'aide d'éléments type ressort. Tous les ligaments principaux de la colonne vertébrale ont été inclus dans le modèle : Ligament longitudinal antérieur (ALL), Ligament longitudinal postérieur (PLL), Ligament capsulaire (CL), Ligament intertransversal (ITL), Ligamentum Flavium (FL), Ligament supra épineux (SSL) et Ligament inter épineux (ISL).

Le nombre d'éléments de type ressort utilisé pour représenter un type de ligament peut différer selon le ligament et le segment considéré. Le positionnement de ces ligaments (ressorts) a été réalisé en utilisant des données anatomiques correspondantes (atlas d'anatomie).

Les ligaments du MEF ainsi développé se composent d'un total de 1771 éléments ressorts.

Les différents ligaments de la partie cervicale, thoracique, ainsi que lombaire sont présentés au travers de la Figure 35 et une illustration du positionnement de ces ligaments est proposée pour chacune des parties de la colonne en termes d'unité fonctionnelle représentative.

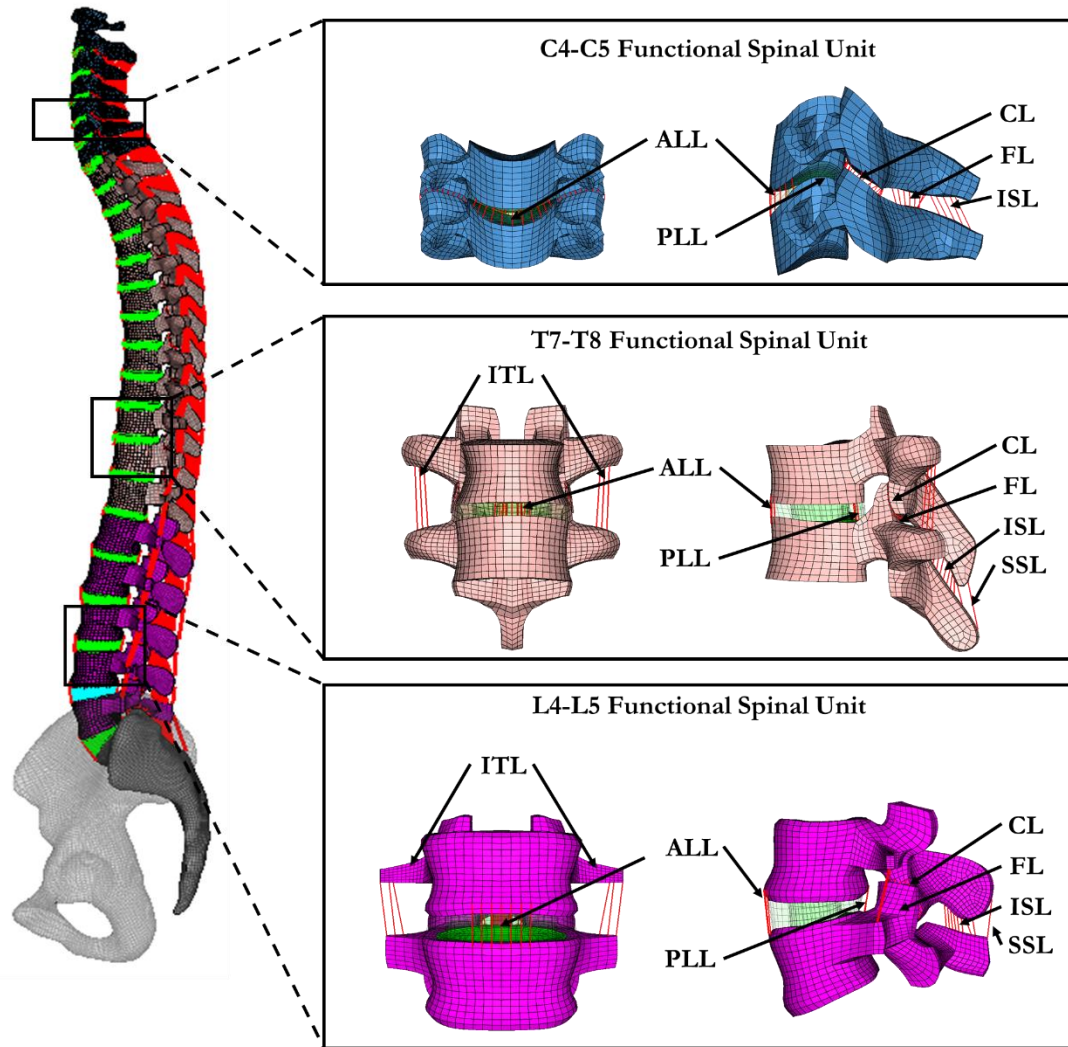


Figure 35 : Système ligamentaire de la colonne cervicale, thoracique et lombaire. Les principaux ligaments sont : Ligament longitudinal antérieur (ALL), Ligament longitudinal postérieur (PLL), Ligament capsulaire (CL), Ligament intertransversal (ITL), Ligamentum Flavum (FL), Ligament supra épineux (SSL) et Ligament inter épineux (ISL).

## 2.4 Propriétés mécaniques

Une fois le MEF développé d'un point de vue maillage des principaux constituants de la colonne vertébrale, une étape cruciale concerne l'implémentation de lois de comportement sous *ls-dyna*.

Les parties osseuses du MEF sont représentées par une loi élastique linéaire. Les paramètres mécaniques utilisés sont issus des travaux de (Oktenoglu et al., 2015).

Concernant les propriétés du disque intervertébral, le noyau pulpeux a été modélisé à l'aide d'une formulation hyper élastique isotrope de Mooney-Rivlin (Schmidt et al. 2007).

Une fonction de la densité d'énergie de déformation isotrope proposée par Hill en 1979 a été choisie pour représenter le comportement de la matrice de l'annulus (Panzer et Cronin 2009). Les paramètres mécaniques de la matrice de l'annulus ont été extraites des données expérimentales disponibles dans la littérature en compression, compression confinée, ainsi qu'en traction (Panzer et Cronin 2009).

Afin d'ajuster la réponse du MEF en termes de ROM par rapports aux résultats expérimentaux de Heuer et al. (2007), un ajustement des paramètres mécaniques de la matrice de l'annulus et du nucleus a été réalisé. En effet, il existe peu de données expérimentales permettant de caractériser entièrement et de façon précise le comportement de ces deux constituants en traction et en compression d'où la nécessité d'un ajustement numérique.

La figure 8 illustre les comportements mécaniques en termes de contrainte déformation de l'annulus et du nucleus implémentés dans le modèle superposés aux données expérimentales disponibles (Cloyd et al., 2007; Fujita et al., 1997; Wagner and Lotz, 2004) et les comportements des disques implémentés dans quatre des principaux MEF de la colonne. Par rapport aux MEF de la littérature, les comportements mécaniques des différents constituants du disque implémentés dans le MEF développé dans le cadre de cette thèse sont plus concordants avec les valeurs en traction compression issues des données expérimentales.

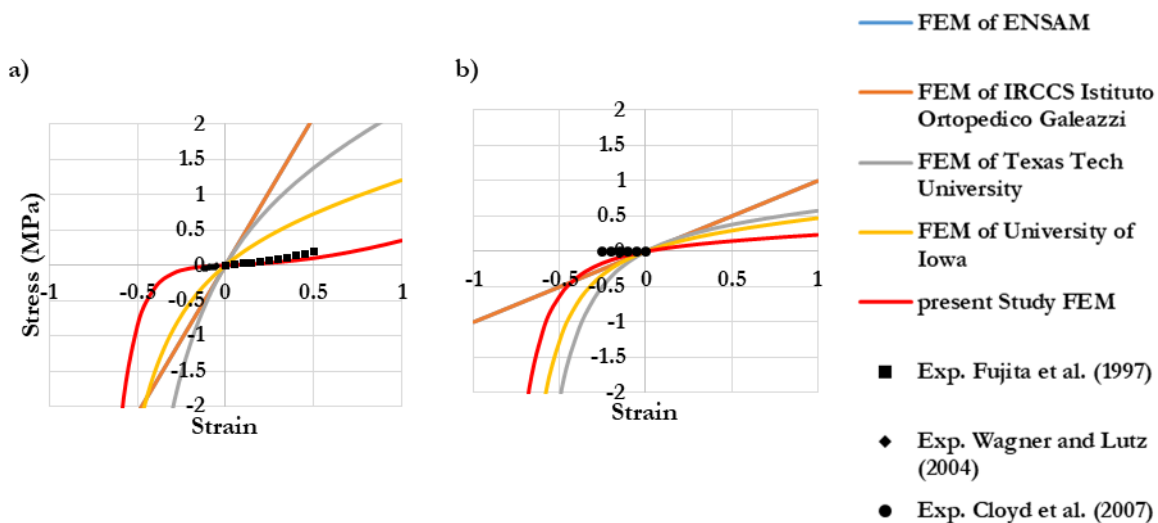


Figure 36 : Comparaison des comportements mécaniques de l'annulus (a) et du nucleus (b) implémentés dans le MEF développé dans la présente étude avec les réponses des principaux MEF de la littérature ainsi que les valeurs expérimentales disponibles.

Les propriétés mécaniques implémentées pour définir le comportement mécanique des fibres de l'annulus sont basées sur la courbe non linéaire de contrainte-déformation proposée par Shirazi-Adl et

al. en 1986. Ces fibres ne résistent qu'en traction et une diminution progressive des propriétés mécaniques en termes de courbes force/déplacement et de la section transversale des couches de fibres a été effectuée dans la direction radiale de l'intérieur vers l'extérieur (Shirazi-Adl et al. 1986). Les courbes des propriétés mécaniques de chacune des couches de fibres implémentées sous le logiciel ls-dyna sont rapportées au travers de la Figure 37.

Le plateau cartilagineux a, quant à lui, été modélisé à l'aide d'une loi élastique linéaire isotrope dont les paramètres ont été extraits des travaux de Schmidt et al. (2007).

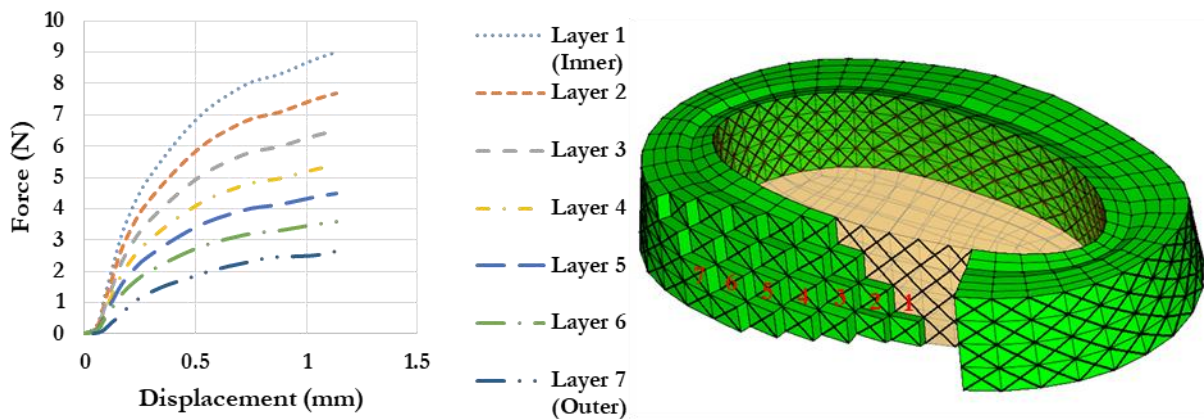


Figure 37 : Relations force-déplacement des différentes couches de fibres de l'annulus implémentées sous LS-Dyna et basées sur les travaux de Shirazi et al. (1986).

Les propriétés mécaniques du système ligamentaire pour les segments lombaire et thoracique ont été extraites des études de Schmidt et al. (2007) pour les ligaments ALL, PLL, CL, FL, ISL ainsi que le ligament SSL et de Chazal et al. (1985) pour le ligament IITL et implémentées en termes de courbes contrainte-déformation non linéaires. Les ligaments ne résistent qu'en traction. Les valeurs implémentées ont été calibrées pour notre MEF afin d'ajuster la réponse du MEF aux résultats expérimentaux de Heuer et al. (2007) pour le segment lombaire, ainsi que de Liebsch et al. (2017) et Broc et al. (1997) pour le segment thoracique. Pour la partie cervicale, les propriétés mécaniques des ligaments ont été extraites des travaux de Mattucci and Cronin (2015). La Figure 38 présente les courbes force-déformation implémentées afin de caractériser le comportement mécanique des ligaments des différentes parties de la colonne (cervicale, thoracique et lombaire) superposées aux données expérimentales de Pintar et al. (1992) et Chazal et al. (1985) et aux données des ligaments des principaux MEF de la littérature. On peut observer une grande dispersion des valeurs rapportées dans la littérature, dont nos valeurs ne s'écartent pas de manière considérable.

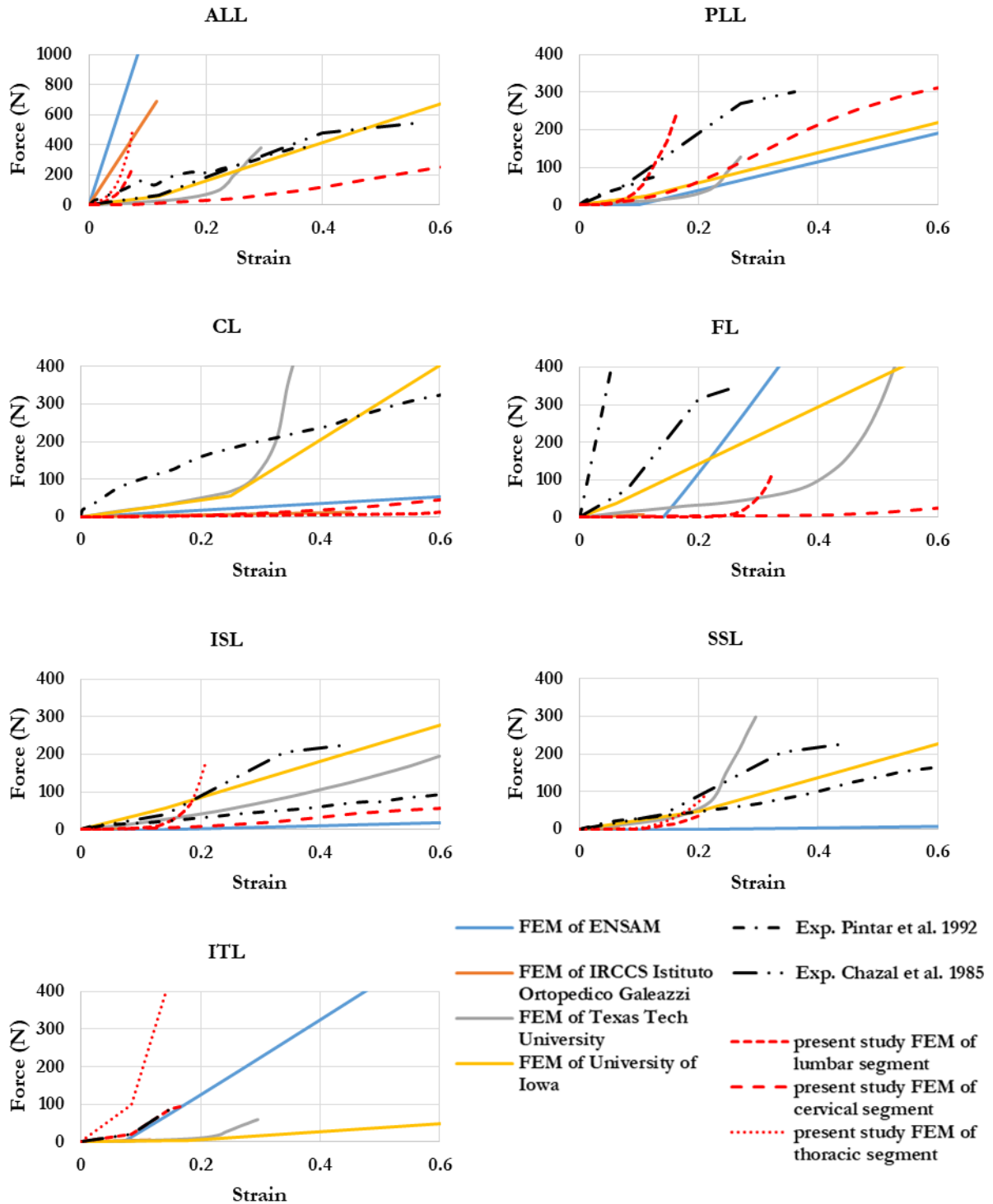


Figure 38 : Comparaison des courbes force déformation du système ligamentaire du MEF développé dans le cadre de cette étude ainsi que les valeurs des principaux MEF de la littérature, ainsi que les résultats des essais expérimentaux de la littérature. La longueur moyenne a été utilisée pour transformer la déformation en déplacement.

Le Tableau 9 propose une synthèse des propriétés mécaniques implémentées sous le logiciel Ls-dyna du MEF de la colonne développée dans la présente thèse de Doctorat.

## Chapitre 2 : Développement et validation d'un MEF du rachis sain

Tableau 9 : Synthèse de propriétés mécaniques attribuées aux différentes structures anatomiques du MEF.

Structure anatomique	Type d'élément	Propriétés Mécaniques	Modules (MPa)	Coefficient de Poisson	Densité (g/cm <sup>3</sup> )	Références
Os cortical	Coque	linéaire élastique isotrope	12 000	0.3	1.91	(Oktenoglu et al., 2015)
Os spongieux	Brique	linéaire élastique isotrope	100	0.2	1.87	(Oktenoglu et al., 2015)
Os cortical sous-chondral	Brique	linéaire élastique isotrope	3 500	0.25	1.87	(Oktenoglu et al., 2015)
Plaques cartilagineuses	Brique	linéaire élastique isotrope	23.8	0.4	1.0003	(Ayturk and Puttlitz, 2011)
Matrice de l'annulus	Brique	hyper élastique isotrope	Hill foam: C1=0.96, b1=3.444 C2=2.448, b2=-0.84 C3=-1.206, b3=-1.492	0.45	1.0003	(Panzer and Cronin, 2009)
Nucleus pulposus	Brique	hyper élastique isotrope	Mooney-Rivlin: C10=0.06, C01=0.015	0.4999	1.0003	(Schmidt et al., 2007)
Fibres de l'annulus	Ressort	élastique non-linéaire	Courbes contrainte/déformation non linéaires (Figure 37)			(Shirazi-Adl et al., 1986)
Ligaments spinaux	Ressort	élastique non-linéaire	Courbes force/déplacement non linéaires (Figure 38)			(Pingel, 1991), (Chazal et al., 1985)
Ligaments pelviens	Ressort	linéaire élastique	Pente des courbes Force/déplacement	sacro-iliaque antérieur: 700 N/mm sacro-iliaque postérieur: 1400 N/mm interosseux : 2800 N/mm petit sacro-sciatiques : 1400 N/mm grand sacro-sciatiques: 1500 N/mm		(Zhao et al., 2013)

### 2.5 Validation du MEF du rachis sain

#### 2.5.1 Introduction

Une fois le maillage créé à partir du scanner d'un volontaire sain et les paramètres mécaniques attribués aux différents composants du MEF de la colonne vertébrale, la biofidélité du MEF doit être vérifiée par comparaison directe avec des expériences. Puisqu'il est nécessaire de pouvoir compter sur une bonne reproductibilité de la cinématique du MEF dans ce travail de thèse, les différentes sections du modèle seront validées en termes de ROM. La présentation des validations du MEF autour de ce chapitre commencera par la partie thoracique et descendra successivement jusqu'au bassin.

Etant donné qu'il n'existe aucun essai expérimental en termes de ROM pour l'ensemble de la colonne vertébrale dans la littérature, une validation alternative, d'abord du système tête-cou et ensuite du rachis complet, dans le domaine fréquentiel, sera présentée à la fin de ce chapitre. Celle-ci consistera à vérifier si les déformées modales et les fréquences propres du MEF sont en accord avec les résultats expérimentaux disponibles dans la littérature. Cette validation originale permettra de vérifier la géométrie du MEF proposée ainsi que la répartition des masses et des propriétés mécaniques des divers constituants qui composent ce MEF, paramètres directement liés aux déformées modales et aux fréquences propres qui lui sont associées.

#### 2.5.2 Validation du segment thoracique

Le MEF du segment de la colonne thoracique (T1-T12) a été validé en termes de ROM par rapport aux résultats expérimentaux de Liebsch et al. (2017) pour l'ensemble de la partie thoracique (T1-T12) et par rapport aux résultats de Broc et al. (1997) pour chaque segment entre T4 et T12.

Afin de simuler la cage thoracique, des éléments type ressort ont été positionnés sur les corps vertébraux du segment thoracique. La rigidité des ressorts a été adaptée de manière à ce que la réponse avec la cage thoracique du modèle en termes de ROM soit en accord avec les données expérimentales de Liebsch et al. (2017).

La validation du MEF en termes de ROM de la colonne thoracique débute par la comparaison des résultats numériques du segment T1-T12 par rapport aux résultats des essais de Liebsch et al. en 2017. Dans un second temps, cette validation sera étendue en reproduisant les essais de Broc et al. (1997) avec les sollicitations appliquées plus importantes.



Afin de comparer les résultats numériques et expérimentaux des essais de Liebsch et al. en 2017, le MEF a été chargé avec des moments purs de 2 N.m avec et sans cage thoracique et les simulations ont été réalisées en flexion/extension, flexion latérale et torsion axiale.

La vertèbre inférieure du segment testé était fixée rigidement au niveau de L1 lors des expérimentations et donc une condition aux limites d'encastrement au niveau de L1 a été imposée au MEF afin de reproduire les conditions de l'expérience et un moment pur de 2 N.m a été appliqué au niveau de la vertèbre supérieure (C7). La Figure 39 illustre les conditions aux limites appliquées à la partie thoracique du MEF afin de reproduire les expérimentations de Liebsch et al. (2017). Enfin, les ROM du segment T1-T12 ont été calculés et comparés aux données expérimentales sous deux conditions, avec et sans cage thoracique.

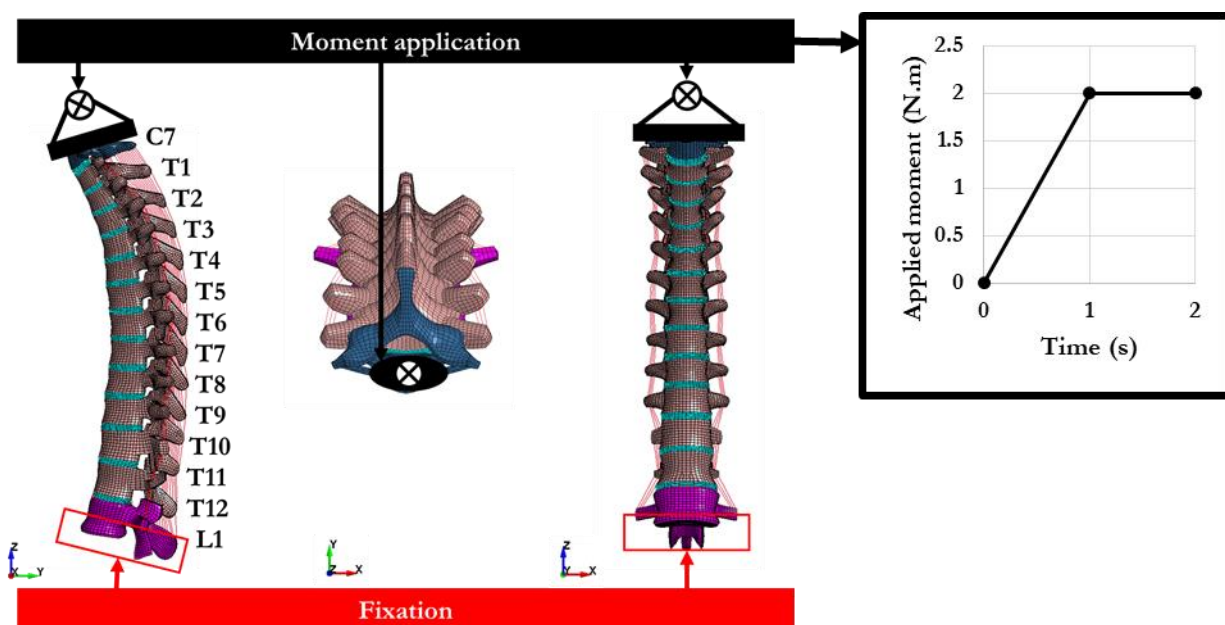


Figure 39 : Schématisation des conditions aux limites appliquées au MEF de la partie thoracique. La vertèbre L1 a été encastree tandis qu'un moment pur de 2 N.m a été appliqué au niveau de C7 en accord avec les expérimentations de Liebsch et al. 2017.

La Figure 40 résume les résultats numériques obtenus avec le MEF de la partie thoracique comparés aux résultats expérimentaux pour une sollicitation de 2 N.m avec et sans cage thoracique en flexion/extension, inclinaison latérale et torsion axiale.

Sans cage thoracique et sous la sollicitation d'un moment pur de 2 N.m, le MEF présente un ROM de 21° en flexion/extension, 33° en inclinaison latérale et 51° en torsion axiale.

Pour toutes les sollicitations à l'exception de l'inclinaison latérale sans cage thoracique, les valeurs du ROM obtenues avec le MEF montrent une bonne concordance avec les données expérimentales et les résultats numériques se situent toujours dans la plage de l'écart-type expérimental. Par rapport aux spécimens testés, le MEF montre toutefois un comportement globalement plus souple pour l'inclinaison latérale sans cage thoracique avec un ROM calculé de 31° au lieu des 28° enregistrés expérimentalement. Toutefois, il convient de noter que dans leur papier, Liebsch et al. (2017) ont indiqué que les résultats de leur expérimentation montraient un comportement plus raide par comparaison aux résultats expérimentaux d'autres auteurs dans la littérature.

Concernant les simulations numériques avec cage thoracique, le MEF présente un ROM de 10°, 18° et 30° pour la flexion/extension, l'inclinaison latérale et la rotation axiale respectivement. Ces valeurs sont en accord avec les résultats expérimentaux.

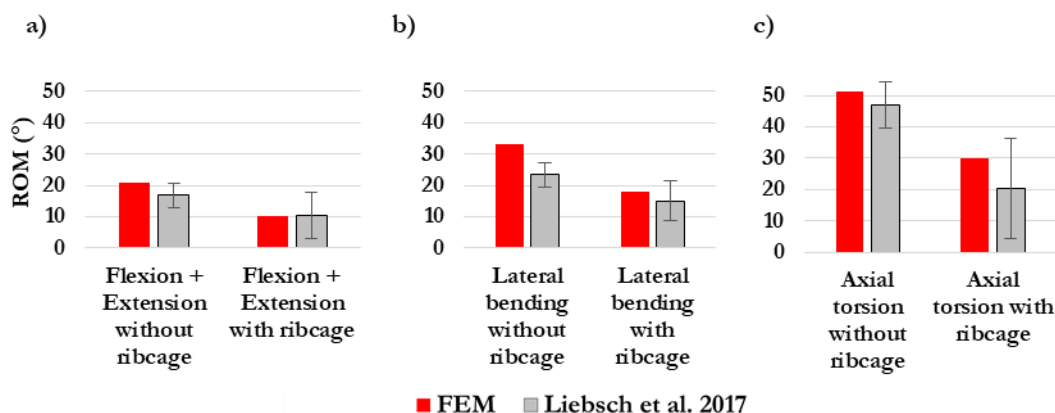


Figure 40 : Comparaison des ROM du MEF avec des données expérimentales de Liebsch et al. (2017) pour des sollicitations de 2 N.m en flexion/extension (a), inclinaison latérale (b) et torsion axiale (c) du segment T1-T12. Les barres d'erreur représentent l'écart type expérimental.

Suite à la validation du MEF de la colonne thoracique jusqu'à 2 Nm, le segment va maintenant être validé pour des sollicitations supérieures, de 4 Nm, sans cage thoracique en reproduisant les essais de Broc et al. (1997) pour la flexion/extension, l'inclinaison latérale et la torsion axiale entre T4 et T12.

Les mêmes conditions aux limites que précédemment ont été appliqués à savoir un encastrement de la vertèbre L1 et l'application d'un moment pur mais cette fois de 4 N.m au niveau de T4. La comparaison des résultats numériques obtenus et expérimentaux sont présentées à travers la Figure 41 pour toutes les directions anatomiques sollicitées. Concernant la sollicitation en flexion/extension et torsion axiale, les ROM calculés sont légèrement supérieurs aux données expérimentales, mais le comportement global du MEF est en accord avec les essais, c'est-à-dire, par exemple, un ROM moins important plus on descend dans la partie thoracique de la colonne. A noter néanmoins les valeurs très petites des

ROM expérimentaux, de l'ordre du degré en flexion/extension permettant ainsi d'affirmer que le MEF reste très proche des résultats expérimentaux. En inclinaison latérale, les valeurs du ROM calculées avec le MEF se situent dans la plage de l'écart-type expérimental. Globalement, la partie thoracique du MEF est validé en termes de ROM en regards des tests de Liebsch et al. (2017) et de Broc et al. (1997) pour des valeurs de moments purs appliqués de 2 N.m et 4 N.m et ce pour toutes les sollicitations.

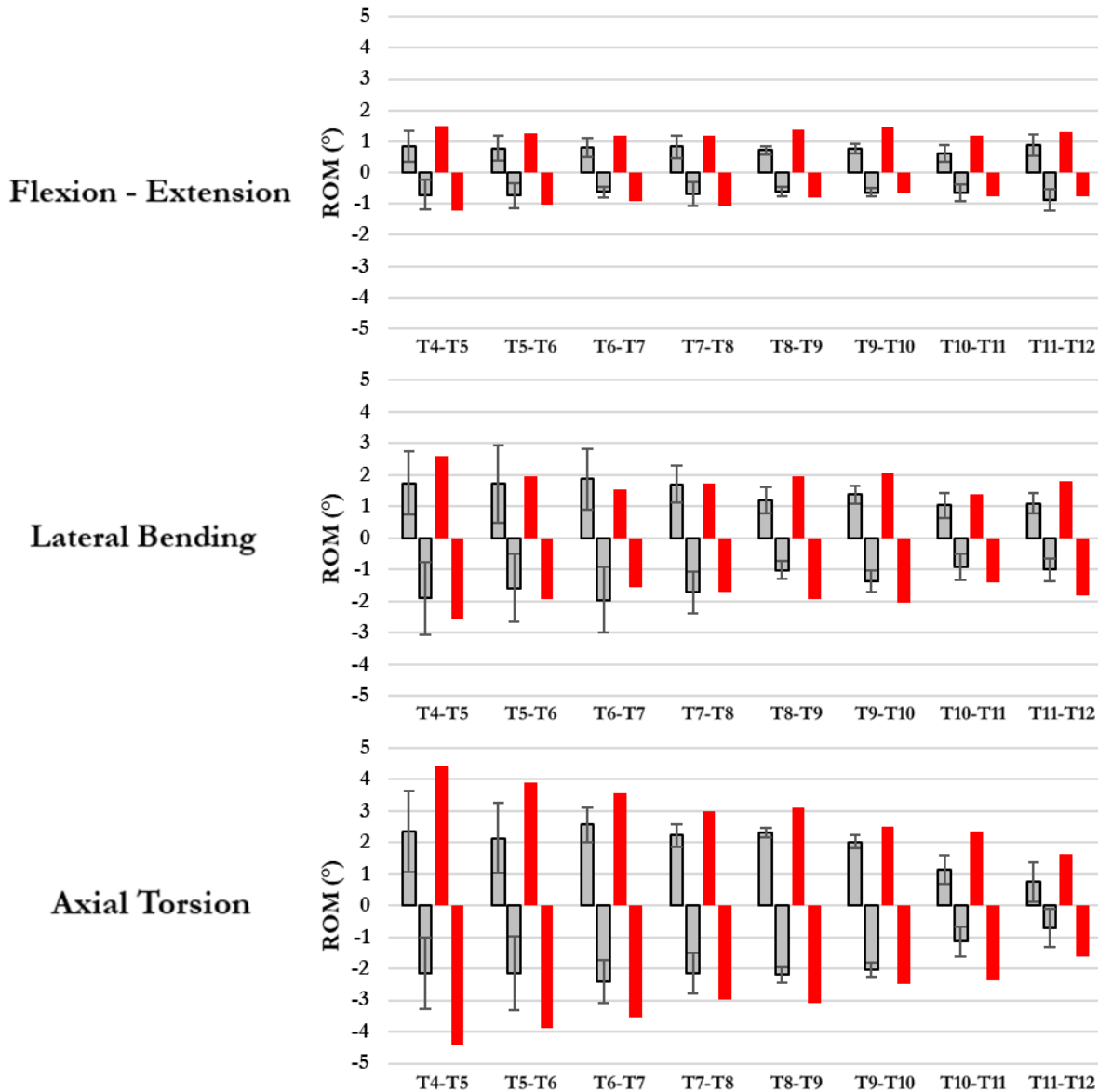


Figure 41 : Comparaison des ROM du MEF avec les données expérimentales de Broc et al. (1997) pour des sollicitations de 4 N.m en flexion, extension, inclinaison latérale et torsion de chaque segment entre T4-T12. Les valeurs négatives représentent l'extension, l'inclinaison latérale à gauche et la torsion axiale à gauche, dans le premier, deuxième et troisième graphe, respectivement. Les barres d'erreur représentent l'écart type des données expérimentales.

### 2.5.3 Validation du segment lombaire

Après la validation de partie thoracique du MEF, nous allons nous attacher à valider, dans cette section, la partie lombaire de notre MEF. Le processus de validation de la partie lombaire du MEF commencera par la validation en termes de ROM de l'unité fonctionnelle de L4-L5 par rapport aux résultats expérimentaux de Heuer et al. (2007). Dans un second temps, le ROM du MEF de la colonne lombaire va être validé en regards des expérimentations de Panjabi et al. (1994) pour chaque segment lombaire entre L1 et S1 et par rapport aux expérimentations de Rohlmann et al. (2001) pour le segment complet L1-L5.

Nous exposerons également les résultats d'une extension de la validation du MEF et de sa partie lombaire obtenus vis-à-vis des résultats d'une étude récente Des études expérimentales complémentaires sur le segment lombaire L1-S1 ont été réalisées par dont les principaux résultats seront présentés dans cette section ainsi que la reconstruction numérique avec le MEF de ces essais et les résultats numériques obtenus.

Commençons par la validation de l'unité fonctionnelle L4-L5. Pour cette validation, chaque structure anatomique de la colonne vertébrale du segment L4-L5 a été validée à partir des résultats expérimentaux de Heuer et al. (2007) en termes de ROM. Rappelons que Heuer et al. ont successivement résequé diverses structures anatomiques (ligaments spinaux, arc vertébral, ainsi que le nucleus) pour étudier le rôle biomécanique de chaque structure en appliquant à chaque étape un moment pur et en enregistrant le ROM. Les éléments anatomiques qui ont été successivement supprimés expérimentalement sont:

1. le ligament supra épineux (SSL)
2. le ligament intra épineux (ISL)
3. le ligament jaune (FL)
4. le ligament capsulaire (CL)
5. l'arc vertébral (AV)
6. le ligament commun postérieur (PLL)
7. le ligament commun antérieur (ALL)
8. le nucléus pulposus

La Figure 43 illustre les différentes étapes de résection d'un point de vue numérique avec l'unité fonctionnelle numérique L4-L5.

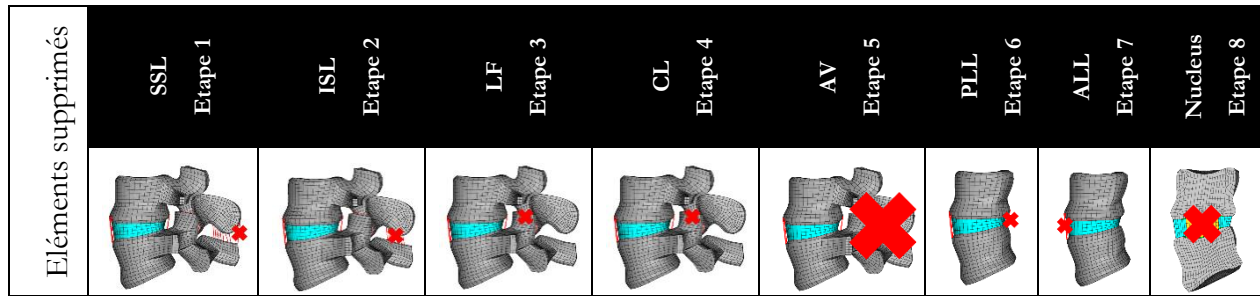


Figure 42. Illustration des différentes étapes de résection réalisées avec le MEF en accord avec le protocole expérimental de Heuer et al. (2007).

Cette validation permet de calibrer les propriétés mécaniques des tissus mous à partir de la plus petite structure fonctionnelle, l'annulus, jusqu'à un segment L4-L5 entièrement ligamentaire. Afin de calibrer numériquement les propriétés mécaniques des différents constituants du MEF, les simulations numériques ont été réalisées en commençant par la dernière étape (étape 8) et en finissant par l'étape 1 des expérimentations de Heuer et al. (2007). La première étape a donc été de calibrer les propriétés mécaniques des différents constituants du disque intervertébral avant de calibrer les lois de comportement des différents ligaments de l'unité fonctionnelle L4-L5.

Concernant les conditions aux limites appliquées au MEF, la partie inférieure de la vertèbre inférieure, L5, a été contrainte de tous types de mouvement, une condition aux limites d'encastrement a donc été imposée.

Des moments de flexion purs de 1 N.m, 2.5 N.m, 5 N.m, 7.5 N.m et 10 N.m ont été appliqués au MEF du corps vertébral supérieur dans les trois directions induisant une flexion-extension, une rotation latérale et de la torsion suivant l'axe vertical, et ce à chacune des étapes de calibration. Les conditions aux limites appliquées au MEF de l'unité fonctionnelle L4-L5 sont illustrées en Figure 43.

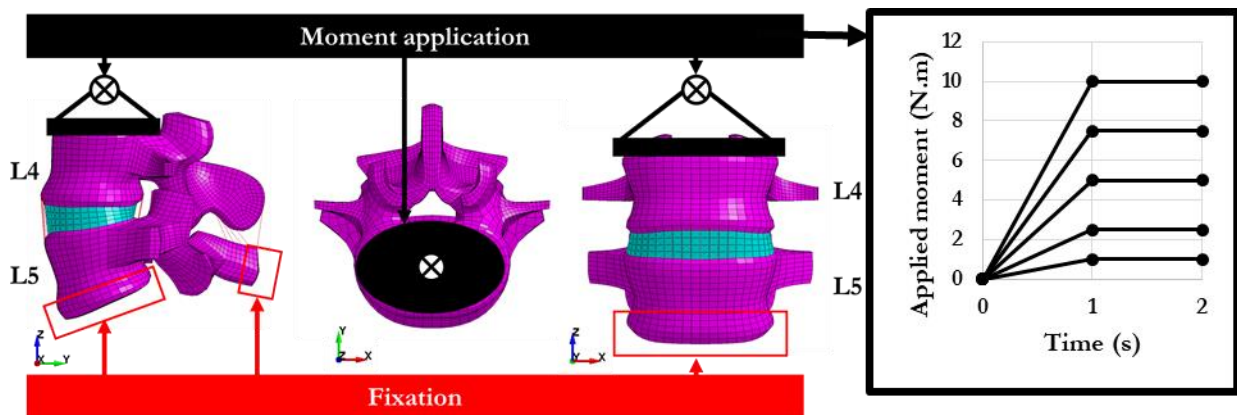


Figure 43 : Illustration des conditions aux limites appliquées à chacune des étapes de validation au MEF afin de reproduire les essais de Heuer et al. (2007).

Les résultats numériques en termes de ROM du MEF sont comparés avec les données expérimentales de Heuer et al. (2007) pour les quatre modes de sollicitation (flexion, extension, inclinaison latérale à droite et rotation axiale à gauche) à 1 N.m, 2.5 N.m, 5 N.m, 7.5 N.m et 10 N.m au travers de la Figure 44. Les barres des histogrammes représentent les résultats numériques du MEF obtenus à chacune des huit étapes et les barres d'erreur représentent les valeurs minimales et maximales des essais de Heuer et al. (2007). Afin de comprendre l'influence de chaque structure anatomique modélisée, l'étude a commencé par le système le plus décharné c'est-à-dire le segment composé des corps vertébraux et de l'annulus jusqu'au segment composé de toutes les structures anatomiques (disque intervertébral et le système ligamentaire complet).

Dans ce qui suit, les résultats des différentes étapes telles que la présence seule des disques intervertébraux, l'ajout d'éléments postérieurs et enfin l'état intact seront discutés plus en détails.

Le MEF constitué seulement d'un annulus et des corps vertébraux, dernière étape expérimentale et première étape numérique, est validé en termes de ROM en flexion pour des moments compris entre 2.5 N.m et 10 N.m. En ce qui concerne l'extension, ce modèle n'est validé que pour une charge de 1 N.m mais reste proche des valeurs minimales des résultats expérimentaux pour des moments allant de 2.5 N.m à 7.5 N.m. En ce qui concerne l'inclinaison latérale, le modèle est validé pour des moments de 1 N.m et 2.5 N.m avec cependant des valeurs numériques très proches des valeurs expérimentales pour des moments de 5 N.m et 7.5 N.m. Finalement, en torsion axiale, le MEF est validé en termes de ROM pour toutes les charges à l'exception de la charge de 10 N.m.

Après ajout du nucleus dans le MEF (deuxième étape numérique et septième étape expérimentale), la réponse du MEF montre que celui-ci est validé pour toutes les sollicitations à l'exception de l'extension, de l'inclinaison latérale et de la torsion axiale pour une charge de 10 N.m. Nous pouvons donc affirmer que le disque intervertébral est validé pour toutes les sollicitations avec des moments purs appliqués allant jusqu'à 7.5 N.m. D'une manière générale, les résultats numériques en termes de ROM du MEF constitué des corps vertébraux avec l'annulus ou le MEF du disque intervertébral complet montrent, à l'exception de la flexion, un comportement plus rigide que lors des expérimentations. D'autre part, il convient de noter pour les essais expérimentaux que, d'une part, l'étendue exacte de la nucléotomie est difficile à déterminer et, d'autre part, que le nombre de spécimens considérés expérimentalement a été réduit à trois en raison d'un échec suite à une sollicitation trop élevée sur certains spécimens pendant la campagne d'essai, ceci pourrait expliquer les différences obtenues avec le MEF.

Suite à l'ajout des éléments postérieurs (cinquième étape numérique et expérimentale), une réduction du ROM de 50% est observée en extension et en torsion axiale par rapport à l'étape précédente pour une sollicitation de 10 N.m. On constate également en extension entre des sollicitations de 2.5 N.m et 10 N.m une augmentation du ROM de 0.42°. Puisque le ROM n'augmente que légèrement avec la charge, on peut supposer qu'il existe déjà un contact entre les facettes articulaires de l'unité fonctionnelle L4-L5 pour des moments supérieurs à 2.5 N.m, empêchant une rotation entre les vertèbres. A partir de cette cinquième étape, les ROM du MEF en extension pour 7.5 N.m et 10 N.m seront toujours inférieurs aux valeurs expérimentales minimales.

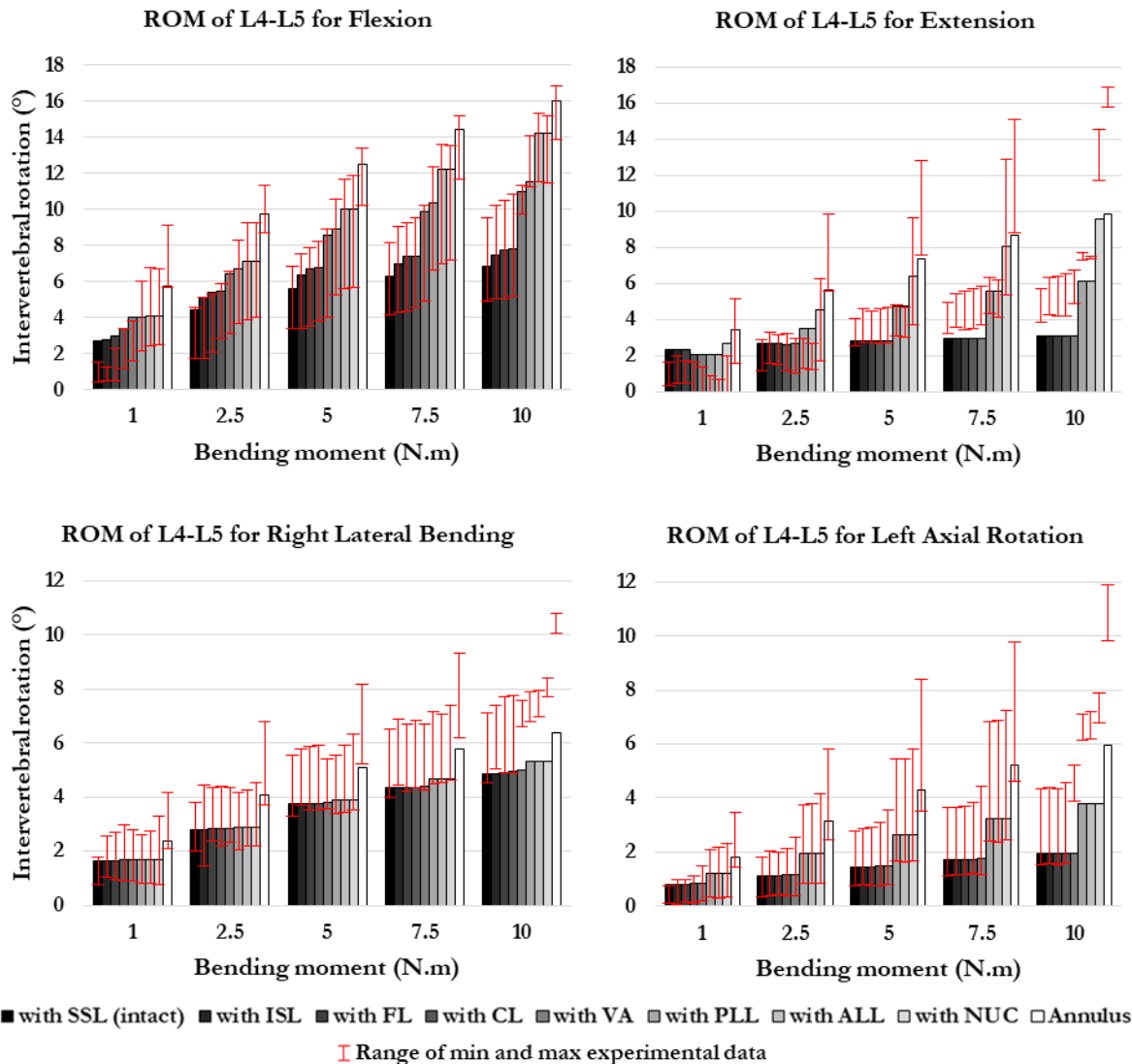


Figure 44 : Comparaison des ROM du MEF avec des données expérimentales de Heuer et al. (2007) pour des sollicitations à 1 N.m, 2.5 N.m, 5 N.m, 7.5 N.m et 10 N.m en flexion, extension, inflexion latérale et torsion du segment L4-L5. Les barres d'erreur représentent les valeurs maximales et minimales des données expérimentales.

Comme étape suivante, le segment lombo-sacré (L1-S1) du MEF a été validé par rapport à l'étude in vitro de Panjabi et al. (1994), comparant le ROM de chaque segment lombo-sacré individuel aux données expérimentales. Le MEF du sacrum a été encastré. Des moments de flexion purs (2.5 N.m, 5.0 N.m, 7.5 N.m et 10 N.m) ont été appliqués dans toutes les directions anatomiques principales. L'ensemble des conditions aux limites et les moments appliqués au MEF sont illustrés au travers de la Figure 45.

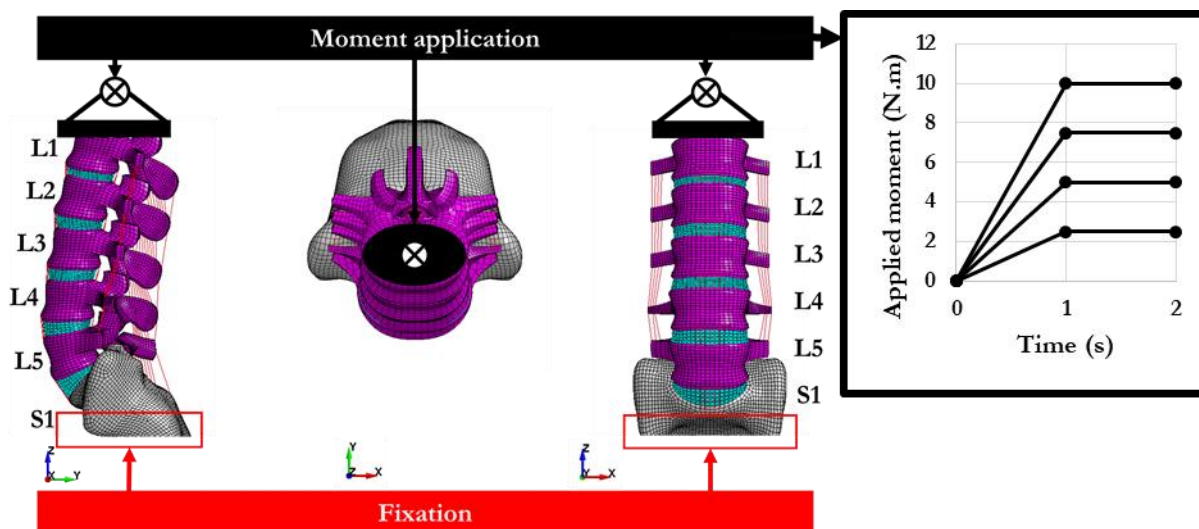


Figure 45 : Schématisation des conditions aux limites appliquées aux MEF afin de reproduire les essais de Panjabi et al. (1994)

La Figure 46 résume l'ensemble des résultats de cette validation en termes de ROM par rapport aux essais in-vitro réalisés par Panjabi et al. en 1994 pour chaque segment individuel de la partie lombaire du MEF pour la flexion-extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale.

Un bon accord peut être observé entre les résultats des simulations numériques et les données expérimentales pour toutes les sollicitations dans toutes les directions. De manière globale, le MEF est un petit peu plus rigide que la moyenne des données de l'étude expérimentale, sauf pour la flexion au niveau du segment L1-L2, pour l'extension au niveau de L3-L4, ainsi que pour la torsion axiale aux niveaux de L3-L4 et L4-L5. Dans la plupart des cas, les ROM calculés lors de cette étude numérique sont contenus dans les limites de l'écart-type des valeurs moyennes expérimentales, sauf pour l'extension du segment L5-S1 et l'inflexion latérale au niveau de L2-L3 où des petites différences demeurent. Nous pouvons donc conclure ici que notre MEF de la partie lombaire est globalement validé par rapport à l'ensemble des essais de Panjabi et al. (1994) en termes de ROM dans toutes les directions.



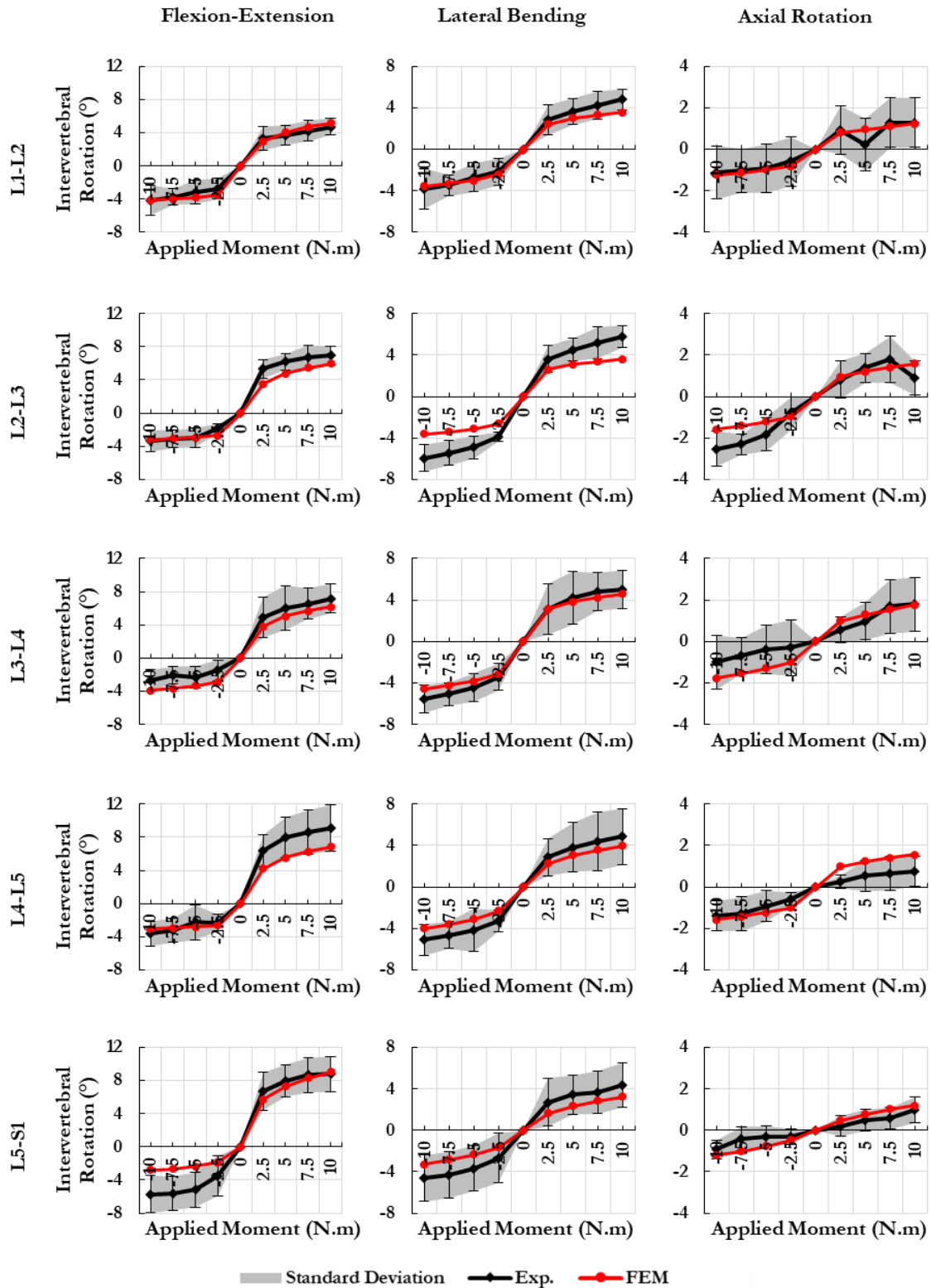


Figure 46 : Comparaison des ROM du MEF avec des données expérimentales de Panjabi et al. (1994) pour des sollicitations à 2.5 N.m, 5 N.m, 7.5 N.m et 10 N.m en flexion, extension, inflexion latérale et torsion de chaque segment entre L1-S1. Les valeurs négatives représentent l'extension, l'inflexion latérale à gauche et torsion axiale à gauche. Les barres d'erreur représentent l'écart type des données expérimentales.

Par ailleurs, le MEF de la colonne lombaire a également été validé par rapport aux données in vitro publiées par Rohlmann et al. en 2001 comparant le ROM du MEF du segment L1-L5 aux résultats expérimentaux. Cette validation permet de vérifier si le ROM de l'ensemble du MEF de la colonne lombaire correspond aux expériences.

Concernant les conditions aux limites appliquées au MEF, la vertèbre inférieure (L5) a été contrainte de tout mouvement (encastrée) et le modèle a été chargé avec des moments purs allant jusqu'à 7.5 N.m dans les trois plans anatomiques. Les conditions aux limites appliquées au MEF afin de reproduire les expérimentations de Rohlmann et al. (2001) sont illustrées au travers de la Figure 47.

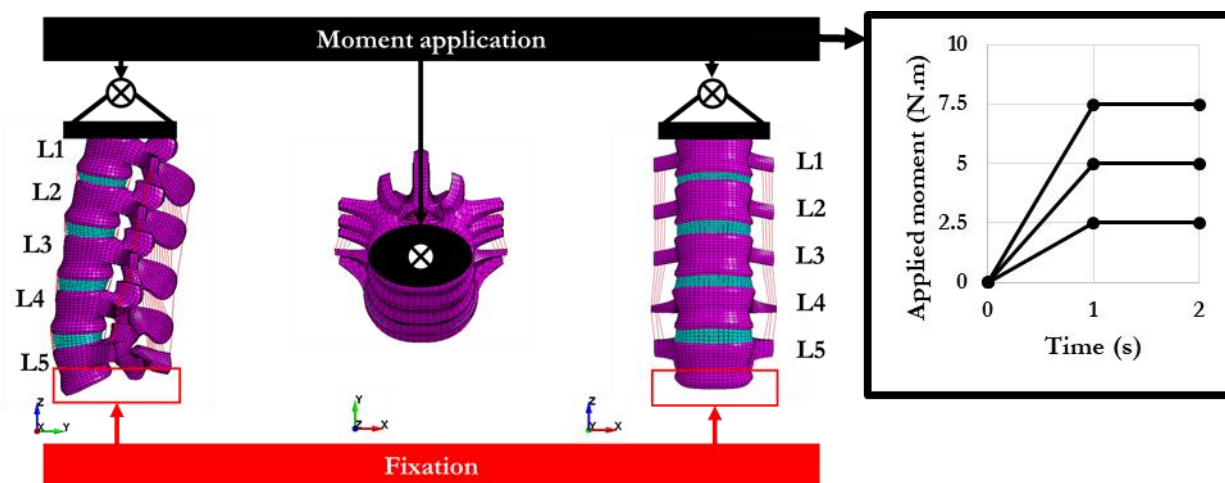


Figure 47 : Illustration des conditions aux limites appliquées aux MEF afin de reproduire numériquement les expérimentations de Rohlmann et al. (2001).

La Figure 48 compare les ROM du MEF avec les données expérimentales de Rohlmann et al. (2001) pour des sollicitations jusqu'à 7.5 N.m en flexion, extension, inflexion latérale et torsion du segment L1-L5.

Concernant l'extension, le MEF présente un comportement très souple par rapport aux données expérimentales. Pour l'ensemble des autres résultats, flexion, inclinaison latérale et torsion axiale, les résultats du MEF sont en accord avec les résultats expérimentaux et sont compris dans les plages d'erreur de l'essai.

Nous pouvons donc affirmer que le MEF de la partie lombaire est validée en termes de ROM vis-à-vis des expérimentations de Rohlmann et al. (2001) dans toutes les configurations.

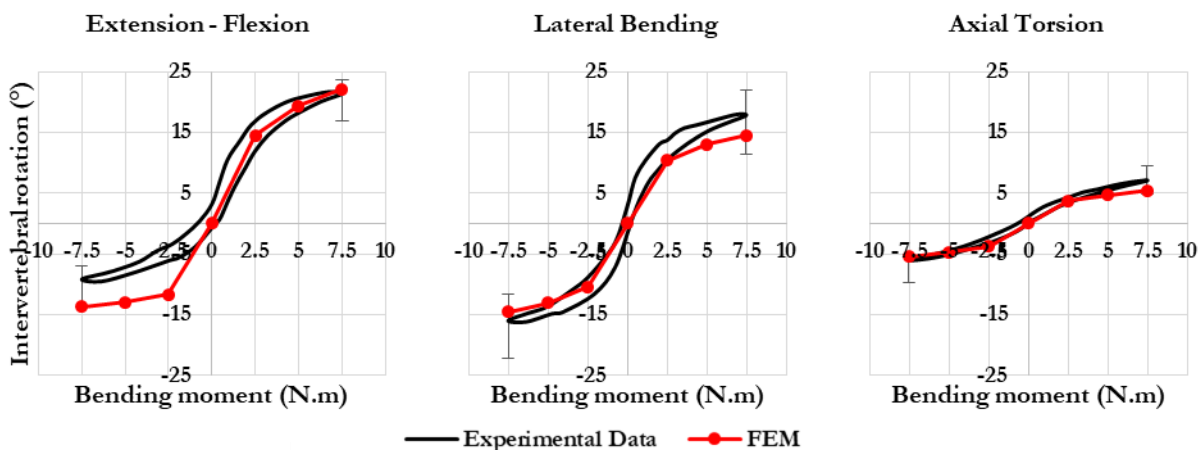


Figure 48 : Comparaison des ROM du MEF avec les données expérimentales de Rohlmann et al. (2001) pour des sollicitations jusqu'à 7.5 N.m en flexion, extension, inflexion latérale et torsion du segment L1-L5. Les valeurs négatives représentent l'extension, l'inflexion latérale à gauche et torsion axiale à gauche. Les barres d'erreur représentent l'écart type des données expérimentales.

Une étude *in vitro* supplémentaire et récente du segment lombaire a été réalisée par Ntilikina et al., 2019a, 2019b. L'un des objectifs de cette étude était de déterminer la différence de ROM entre une colonne vertébrale saine et instrumentée. Nous nous attacherons ici à résumer les résultats obtenus sur la colonne saine.

7 segments lombaires T10-S1 incluant le bassin provenant de 7 donneurs masculins ont été testés. La moyenne d'âge des donneurs était de 58 ans (42-63 ans). Les pièces anatomiques ont été conservées par congélation à  $-20^{\circ}\text{C}$ , puis décongelées progressivement dès la veille de l'essai, préparées en excisant tous les muscles péri-rachidiens (les structures disco-ligamentaires étant laissées intactes) et testées à température ambiante.

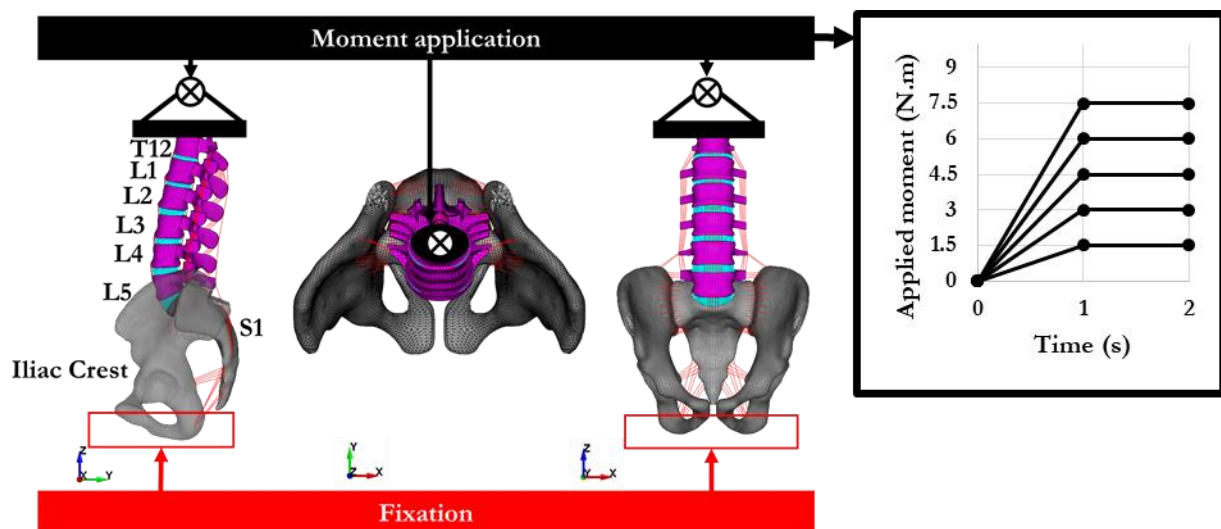
Des chargements en flexion extension, inflexion latérale et en torsion axiale ont été réalisés. La vertèbre T12 ainsi que le bassin ont été immobilisés lors de l'application des charges. Les charges ont été appliquées sur la vertèbre supérieure du segment (T12) sans supprimer les degrés de liberté de ce dernier..

La flexion et l'extension ont été réalisées dans la même séquence (cycle complet de chargement-déchargement), il en était de même pour les inflexions droite et gauche d'une part et pour les torsions droite et gauche d'autre part.

Les chargements ont donc été appliqués à l'extrémité supérieure du corps vertébral T12. Des moments purs allant de 1.5 N.m à 7.5 N.m avec des incréments de 1.5 N.m ont été appliqués dans chacune des

trois directions induisant une flexion-extension, une rotation latérale et de la torsion suivant l'axe vertical.

Afin de reproduire numériquement ces essais, le MEF de l'iliaque a été encastré et les moments appliqués au niveau du MEF de la vertèbre T12. Une illustration des conditions aux limites appliquées au MEF afin de reproduire les essais de Ntilikina et al., 2019a, 2019b est proposée en Figure 49.



Les résultats des essais expérimentaux, ainsi que les résultats numériques du MEF obtenus en termes de ROM sont présentés au travers de la Figure 50 pour la flexion-extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale.

Pour les quatre modes de sollicitation, le MEF est capable de reproduire le comportement mécanique de la partie lombaire de la colonne vertébrale. À l'exception des sollicitations inférieures à 7.5N.m en extension, les résultats numériques sont dans l'écart type des résultats expérimentaux.

En résumé le MEF du segment lombaire est validé en regards des expérimentations de Ntilikina et al., 2019a, 2019b. Les quelques différences observées entre les résultats numériques et expérimentaux peuvent éventuellement provenir des variations géométriques au niveau des facettes entre le MEF et les spécimens testés.

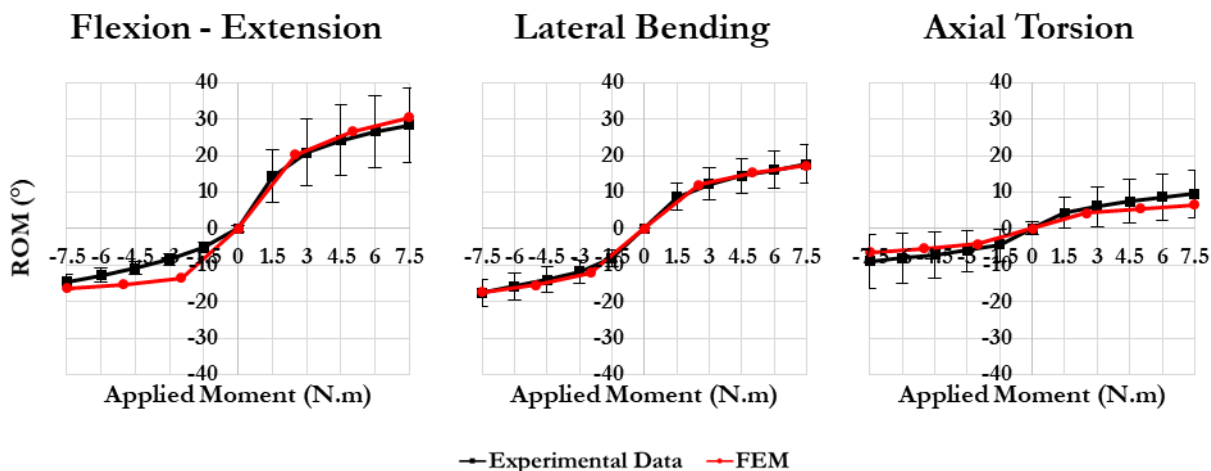


Figure 50 : Comparaison des ROM du MEF avec des données expérimentales des essais in-vitro de (Ntilikina et al., 2019a, 2019b) pour des sollicitations de 1.5 N.m, 3.0 N.m, 4.5 N.m, 6.0 N.m et 7.5 N.m en flexion, extension, inflexion latérale et torsion du segment L1-L5. Les valeurs négatives représentent l'extension, l'inflexion latérale à gauche et torsion axiale à gauche. Les barres d'erreur représentent l'écart type des données expérimentales.

#### 2.5.4 Validation de l'articulation sacro-iliaque

Etant donné que le bassin est inclus dans notre étude, une validation de l'articulation sacro-iliaque en termes de ROM vis-à-vis des expériences de Lindsey et al. (2018 et 2014) a été réalisée suite à la validation de la colonne lombaire.

Les sollicitations de 7.5 N.m ont été appliquées à la vertèbre L5 en flexion, extension, inflexion latérale, ainsi qu'en rotation axiale conformément aux expérimentations et le MEF de l'iliaque a été encastré, comme illustré au travers de la Figure 51.

La réponse du MEF en termes de ROM entre le sacrum et l'iliaque a été comparée avec les données expérimentales de Lindsey et al. (2018 et 2014).

Les résultats en termes de ROM du MEF et la comparaison de ces résultats numériques avec les essais expérimentaux sont présentés au travers de la Figure 52 pour la flexion extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale. En dehors de la flexion/extension, où le MEF se comporte de manière un petit plus rigide que les spécimens, les valeurs de ROM pour l'inflexion latérale et la rotation axiale se situent dans la plage de l'écart-type des expérimentations.

Cette dernière validation conclue la validation du MEF en termes de ROM pour toutes les parties de la colonne vertébrale.

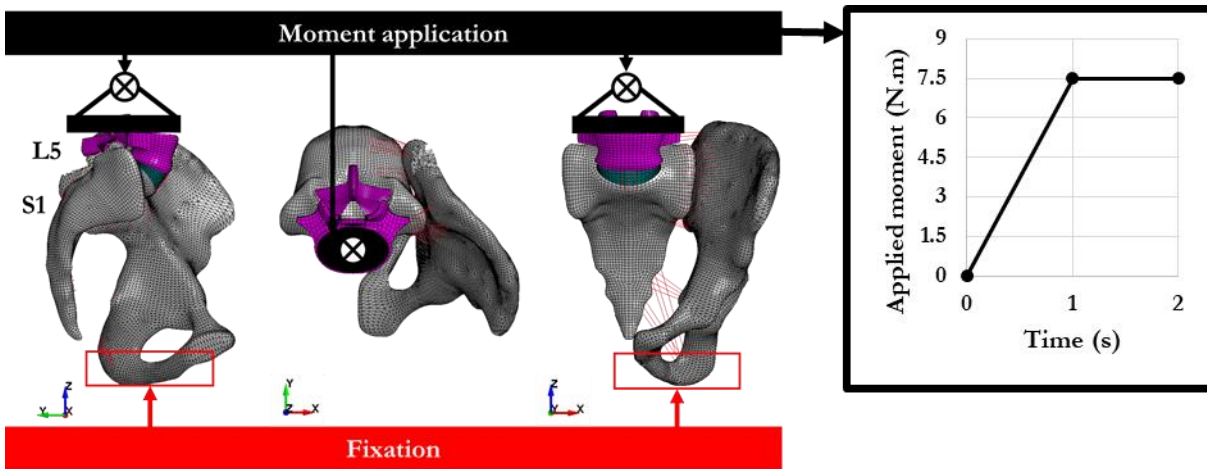


Figure 51 : Schématisation des conditions aux limites appliquées aux MEF

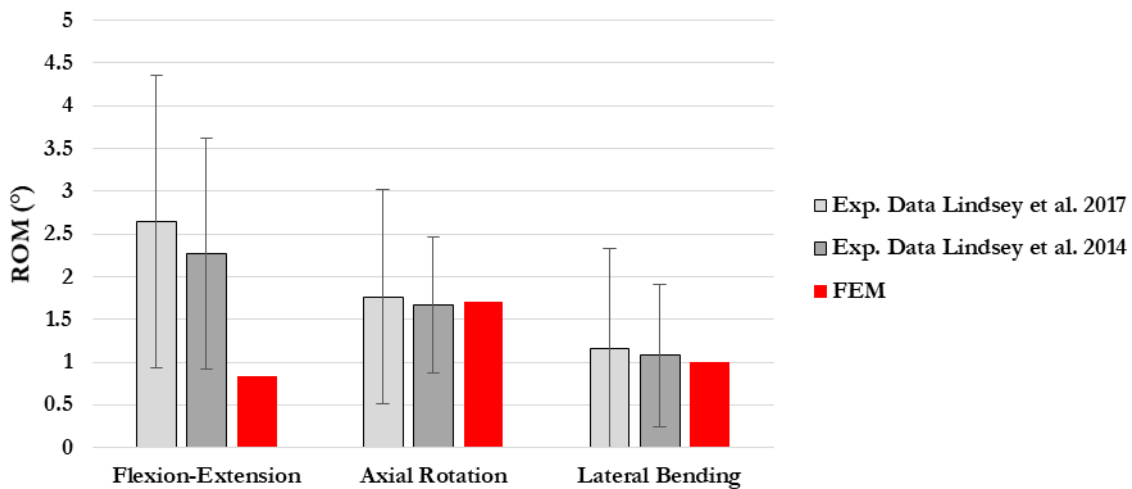


Figure 52 : Comparaison des résultats de la simulation (FEM) avec des données expérimentales de Lindsey et al. (2018 et 2014) pour des sollicitations en flexion, extension, inflexion latérale et torsion axiale en termes de ROM.

### 2.5.5 Validation du MEF dans le domaine fréquentiel

Afin de valider notre MEF de la colonne vertébrale complète, nous proposons une validation originale de ce MEF dans le domaine fréquentiel en procédant à une analyse modale du MEF.

En générale, l'analyse modale permet d'identifier les caractéristiques dynamiques des structures mécaniques. En ce qui concerne l'analyse modale numérique, les fréquences propres et les déformées modales sont dérivées à partir des matrices de rigidité et de masse du MEF. Nous avons effectué ce calcul avec un code de calcul implicite sous LS-Dyna®. Pour l'analyse modale, le MEF de la colonne vertébrale développé autour de ce travail de thèse, est couplé au MEF déjà existant de la tête de

l'Université de Strasbourg, le SUFEHM (Strasbourg University Finite Element Head Model) développé au sein du laboratoire.

Des masses supplémentaires au niveau de certaines sections transversales horizontales correspondant aux muscles, tissus adipeux et autres tissus non modélisés ont été ajoutées et réparties sur l'ensemble des segments du MEF. Les valeurs des masses ajoutées ont été extraites des travaux de Kitazaki and Griffin (1997) et rappelées au travers de la Figure 53. Cet ajout de masses distribuées est nécessaire afin de reproduire numériquement l'analyse modale expérimentale.

Une masse totale du MEF de 60,046 kg a été estimée représentant le haut du corps humain.

Deux analyses numériques vont être réalisées, une analyse modale numérique du système tête cou et une analyse modale numérique du système tête bassin. Les résultats seront présentés en termes de fréquences de résonance et de déformées modales et comparées aux résultats expérimentaux in vivo disponibles dans la littérature.

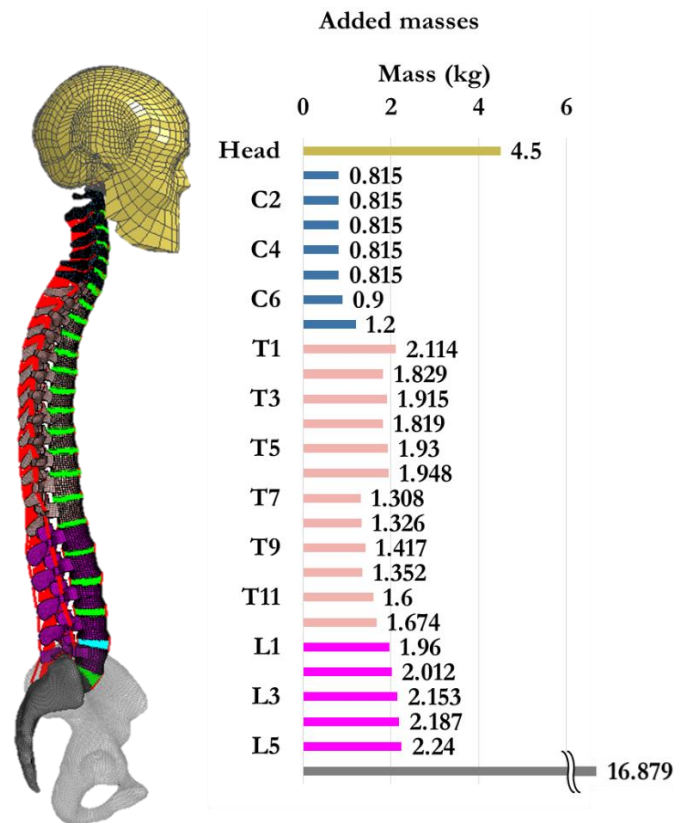


Figure 53 : Distribution des masses supplémentaires implémentées dans le MEF correspondant aux masses des muscles, tissus adipeux et autres tissus non modélisés présents dans chaque section transversale horizontale

### 2.5.5.1 Validation fréquentielle du MEF du système tête-cou

Cette partie est consacrée à la validation du MEF du système tête-cou dans le domaine fréquentiel. Le MEF du système tête-cou est validé par rapport aux essais dans le domaine fréquentiel de Bourdet and Fisher (2004) et Günzel en (2009), essais déjà présentés dans le chapitre de la revue littéraire.

L'analyse modale numérique exécutée a montré que le MEF était capable de reproduire les cinq modes propres qui ont été proposées par les études expérimentales. La Figure 27 propose une synthèse des résultats numériques du système tête-cou obtenus en termes de déformées modales et de fréquences propres associées du système.

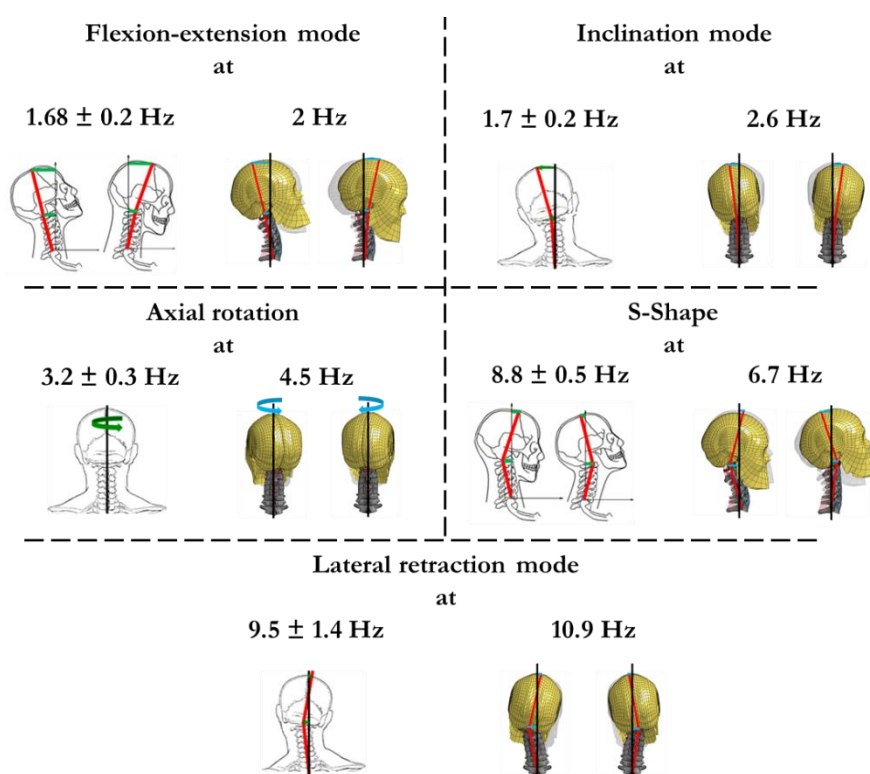


Figure 54 : Représentation des déformées modales avec les fréquences correspondantes du MEF du système tête cou.

Le premier mode, calculé à 2.0 Hz ( $1.68 \pm 0.2$  Hz expérimentalement), correspond à une flexion-extension du système tête-cou dans le plan sagittal. Le second mode a été calculé à 2.6 Hz contre  $1.7 \pm 0.2$  Hz déterminé expérimentalement et correspond à un mode d'inclinaison latérale. Le troisième mode correspond à la rotation axiale et a été calculé à une fréquence de 4.5 Hz contre les  $3.2 \pm 0.3$  Hz déterminés expérimentalement. Le quatrième mode correspond à la rétraction longitudinale ou "S-shape" calculé à 6.7 Hz ( $8.8 \pm 0.3$  Hz expérimentalement) et finalement le cinquième mode à 10.9 Hz ( $9.5 \pm 1.4$  Hz expérimentalement), correspond à une rétraction latérale. Bien que seule la dernière



fréquence propre se trouve dans l'écart-type des données expérimentales, les fréquences propres des autres modes sont du même ordre de grandeur et très proches de celles établies expérimentalement et les déformées modales toutes reproduites numériquement, permettant de conclure quant à la validation fréquentielle du MEF du système tête cou.

### *2.5.5.2 Validation fréquentielle du MEF du système tête-bassin*

La dernière étape de ce travail de validation concerne l'analyse fréquentielle du MEF du système tête bassin. La réponse du MEF a été comparée à la réponse fréquentielle des expériences de Kitazaki and Griffin (1997). Etant donné que seuls les résultats expérimentaux dans le plan sagittal sont disponibles pour l'ensemble de la colonne vertébrale, le MEF ne peut être validé que dans ce plan.

Trois des quatre modes dans le plan sagittal correspondant à des fréquences inférieures à 10 Hz ont été reproduits par le MEF et sont présentés au travers de la Figure 55. Le quatrième mode expérimental ne peut être reproduit numériquement puisqu'il s'agissait d'un mode lié aux organes de l'abdomen.

Le premier mode calculé par le MEF à 1.7 Hz est un mouvement de la tête et du bassin dans le plan sagittal en phase opposée, ce mode a été établi expérimentalement à 2.2Hz. Le deuxième mode numérique calculé à 3.7 Hz (contre 3.3Hz expérimentalement) est un mouvement de la tête et du bassin dans le plan sagittal en phase. Le troisième mode numérique à 5.2 Hz (contre 5.6 Hz expérimentalement) peut être décrit comme un mode de flexion des segments thoracique et lombaire accompagné d'un mouvement vertical de la tête. Les deux premiers modes sont des mouvements horizontaux et longitudinaux alors que le troisième mode est un mouvement vertical.

Les fréquences propres calculées avec le MEF correspondant aux trois modes de vibration de la colonne vertébrale dans le plan sagittal sont du même ordre de grandeur que les fréquences établies expérimentalement par Kitazaki and Griffin (1997) permettant d'affirmer que le MEF de la colonne vertébrale développé dans le cadre de cette thèse est validé dans le domaine fréquentiel dans le plan sagittal.

Les différences entre les fréquences propres calculées et celle mesurées expérimentalement peuvent s'expliquer par une différence entre les masses distribuées implémentées sur le MEF et les masses réelles des volontaires.

A noter que lors de l'analyse modale numérique les contacts ou interfaces sont négligés et que l'analyse est une analyse dynamique dans le domaine linéaire ne prenant pas en compte le comportement non linéaire de certaines propriétés mécaniques.

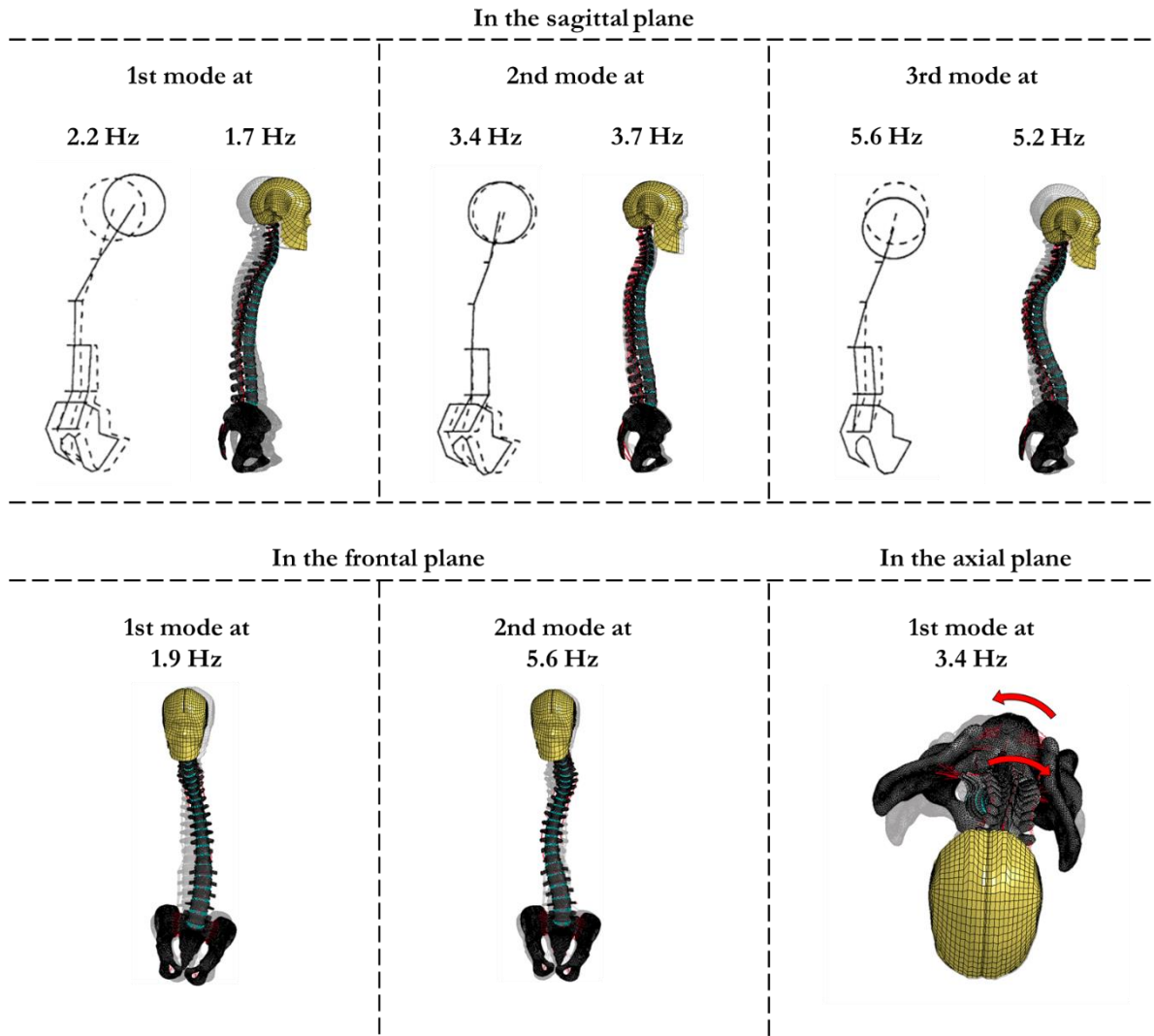


Figure 55 : Représentation des déformées modales avec les fréquences correspondantes du rachis dans les plans sagittal, frontal et axial.

L'analyse modale numérique tridimensionnelle du rachis a permis de calculer 3 modes supplémentaires qui ne sont pas dans le plan sagittal et donc ne peuvent pas être validés à cause d'un manque de données expérimentales. Deux modes ont été calculés dans le plan frontal à 1.9 Hz et 5.6 Hz et une mode a été calculé dans le plan axial à 3.4 Hz. Pour le premier mode dans le plan frontal, la tête et le bassin se déplacent en phase dans le plan et la colonne vertébrale fait une flexion sur le côté opposé. Le deuxième mode dans le plan frontal présente un déplacement latéral de la tête, une rotation du bassin et des doubles courbures du rachis dans le plan frontal. Concernant le mode dans le plan axial, la tête présente

une translation latérale, le bassin et la colonne vertébrale font une rotation autour de l'axe axial en phase opposée

### 2.5.6 Conclusion

En conclusion de cette partie, le MEF de la colonne vertébrale développé dans le cadre de ce travail a été largement validé en termes de ROM et une validation originale dans le domaine fréquentiel a été proposée.

Le segment thoracique du MEF a été validé de façon globale pour des moments purs appliqués de 2 N.m vis-à-vis des essais de Liebsch et al. (2017) et par segments individuels entre T4 et T12 pour des moments de 4 N.m par rapport aux essais de Bronc et al. (1997). Concernant la validation par rapport aux expériences de Liebsch et al. (2017), notre MEF présente des résultats concordants avec les données expérimentales pour toutes les directions de sollicitation appliquées, sans et avec cage thoracique, malgré un comportement un petit peu souple calculé pour l'inflexion latérale sans cage thoracique. A noter que les auteurs de l'étude expérimentale avaient indiqué que les spécimens testés montraient un comportement rigide par rapport à d'autres essais de la littérature. Concernant la validation de la partie thoracique du MEF vis-à-vis des expérimentations de Bronc et al. (1997), une bonne concordance entre les résultats numériques et les résultats expérimentaux a également été constaté.

Le MEF de la colonne lombaire, qui constitue la partie principale de ce travail de thèse, a été largement validé en termes de ROM par rapport à cinq études expérimentales. Dans un premier temps, le segment L4-L5 a été validé pour différents degrés de complexité vis-à-vis des résultats expérimentaux de Heuer et al. (2007). Cette validation a permis de vérifier et de calibrer les paramètres mécaniques individuels des différents constituants du disque intervertébral, ainsi que les propriétés mécaniques du système ligamentaire. Globalement le segment L4-L5 complet a été validé pour des sollicitations dans toutes les directions avec des chargements en termes de moments purs compris entre 1 N.m et 10 N.m. La validation par rapport à Panjabi et al. (1994) a permis de valider le comportement des segments lombaires individuels entre L1 et S1. A quelques exceptions près, les ROM des différents segments du MEF se situent dans la plage d'erreur des expériences. Les travaux de Rohlmann et al. (2001) ainsi que de nouveaux et récents essais réalisés par Ntilikina et al., 2019a, 2019b ont permis une validation globale du MEF de la colonne lombaire en termes de ROM pour des moments purs appliqués allant jusqu'à 7.5 N.m.

Les résultats des simulations numériques du MEF du bassin en termes de ROM vis-à-vis des expérimentations de Lindsey et al. en 2014 et 2017 ont été concluant que ce soit en inflexion latérale et en torsion axiale avec néanmoins en flexion-extension un ROM calculé légèrement inférieur à la valeur minimale de l'écart-type expérimental.

En complément de cette validation en termes de ROM des différents segments du MEF, une validation originale a été menée dans le domaine fréquentiel. Les cinq modes du système tête-cou identifiés expérimentalement ont pu être reproduit par le MEF, à savoir un premier mode à 2.0 Hz correspondant à une flexion-extension du système tête-cou dans le plan sagittal, un second mode à 2.6 Hz correspondant à un mode d'inclinaison latérale, le troisième mode correspondant à la rotation axiale à une fréquence de 4.5Hz, un quatrième mode correspondant à la rétraction longitudinale ou "S-shape" calculé à 6.7Hz et finalement un cinquième mode à 10.9 Hz correspondant à une rétraction latérale.

En ce qui concerne l'analyse modale de l'ensemble de la colonne vertébrale, dans le plan sagittal, trois des quatre modes identifiés expérimentalement par Kitazaki et al. ont été reproduit par le MEF. Le premier mode calculé avec le MEF à 1.7 Hz est un mouvement de la tête et du bassin dans le plan sagittal en phase opposée, le deuxième mode numérique calculé à 3.7 Hz est un mouvement de la tête et du bassin dans le plan sagittal en phase et le troisième mode numérique à 5.2 Hz peut être décrit comme un mode de flexion des segments thoracique et lombaire accompagné d'un mouvement vertical de la tête. En dehors du plan sagittal, deux autres modes ont été calculés dans le plan frontal à 1.9 Hz et 5.6 Hz et un sixième mode dans le plan axial à 3.1 Hz.

### 2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différentes étapes du développement d'un MEF du rachis sain allant de la vertèbre cervicale C1 jusqu'au bassin. La géométrie utilisée pour la création du MEF a été défini à partir de coupes scanner d'un sujet sain de 47 ans. La géométrie a ensuite été maillée prenant en considération toutes les structures ayant un rôle mécanique c'est à dire : les vertèbres, les disques intervertébraux et les ligaments. Le maillage complet de la colonne vertébrale comprend 217505 éléments tétraédriques (bassin), 28303 éléments coque (partie osseuse), 152464 éléments hexaédriques (partie osseuse et disques intervertébraux) et 38111 éléments de type ressort (système ligamentaire et fibres des disques) soit un total de 436383 éléments.

Par la suite, des propriétés mécaniques issues d'une large revue bibliographique ont été implémentées aux différentes structures du MEF. Les parties osseuses du MEF ont été représentées par une loi

élastique linéaire (Oktenoglu et al., 2015). Concernant les propriétés du disque intervertébral, le noyau pulpeux a été modélisé à l'aide d'une formulation hyper élastique isotrope de Mooney-Rivlin (Schmidt et al. 2007). Une fonction de la densité d'énergie de déformation isotrope proposée par Hill en 1979 a été choisie pour représenter le comportement de la matrice de l'annulus (Panzer et Cronin 2009). Des courbes contrainte/déformation ou force/déplacement ont été utilisées afin de rendre compte du comportement non linéaire du système ligamentaire.

Afin de vérifier la réponse du MEF, deux types de validation ont été réalisées, en termes de ROM, ainsi qu'en termes de fréquences propres et déformées modales correspondantes.

Le Tableau 10 présente une synthèse des expérimentations qui ont été utilisées pour la validation du MEF de la colonne vertébrale, ainsi que le nombre de simulations qui a été analysé pour chaque validation. Un total de 222 simulations numériques a été réalisé afin de valider le MEF de la colonne, par exemple, pour les validations de la partie thoracique et lombaire du MEF, 8 et 208 simulations ont été conduites respectivement.

Les segments thoracique, lombaire et l'articulation sacro-iliaque ont donc été validés en termes de ROM vis-à-vis des expérimentations de la littérature. Contrairement au segment lombaire, la partie thoracique du MEF n'a été validé que pour des moments purs appliqués allant jusqu'à 4 N.m. La colonne lombaire du MEF a été validée quant à elle pour des charges allant jusqu'à 10 N.m. Pour toutes les validations, une bonne concordance entre les résultats numériques et les résultats expérimentaux a pu être observé et ce pour les quatre modes de sollicitations (flexion, extension, inflexion latérale et rotation axiale).

Concernant la validation du MEF dans le domaine fréquentiel, le MEF du système de tête-cou a été capable de reproduire les cinq modes qui ont été identifiés par Bourdet and Fisher (2004) et Günzel en (2009). Trois des quatre modes de la colonne vertébrale, identifiés par Kitazaki et al. en 1997 dans le plan sagittal, ont été reproduit par le MEF complet du système tête-rachis-bassin. Trois autres modes de vibrations de la colonne ont également été proposés dans les autres plans, deux modes dans le plan frontal à 1.9 Hz et 5.6 Hz et une mode dans le plan axial à 3.4 Hz.

En conclusion, le MEF complet d'une colonne vertébrale saine développée dans le cadre de cette thèse de doctorat, a été multi validé et peut donc être utilisé comme un outil pour des études en orthopédie. A noter également que l'utilisation de ce MEF n'est pas exclusivement limitée à des études dans le domaine de l'orthopédie, mais peut être également être utilisé d'autres applications telles que le confort.

## Chapitre 2 : Développement et validation d'un MEF du rachis sain

---

Dans le chapitre suivant, ce MEF de colonne vertébrale va être utilisé afin de simuler le comportement en termes de ROM d'un rachis instrumenté suite à une correction d'une scoliose dégénérative.

Tableau 10 : Synthèse des expérimentations utilisées pour la validation du MEF et nombre de simulations réalisées dans le cadre de cette thèse de Doctorat conduisant à la validation du MEF du rachis développé.

Auteurs	Type de validation	Segment étudié	Nombre des simulations
Liebsch et al. 2017	ROM	T1-T12	4
Bronc et al. 1997	ROM	T4-T12	4
Heuer et al. 2007	ROM	L4-L5	160
Panjabi et al. 1994	ROM	L1-S1	16
Rohlmann et al. 2001	ROM	L1-L5	12
Ntilikina et al., 2019a, 2019b	ROM	L1-pelvis	20
Lindsay et al. 2014 & 2018	ROM	Pelvis	4
Bourdet sand Fisher (2004) Günzel en (2009)	Analyse modale	Tête/cou	1
Kitazaki et al. 1997	Analyse modale	Tête/rachis/pelvis	1



*Chapitre 3 : Développement et validation d'un  
MEF d'une colonne flexible instrumentée*








### 3.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, le MEF du rachis sain, développé dans le cadre de ce travail, a été validé vis-à-vis des nombreux essais de la littérature en termes de ROM et en termes de fréquences propres et de déformées modales à travers une analyse modale.

Des résultats expérimentaux de la littérature ont été utilisés pour la validation de la partie lombaire du MEF en termes de ROM, dont l'étude expérimentale récente de Ntilikina et al., 2019a, 2019b. Quatre configurations d'instrumentation ont ainsi été étudiées dans le cadre de ces essais sur sept segments lombaires instrumentées de L1 jusqu'au Sacrum. Un dispositif d'arthrodèse a été utilisé lors de ces essais, dispositif composé de vis polyaxiales, de vis iliaques reliées à des tiges d'ostéosynthèse en chrome cobalt de diamètre 5.5 mm par des connecteurs en U, d'une liaison transverse, et de cages antérieures en PEEK. Pour une meilleure compréhension, des différents composants de l'instrumentation utilisées dans le cadre des opérations chirurgicales de corrections des scolioses dégénératives, une illustration et une description des fonctions des différents composants utilisés sont présentés dans le Tableau 11. Les résultats ont été donnés en termes de ROM en flexion extension, inclinaison latérale et rotation axiale ainsi qu'en termes de déformation des tiges au niveau de L3-L4, suite à une sollicitation de 7.5 N.m.

**Tableau 11 : Illustration et fonction des différents composants des systèmes d'ostéosynthèse.**

Composant	Fonction	Illustration
Vis polyaxiale	Elément d'ancrage de l'instrumentation implanté dans les pédicules des vertèbres allant jusqu'au corps vertébral.	
Tige d'ostéosynthèse en chrome cobalt de 5.5 mm de diamètre	Elément de liaison entre les vertèbres. Les tiges sont courbées par le chirurgien pour obtenir le profil souhaité.	
Connecteurs en U	Utilisé dans les constructions à plusieurs tiges sur chaque côté et sert d'élément de liaison entre les tiges.	
Liaison transverse	Elément de liaison entre les tiges sur chaque côté. Il augmente la stabilité contre la torsion de la construction	
Cage intersomatique antérieure de type polyéthyléthercétone (PEEK)	La première fonction de ce composant est la restauration de la hauteur entre les deux corps vertébraux et la deuxième fonction est de permettre une fusion osseuse entre les deux vertèbres adjacentes	

Nous présenterons dans ce chapitre le développement de quatre MEF d'une colonne flexible instrumentée.

La validation de ces MEF du rachis lombaire instrumenté vis-à-vis des résultats de la littérature sera ensuite exposée en termes de ROM sous diverses sollicitations (flexion, extension, inclinaison latérale et rotation axiale) ainsi qu'en termes de déformation du matériel d'implant. C'est à notre connaissance la première fois qu'un MEF d'une colonne flexible instrumentée est proposé.

Une étude numérique complémentaire sera également menée en étudiant l'effet d'une instrumentation thoraco-lombaire et les résultats seront présentés avant de conclure quant à l'étude numérique d'une colonne flexible instrumentée.

### 3.2 Modélisation du rachis instrumenté

#### 3.2.1 Introduction

Avant de procéder à la validation d'un MEF d'une colonne flexible instrumentée, nous allons dans un premier temps définir le maillage des différents composants qui constituent l'instrumentation. Dans un second temps, le processus de maillage sera expliqué, ainsi que la mise en place des différentes configurations de l'instrumentation qui seront étudiées par la suite.

Pour finir cette partie, les propriétés mécaniques implémentées sous Ls-dyna pour chacun des constituants des différentes instrumentations mises en place sur le MEF du rachis seront exposées.

#### 3.2.2 Maillage des constituants des systèmes d'ostéosynthèse

Tous les composants de l'instrumentation qui ont été maillés, ont été extraits du catalogue des produits de Clariance®. Les composants de l'instrumentation de la tige postérieure sont présentés dans la brochure Erisma®-LP et les caractéristiques des cages intersomatiques ont été extraites de la brochure Idys-Alif.

Tous les composants de l'instrumentation ont été maillés avec des éléments volumiques hexaédriques.

Les vis polyaxiales ont été maillées à partir de la CAO d'une vis polyaxiale d'une longueur de 40 mm et d'une tête de vis adaptée à la fixation de tiges d'un diamètre de 5.5 mm.

Dans notre étude nous supposons que la vis est fixée (encastrée) dans l'os des vertèbres, le filetage de la vis a donc été négligé et seule la tête de la vis a été maillée. Une condition aux limites de type

encastrement sera appliquée entre le MEF de la vis et le MEF de la vertèbre, cette partie sera explicitée ultérieurement dans ce chapitre.

La Figure 56 propose une illustration de la CAO d'une vis polyaxiale ayant servi à la définition du maillage de la tête de vis ainsi que la superposition entre la CAO et le maillage de cette tête de vis. Chaque tête de vis utilisée dans le MEF du rachis instrumenté a été maillée à l'aide de 932 éléments volumiques hexaédriques.

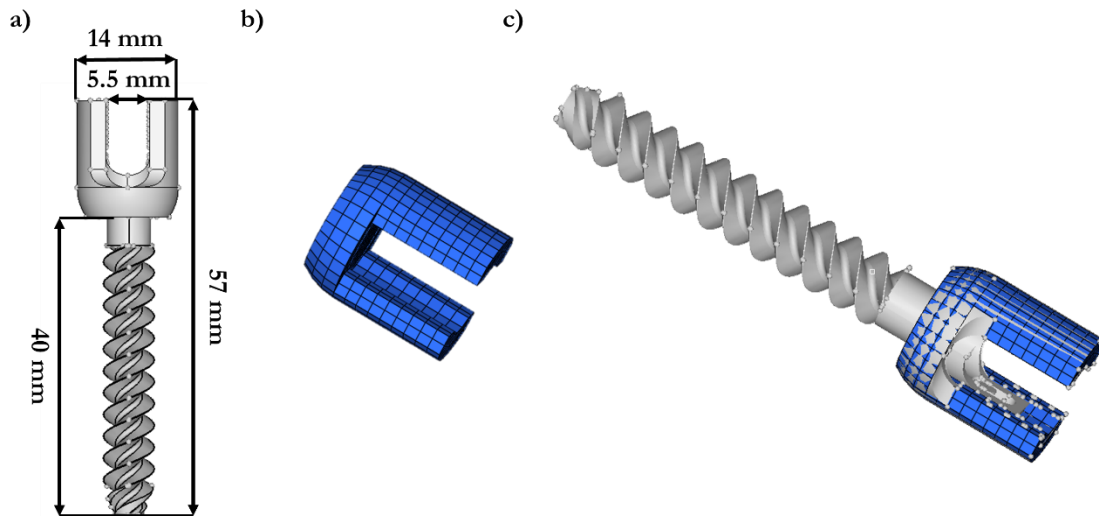


Figure 56 : Illustration de la CAO d'une vis polyaxiale (a), le maillage de la tête de vis (b), ainsi que la comparaison entre la CAO et le maillage (c).

La géométrie des autres composants a été simplifiée en se focalisant uniquement sur leur fonction mécanique. Par exemple, les connecteurs en U, qui ont la fonction d'établir le lien entre la tige principale et la tige secondaire, ont été représentés par un bloc solide avec deux trous pour pouvoir accueillir chacune les MEF des tiges d'ostéosynthèse. Chaque connecteur en U maillé est composé de 96 éléments volumiques.

Un autre exemple de simplification et/ou hypothèse effectué dans le cadre de ce travail, concerne le maillage des cages intersomatiques, qui n'ont pas été maillées de façon spécifiques et donc ne prennent pas en compte la géométrie des cages en détail, mais c'est le maillage du nucleus qui a été utilisé et défini comme étant le MEF de la cage intersomatique. Le MEF du nucleus a donc servi de substitut au MEF de la cage intersomatique.

Concernant le MEF de chaque liaison transverse, celui-ci est composée de 192 éléments volumiques.

### Chapitre 3 : Développement et validation d'un MEF d'une colonne flexible instrumentée

Les MEF des tiges d'ostéosynthèse de diamètre 5.5 mm ont été maillées avec 864 éléments hexaédriques par tige. Ces tiges ont été maillées sur une longueur de 220 mm et dans leurs courbures finales. Une illustration du maillage de tous les composants est proposée dans le Tableau 12, qui présente les principales dimensions et le nombre d'éléments de chaque constituant des systèmes d'ostéosynthèse.

Tableau 12 : Illustration du maillage, des dimensions, ainsi que le nombre d'éléments des MEF des systèmes d'ostéosynthèse.

Composant	Modèle physique	Maillage
Vis polyaxiales		 932 Elements
Tiges d'ostéosynthèse en Chrome cobalt de diamètre 5.5 mm		 total length = 220 mm 864 Elements per rod
Connecteur en U		 96 Elements
Liaison transverse		 192 Elements
Cage intersomatique antérieure de type polyéthéréthercétone (PEEK)		 Cage intersomatique Annulus 688 Elements

### 3.2.3 Instrumentations du MEF du rachis

Après avoir maillés les différents composants de l'instrumentation des systèmes d'ostéosynthèse, un assemblage des MEF des composants avec le MEF du rachis sain est réalisé. Les MEF des composants sont « installés » progressivement comme pendant l'opération chirurgicale, en commençant par le placement des MEF des vis polyaxiales dans les vertèbres, puis les MEF des tiges d'ostéosynthèse, et enfin les MEF des connecteurs de tiges.

Le processus de mise en place des MEF de vis est illustré à travers la Figure 57. Ce processus s'est déroulé en collaboration avec un chirurgien orthopédiste, qui a passé en revue chaque étape. Au début, les points d'entrée des vis polyaxiales doivent être déterminés sur chaque vertèbre, qui se situent latéralement et caudalement par rapport aux facettes articulaires dans la région lombaire. De plus, la vis doit être centrée dans les pédicules et pénétrer ensuite dans le corps vertébral. Pour l'évaluation de la position de la vis, la CAO de la vis a été placée dans le MEF de la vertèbre. Dès que la position de la vis a été considérée comme satisfaisante par le chirurgien orthopédiste, la CAO a été remplacée par le maillage de la tête de vis. Un total de 14 MEF de têtes de vis polyaxiales a été positionné sur le MEF de la colonne lombaire, deux MEF de têtes de vis placés sur chaque MEF de vertèbre lombaire, deux sur le MEF du sacrum, ainsi que deux sur le MEF du bassin.

Une fois les MEF des têtes de vis positionnés, les MEF des deux tiges principales sont ajoutés et adaptés au profil de la colonne vertébrale afin que l'axe de la tige passe au centre des têtes de vis. Si les tiges sont doublées, la première tige est copiée pour la création de la deuxième tige et positionnée médialement en arrière de la première tige avec une distance de 7.5mm.

Lorsque toutes les tiges sont mises en place, les éléments de connexion sont ajoutés au MEF.

Quatre configurations d'instrumentations du MEF sont proposées dans le cadre de cette thèse :

- Une configuration simple tige qui sera notée Config1 dans le reste de ce document ;
- Une configuration double tiges qui sera notée Config2 dans le reste de ce document ;
- Une configuration simple tige et cages intersomatiques qui sera notée Config3 ;
- Une configuration double tige et cages intersomatiques qui sera notée Config4 par la suite.

Dans le cas d'une instrumentation simple (Config1 et Config3), les MEF des tiges principales sont reliées entre elles par deux MEF de liaisons transverses aux niveaux de L1-L2 et L3-L4.

Pour des instrumentations à double tiges (Config2 et Config4), les MEF de la tige principale et secondaire sont reliés entre elles par deux MEF de connecteurs en U, le premier MEF de connecteur situé au-dessus de L1, le deuxième situé entre le MEF de la vis de S1 et le MEF de l'ancrage de l'iliaque. Dans cette configuration les MEF des deux liaisons transverses ne sont plus attachées au MEF de la tige principale mais au MEF de la tige secondaire et également aux niveaux de L1-L2 et L3-L4.

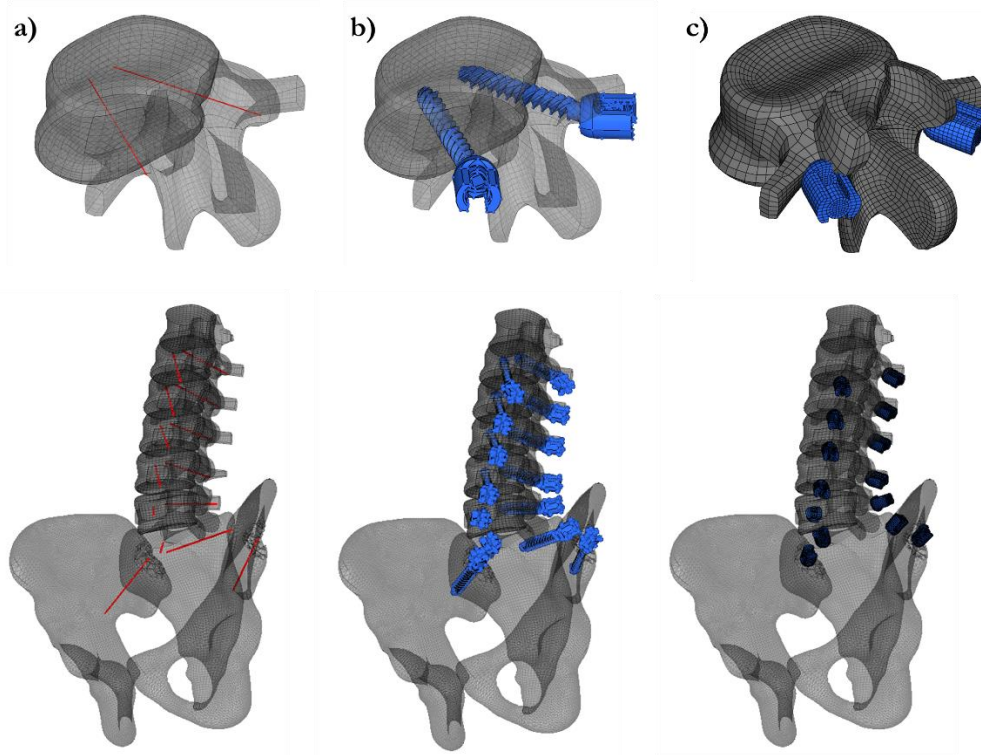


Figure 57 : Processus de positionnement du MEF des vis polyaxiales dans la colonne lombaire : (a) définition des points d'entrée des vis polyaxiales. (b) Positionnement de la CAO de la vis dans la vertèbre afin de trouver une position appropriée. (c) Une fois cette position de vis définie, la CAO de la vis est remplacée par le maillage de la tête de vis et une interface est créée.

En ce qui concerne les contacts entre les différents MEF des composants des systèmes d'ostéosynthèse, notre travail s'est basé sur l'hypothèse que les MEF des vis sont fixées de façon rigide aux vertèbres, et qu'il n'y ait aucun mouvement possible entre les MEF des composants de l'instrumentation. Par conséquent, les nœuds des surfaces de contact entre les vertèbres et les têtes de vis d'un côté et entre les composants de l'instrumentation ont été fusionnés pour former des corps rigides. Une illustration de l'ancrage des MEF de tête de vis sur le MEF de la vertèbre ainsi que le positionnement des MEF des tiges dans les têtes de vis sont proposés en Figure 58.

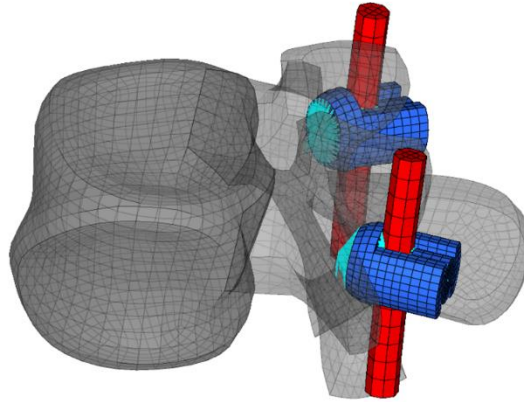


Figure 58 : Illustration de l'ancrage des MEF des vis sur les vertèbres ainsi que le positionnement des MEF des tiges dans les têtes des vis.

Etant donné que l'instrumentation Config4 contient tous les éléments de l'instrumentation à savoir un doublement des tiges et la présence des cages intersomatiques, la Figure 59 propose une illustration du MEF du rachis instrumenté dans sa configuration Config4 afin de montrer l'ensemble des MEF des composants du système d'ostéosynthèse.

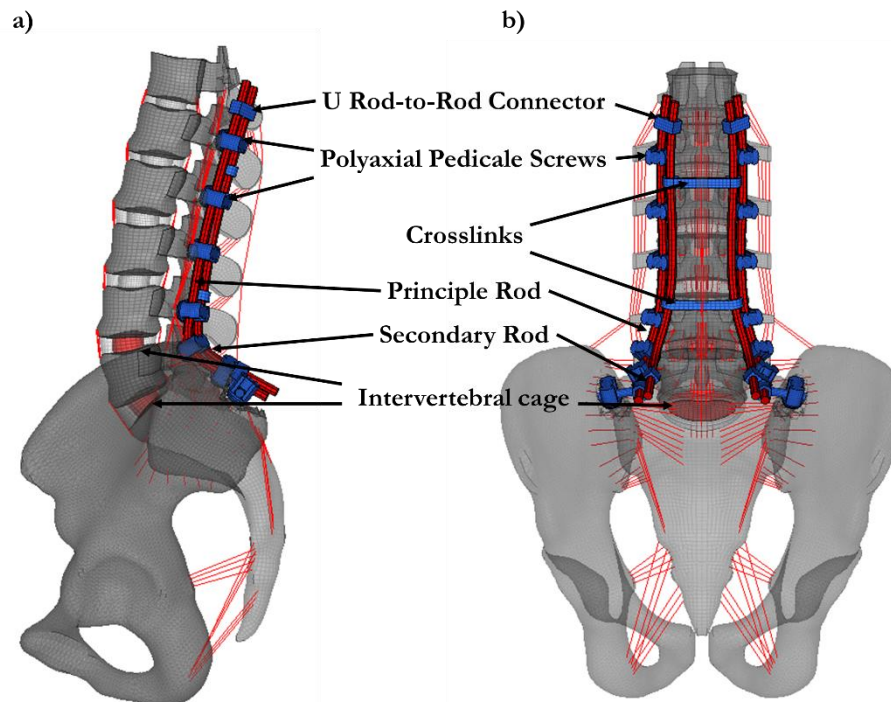


Figure 59 : Vues sagittale (a) et frontale (b) du MEF instrumenté (Config4). L'instrumentation est posée de L1 au sacrum contenant des vis polyaxiales, deux tiges sur chaque côté, des cages intersomatiques aux niveaux de L4-L5 et L5-S1, des liaisons transverses, ainsi que des connecteurs en U.

La Figure 60 propose une illustration des quatre MEF du rachis instrumenté développés dans le cadre de cette thèse. Le MEF Config1 est composé du MEF du rachis sain et de 17512 éléments volumiques définissant son instrumentation (une tige de chaque côté, fixée de L1 jusqu'au bassin).

L'instrumentation de la configuration Config2 est composé de 19714 éléments volumiques, celle de la configuration Config3 est composée de 21090 éléments volumiques (une tige de chaque côté et présence des cages intersomatiques), et enfin, le MEF Config4 est composé du MEF du rachis sain et de 18888 éléments volumiques (doublement des tiges et nucleus entre L4-L5 et L5-S1 remplacés par des cages intersomatiques).

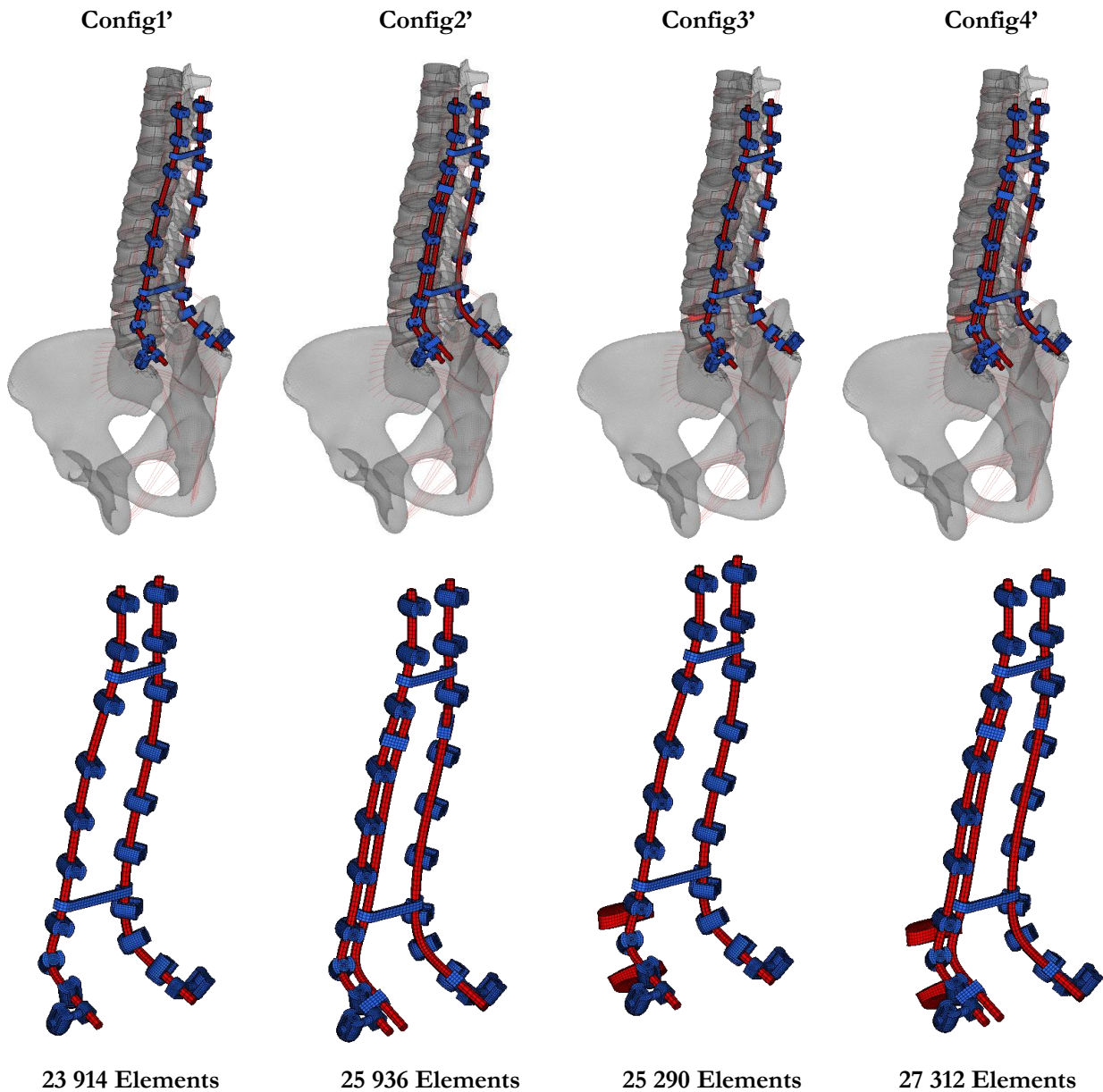


Figure 60 : Présentation des MEF du rachis lombaire instrumentés dans toutes les configurations étudiées par et correspondant aux configurations des essais de Ntilikina et al., 2019a, 2019b (1-4), ainsi que les maillages des instrumentations seules.



### 3.2.4 Propriétés mécaniques

Tous les composants de l'instrumentation du MEF ont été modélisés par une loi élastique linéaire.

Les paramètres mécaniques des différents constituants ont été déterminés sur la base des informations fournies par les fabricants industriels ([www.kleinmetals.swiss](http://www.kleinmetals.swiss)). Les tiges sont composées d'un alliage austénitique de cobalt chrome, qui a des caractéristiques favorables concernant la résistance à la fatigue. Les vis polyaxiales et les composants de liaison sont en alliage de titane.

En ce qui concerne les cages intersomatiques, les mêmes propriétés mécaniques que celles utilisées pour l'os cortical ont été implémentées. Le Tableau 13 propose une synthèse des propriétés et paramètres mécaniques implémentés dans le MEF afin de définir les composants du système d'ostéosynthèse.

Tableau 13: Synthèse de propriétés mécaniques attribuées aux différents composants du système d'ostéosynthèse ([www.kleinmetals.swiss](http://www.kleinmetals.swiss))

Composante	Type d'élément	Propriétés Mécaniques	Module d'Young (MPa)	Coefficient de Poisson	Densité (g/cm <sup>3</sup> )
Cage intersomatique	Brique	linéaire élastique isotrope	12 000	0.3	1.32
Tige d'ostéosynthèse	Brique	linéaire élastique isotrope	241 000	0.3	8.29
Vis polyaxiale	Brique	linéaire élastique isotrope	114 500	0.31	4.45
Liaison transverse	Brique	linéaire élastique isotrope	114 500	0.31	4.45
Connecteur en U	Brique	linéaire élastique isotrope	114 500	0.31	4.45

### 3.2.5 Conclusion

Quatre MEF de la colonne vertébrale instrumenté ont été développés. Après avoir maillés les différents composants et implémentées les propriétés mécaniques de ces constituants, nous verrons dans ce qui suit la validation des MEF du rachis instrumentés en comparant les résultats des simulations numériques aux données expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b en termes notamment de ROM.

### 3.3 Validation du MEF du rachis instrumenté

#### 3.3.1 Introduction

Dans cette partie nous allons procéder à la validation des MEF instrumentés en regards des résultats expérimentaux obtenus par Ntilikina et al., 2019a, 2019b. Cette validation sera présentée et détaillée pour les quatre instrumentations pour des moments purs de 7.5 N.m appliqués en flexion extension, en inclinaison latérale et en torsion axiale respectivement.

#### 3.3.2 Validation du segment lombaire instrumenté en flexion-extension

Afin de procéder à la validation du MEF du segment lombaire instrumenté en flexion-extension, les conditions expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b ont été répliquées numériquement. La Figure 61 présente une schématisation de ces conditions aux limites appliquées aux MEF de la partie lombaire instrumentée, à savoir le MEF du bassin encastré et l'application d'un moment pur de 7.5 N.m au niveau du MEF de T12.

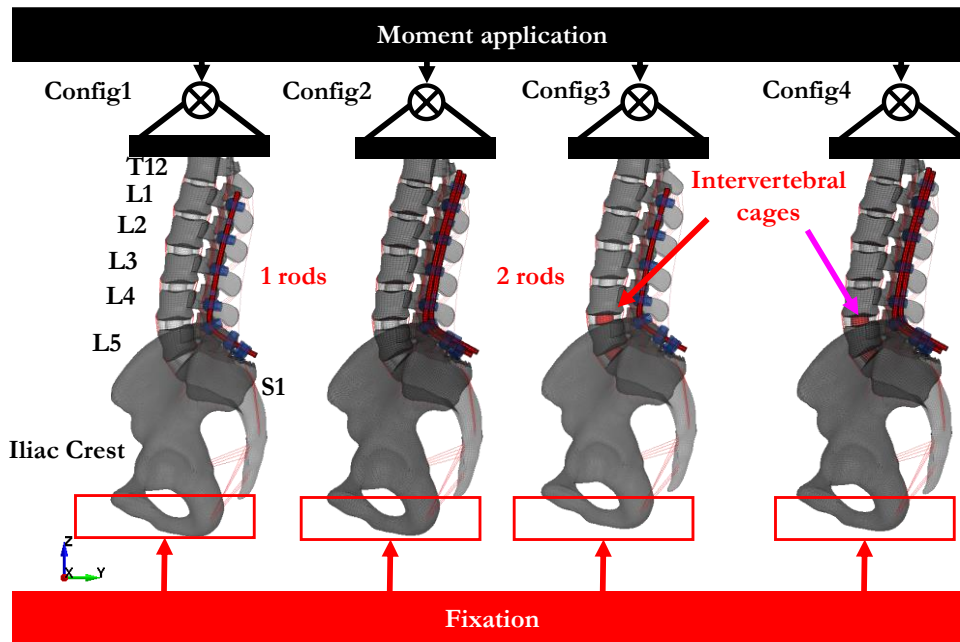


Figure 61 : Schématisation des conditions aux limites appliquées aux MEF de la partie lombaire instrumentée. Le bassin a été encastré tandis qu'un moment pur de 7.5 N.m a été appliqué au niveau de T12 en accord avec les expérimentations de Ntilikina et al., 2019a, 2019b lors d'une flexion-extension.

Deux types de validations ont été réalisés. La première consiste à comparer les ROM des MEF instrumentés, pour les quatre configurations étudiées, avec les données expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion/extension du segment lombaire. La Figure 40 présente l'ensemble des résultats numériques obtenus en termes de ROM calculés

numériquement. Nous observons que les ROM calculés avec les MEF instrumentés sont du même ordre de grandeur que les ROM enregistrées expérimentalement pour les quatre instrumentations étudiées. En revanche, nous observons au travers de la Figure 40 que les MEF instrumentés présentent un ROM légèrement supérieur aux valeurs maximales expérimentales. Pour la configuration Config1, le MEF instrumenté prévoit un ROM de  $5.2^\circ$  alors que les données expérimentales donnent un ROM en flexion-extension moyen de  $2.5^\circ$  (à noter un écart type expérimental très important). Tout comme pour les expérimentations, la configuration Config1 (une seule tige de chaque côté) est celle où l'on calcule numériquement un ROM maximal avec une valeur de  $5.2^\circ$ . Le ROM minimal en flexion-extension ( $3.5^\circ$ ) est calculé avec la configuration deux tiges et deux cages intersomatiques positionnées aux niveaux L4-L5 et L5-S1 (FEM Config4).

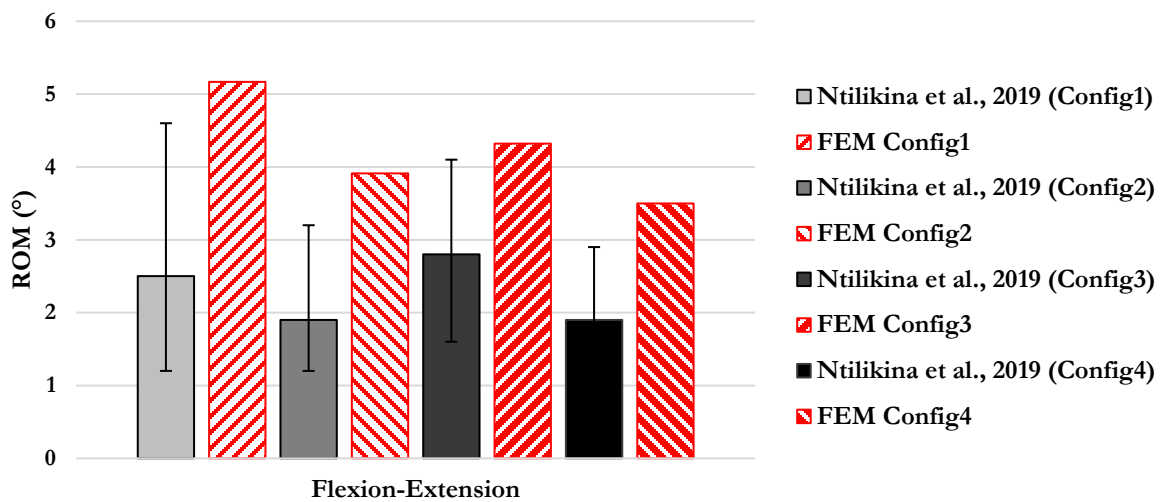


Figure 62 : Comparaison des ROM des MEF instrumentés, pour les quatre configurations étudiées, avec les données expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion/extension du segment lombaire. Les barres d'erreur représentent les valeurs minimales et maximales des résultats expérimentaux.

Pour la deuxième validation nous avons comparé les déformations des tiges principales calculées numériquement au niveau de L3-L4 entre les différents MEF instrumentés et les valeurs expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b. La Figure 63 présente l'ensemble des résultats numériques obtenus en termes de déformation superposées aux valeurs expérimentales. Dans toutes les configurations étudiées (expérimentales et numériques) cette déformation est très faible et inférieure à 0.1 %. Les déformations maximales de la tige principale en flexion et extension au niveau de L3-L4 sont calculées et mesurées lors de l'utilisation des instrumentations Config1 et Config3 (en extension le MEF Config1 donne une déformation de  $0.065 \pm 0.012$  % contre  $0.026 \pm 0.012$  enregistré expérimentalement).

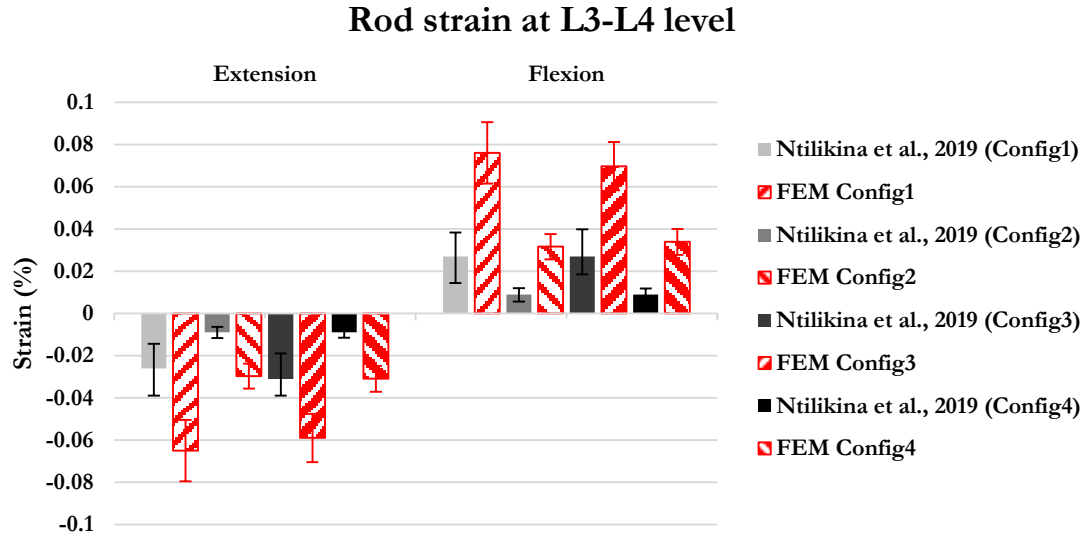


Figure 63 : Comparaison des déformations des tiges au niveau de L3-L4 entre les différents MEF instrumentés et les valeurs expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion/extension. Les barres d'erreur représentent les écarts types expérimentaux et numériques.

L'utilisation d'une méthode numérique et donc de MEF permet d'avoir un accès à plusieurs paramètres mécaniques non-mesurés expérimentalement. La Figure 64 présente les résultats numériques obtenus en termes de forces (résultantes, normales et tangentielles) calculées au niveau du MEF des têtes de vis, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion/extension, pour les quatre instrumentations étudiées. Nous observons les forces résultantes les plus importantes au niveau des extrémités à savoir au niveau des vis fixées en L1 (en moyenne 70 N en extension et 63 N en flexion pour toutes les instrumentations étudiées) et en S1 (en moyenne 72 N en extension et 88 N en flexion pour les instrumentations avec cages). Concernant les configurations Config1 et Config2 très peu de différence en termes de force résultante dans les vis est observée et ce à tous les niveaux, de L1 jusqu'au bassin. Cette dernière remarque illustre le fait que l'utilisation d'une instrumentation simple tige ou doublement des tiges n'entraîne aucune augmentation des forces dans les vis fixées dans la tige principale. Les forces résultantes les plus faibles sont localisées au niveau des vis fixées en L3 (aux alentours des 10 N pour toutes les configurations en flexion et en extension). Concernant la composante tangentielle calculée pour chacune des vis, celle-ci est prédominante en L1 pour la flexion-extension et au niveau du bassin pour l'extension. En S1 les forces dans les vis ont une composante normale plus importante que la composante tangentielle en extension. Finalement, au niveau du bassin, en flexion, les forces dans les vis ont une composante essentiellement normale.

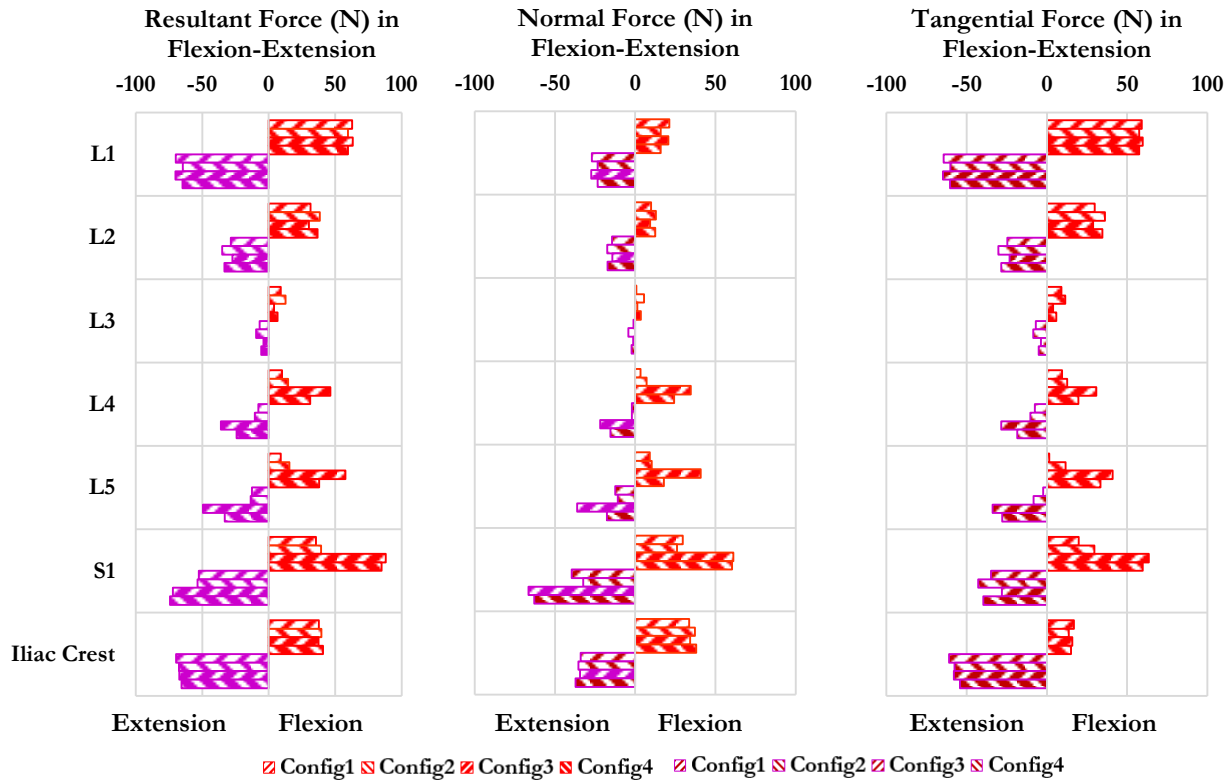


Figure 64 : Résultats numériques des forces (résultantes, normales et tangentielles) calculées au niveau du MEF des têtes de vis, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion/extension, pour les quatre instrumentations étudiées.

La Figure 65 et la Figure 66 illustrent le champ de pression calculé au niveau des nucleus/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion et extension, respectivement, pour les quatre instrumentations étudiées. Le maximum de pression calculé en flexion se situe au niveau du nucleus de l'unité fonctionnelle L1-L2 pour l'instrumentation Config1 et Config2 avec des valeurs calculées de 150 kPa en moyenne. Pour les instrumentations Config3 et Config4 les maxima de pression se situent aux niveaux des unités fonctionnelles de L4-L5 (225 kPa et 142 kPa pour la Config3 et Config4 respectivement) et L5-S1 (230 kPa pour les deux instrumentations en moyenne), où les nucleus des disques ont été remplacés par des cages intersomatiques. Concernant l'extension, les minima de pression intradiscale sont situés au niveau de l'unité fonctionnelle L1-L2 pour les instrumentations Config1 et Config2 (-100kPa en moyenne). Les maxima de pression calculés, en extension, pour les instrumentations Config3 et Config4, se situent aux mêmes niveaux que lors de la flexion, à savoir en L4-L5 et L5-S1. L'ensemble des pressions calculées est présenté en Figure 67 pour les quatre configurations du MEF du rachis instrumenté et superposé à la pression des disques du MEF du rachis intact. La présence d'une instrumentation réduit la pression intradiscale considérablement à tous les niveaux de L1 à S1 à l'exception des instrumentations intégrant les cages intersomatiques, où la

pression est du même ordre de grandeur que la configuration intacte aux niveaux des unités fonctionnelles L4-L5 et L5-S1 en flexion.

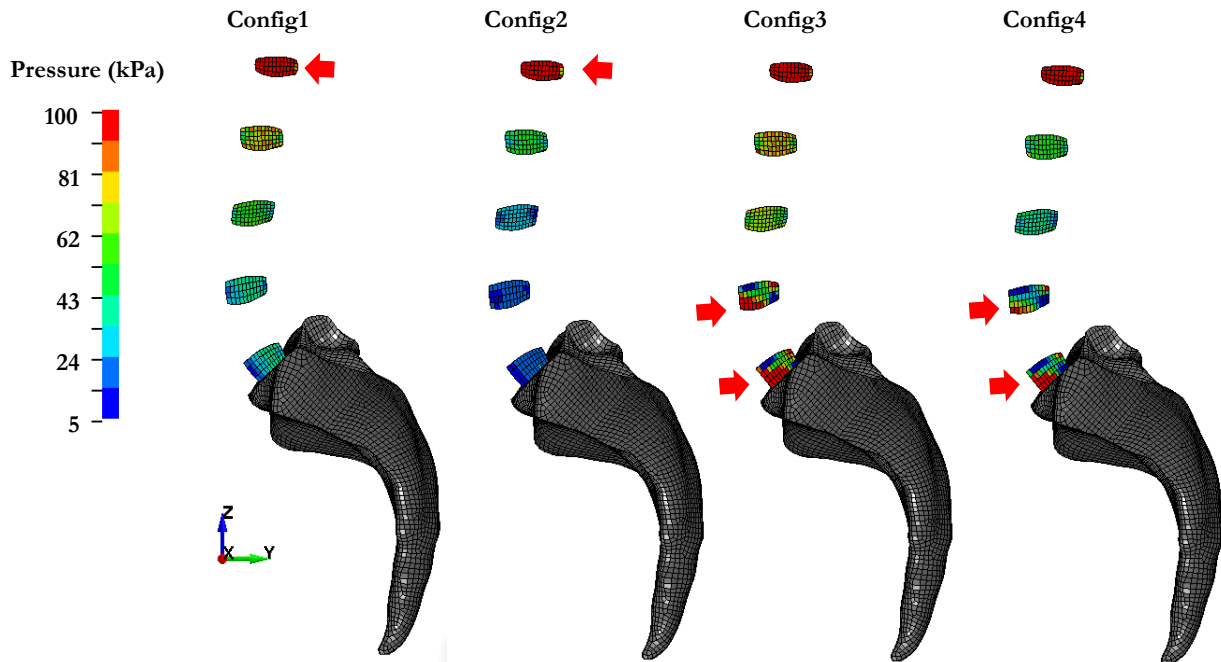


Figure 65 : Illustration du champ de pression calculé au niveau des nucléus/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion, pour les quatre instrumentations étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de pression.

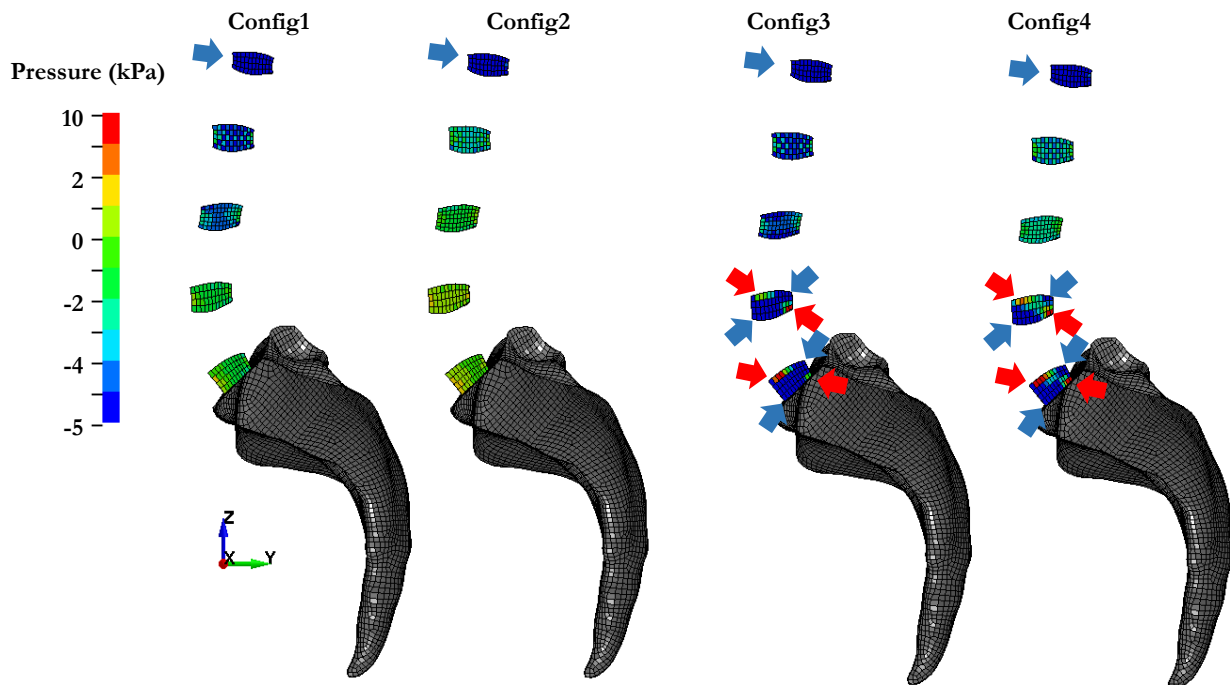


Figure 66 : Illustration du champ de pression calculé au niveau des nucléus/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en extension, pour les quatre instrumentations étudiées. Les flèches rouges/bleues indiquent la localisation des maxima/minima de pression.

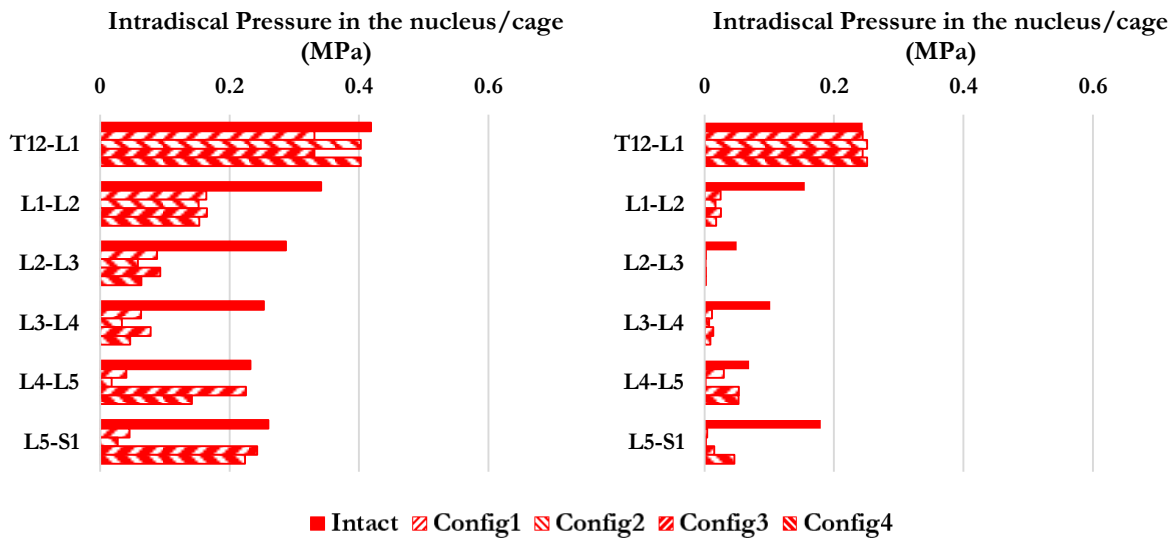


Figure 67 : Résultats numériques des pressions maximales calculées au niveau du MEF des nucleus/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion (gauche) et extension (droite), pour les quatre instrumentations étudiées et la configuration intacte.

Concernant les tiges, les Figure 68 et Figure 69 proposent une illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion et en extension, respectivement, pour les quatre instrumentations étudiées. Les maxima de contrainte de von Mises se situent en flexion et en extension :

- Pour les configurations d'instrumentation Config1 et Config2 au niveau de L5-S1 ;
- Pour la configuration Config3 au niveau de L3-L4 ;
- Pour la configuration Config4 au niveau de L2-L3 ;

Ces résultats de localisation de maxima de contraintes de von Mises sont en accord avec les travaux de Lertudomphonwanit et al. (2018), qui ont observé chez les patients une prédominance du risque de fracture des tiges aux niveaux de L3-L4 et L5-S1.

Les résultats numériques des contraintes maximales, de type von Mises, calculés au niveau du MEF de la tige principale, sont résumés au travers de la Figure 70. Ces résultats ont été obtenus lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion/extension, pour les quatre instrumentations étudiées. La contrainte maximale de von Mises est obtenue pour la configuration Config1 en flexion avec une valeur de 200 MPa. L'instrumentation de type Config4 (2 tiges de chaque côté + 2 cages intersomatiques) permet de réduire considérablement la contrainte de von Mises calculée dans la tige principale. Comparé à la configuration Config1, ce maximum de contrainte de type von Mises est réduit d'un facteur de 2 en flexion et en extension. Une instrumentation composée d'un doublement des tiges (Config2) ou une

instrumentation composée d'une tige et de deux cages intersomatiques (Config3) entraîne en flexion et en extension le même niveau de contrainte de von Mises calculée dans la tige principale.

D'une manière générale, les contraintes maximales de type von Mises calculées dans la tige principale sont plus importantes lors d'une flexion que lors d'une extension, et ce quelles que soient les configurations d'instrumentations étudiées.

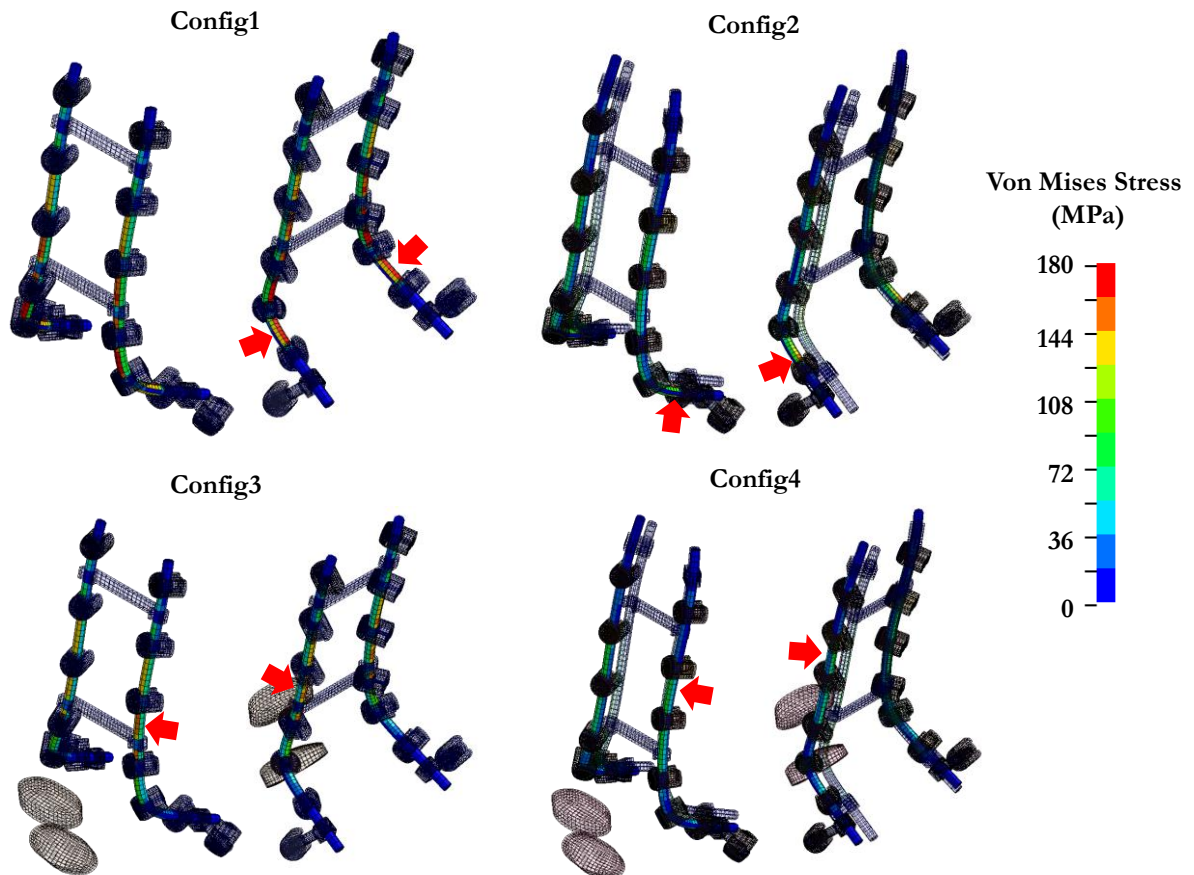


Figure 68 : Illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion, pour les quatre instrumentations étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de contrainte de von Mises.



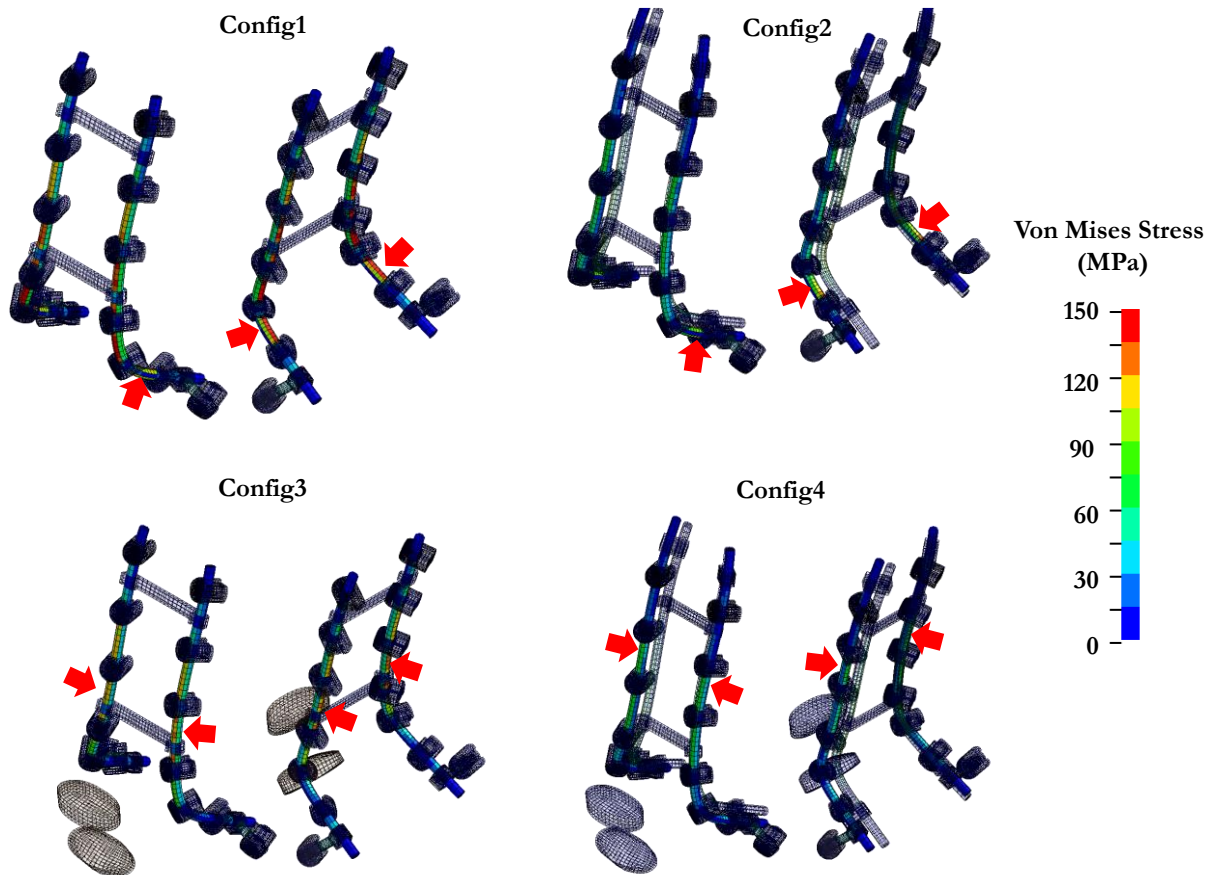


Figure 69 : Illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en extension, pour les quatre instrumentations étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de contrainte de von Mises.

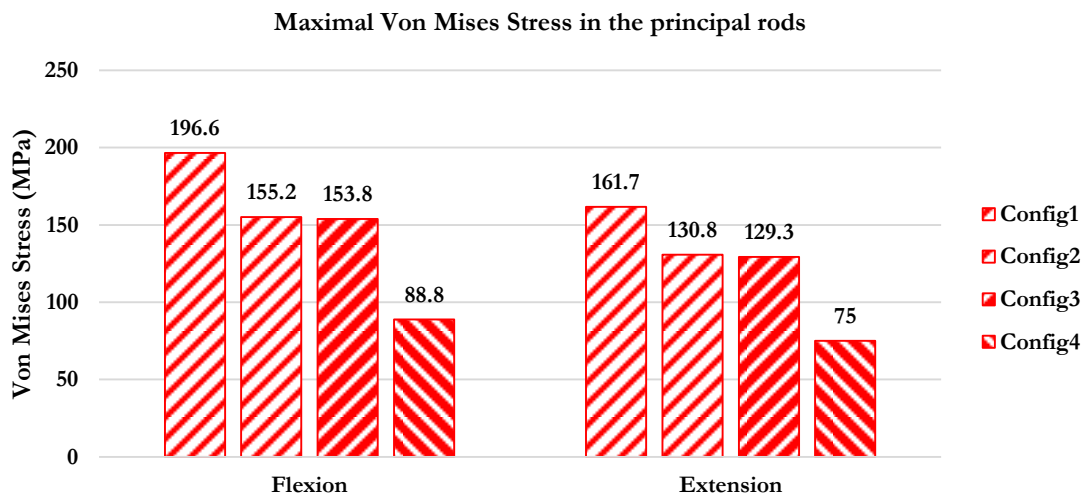


Figure 70 : Résultats numériques des contraintes maximales de type von Mises calculées au niveau du MEF de la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion/extension, pour les quatre instrumentations étudiées.

3.3.3 Validation du segment lombaire instrumenté en inflexion latérale

Dans l'étape suivante, les quatre MEF du rachis instrumentés sont validés en inclinaison latérale par rapport aux expérimentations de Ntilikina et al., 2019a, 2019b. Les conditions expérimentales ont été reproduites numériquement. La Figure 71 présente une schématisation de ces conditions aux limites appliquées au MEF de la partie lombaire instrumentée, à savoir le MEF du bassin encastré et l'application d'un moment pur de 7.5 N.m au niveau de T12.

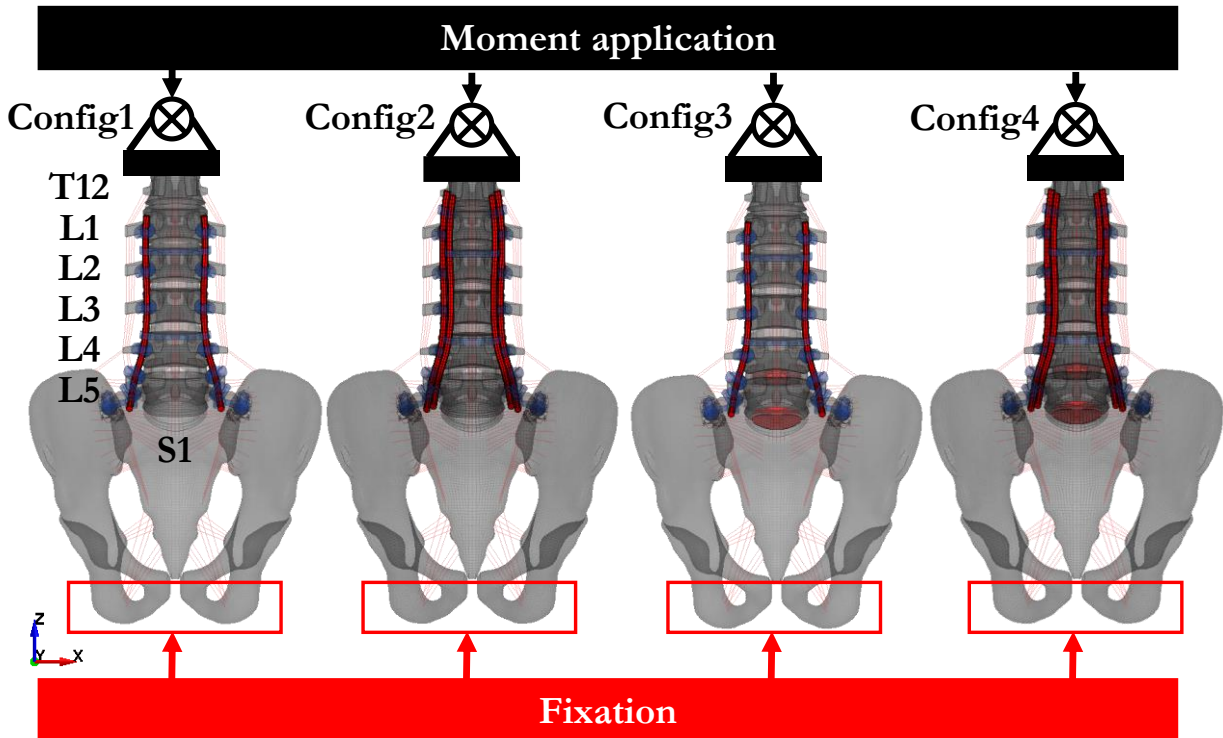


Figure 71 : Schématisation des conditions aux limites appliquées au MEF de la partie lombaire instrumentée. Le bassin a été encastré tandis qu'un moment pur de 7.5 N.m a été appliqué au niveau de T12 en accord avec les expérimentations de Ntilikina et al., 2019a, 2019b lors d'une inflexion latérale.

Contrairement à la validation précédente dans le plan sagittal, le MEF du rachis instrumenté n'est validé ici qu'en termes de ROM en inflexion latérale car aucune validation en termes de déformation des tiges n'a été rapporté par Ntilikina et al., 2019a, 2019b. Les ROM calculés numériquement et présentés en Figure 72 sont du même ordre de grandeur que les ROM présentés dans les travaux de Ntilikina et al., 2019a, 2019b pour les quatre configurations étudiées. En revanche, on observe au travers de la Figure 72 que les MEF instrumentés présentent un ROM légèrement inférieur aux valeurs moyennes expérimentales. Pour la configuration Config2, le MEF instrumenté prévoit un ROM de  $0.76^\circ$  alors que les données expérimentales donnent un ROM moyen en inflexion latérale de  $1.4^\circ$  (ROM allant de  $0.7^\circ$  à  $2.9^\circ$ , à noter ici un écart type expérimental très important). La différence de ROM entre les

différentes configurations reste cependant très faible ne permettant pas de conclure quant à l'apport d'une configuration par rapport à une autre.

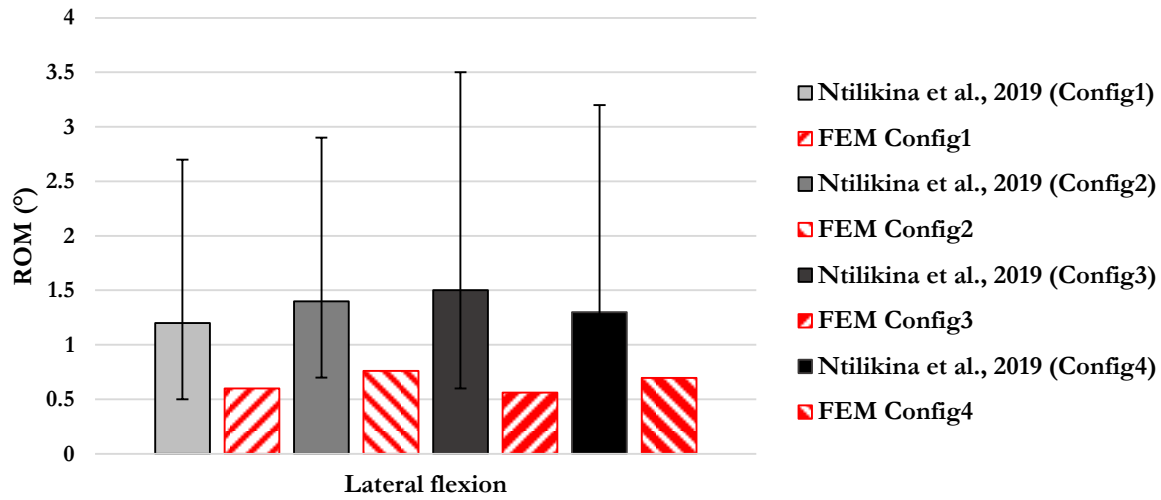


Figure 72 : Comparaison des ROM du MEF instrumenté, pour les quatre configurations étudiées, avec les données expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale du segment lombaire. Les barres d'erreur représentent les valeurs minimales et maximales des résultats expérimentaux.

La Figure 73 résume les résultats numériques obtenus en termes de forces (résultantes, normales et tangentielles) calculées au niveau du MEF des têtes de vis, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inclinaison latérale gauche, pour les quatre configurations étudiées. Lors d'une sollicitation en inclinaison latérale gauche, les forces dans les têtes de vis à gauche et à droite de l'instrumentation sont différentes. Nous calculons des forces résultantes plus importantes dans la partie supérieure de l'instrumentation dans les vis des deux côtés du rachis au niveau des vis fixées en L1 (en moyenne 150 N sur les vis du côté droit et 140 N dans les vis du côté gauche pour toutes les configurations étudiées). Concernant toutes les configurations étudiées, très peu de différence en termes de force résultante dans les vis est observée de L1 au bassin. Cette dernière remarque illustre le fait qu'un doublement des tiges ou un remplacement des disques intervertébraux par des cages intersomatiques n'entraîne aucune augmentation des forces dans les vis fixées dans la tige principale. Les forces résultantes les plus faibles sont calculées au niveau des vis fixées en L3 (aux alentours des 5 N pour toutes les configurations). Concernant la composante tangentielle calculée pour chacune des vis, celle-ci est prédominante en L1. En S1 les forces dans les vis ont une composante normale plus importante que la composante tangentielle pour les configurations Config1 et Config2.

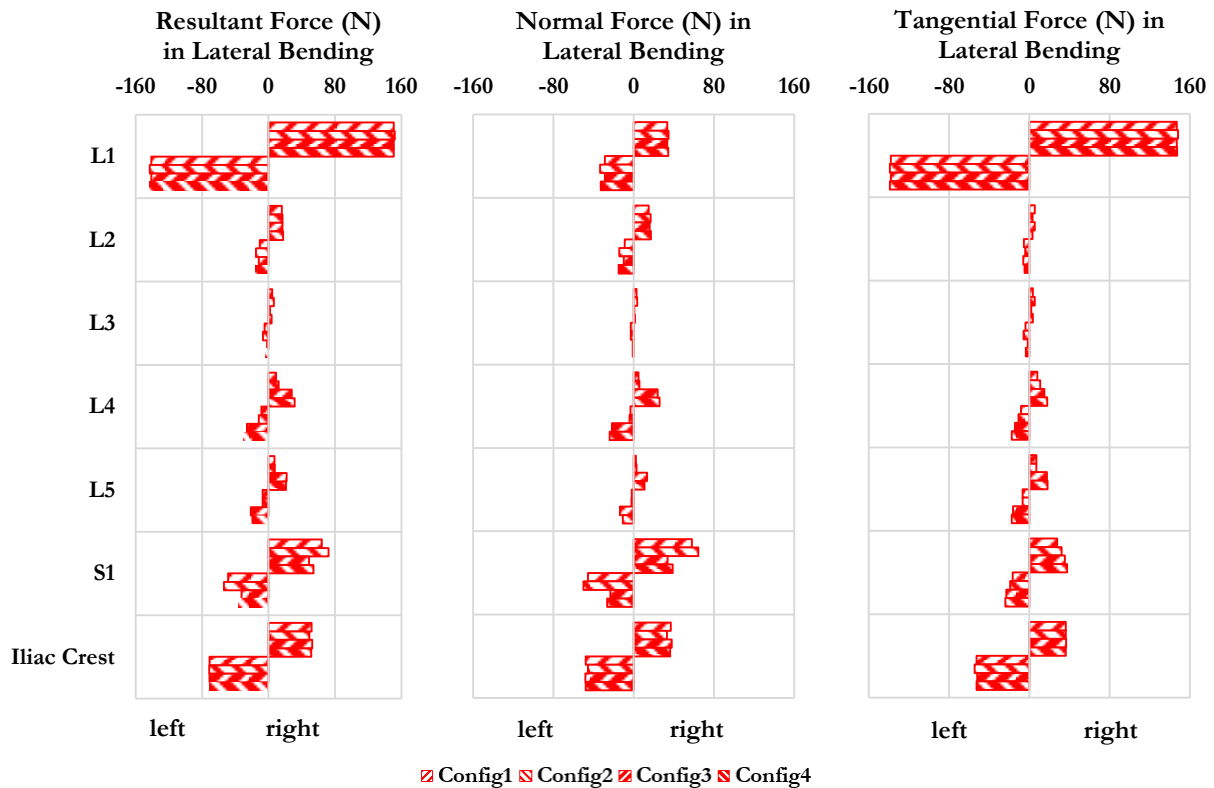


Figure 73 : Résultats numériques des forces (résultantes, normales et tangentielles) calculées au niveau du MEF des têtes de vis, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale gauche, pour les quatre instrumentations étudiées.

La Figure 74 illustre le champ de pression calculé au niveau des nucleus/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale gauche, pour les quatre instrumentations étudiées. Le maximum de pression calculé se situe au niveau du nucleus de l'unité fonctionnelle L1-L2 pour les configurations Config1 et Config2 avec des valeurs calculées de 19 kPa en moyenne.

Pour les configurations Config3 et Config4 les maxima de pression se situent aux niveaux des unités fonctionnelles L4-L5 (48 kPa pour les deux configurations en moyenne) et L5-S1 (57 kPa pour les deux configurations en moyenne), où les nucleus des disques ont été remplacés par des cages intersomatiques. L'ensemble des pressions calculées est présenté en Figure 75 pour les quatre configurations du rachis instrumenté et superposée à la pression des disques du MEF du rachis intact. La présence d'une instrumentation réduit la pression intradiscale considérablement à tous les niveaux de L1 à S1. Cette réduction est plus faible pour les instrumentations intégrant les cages intersomatiques Config3 et Config4.

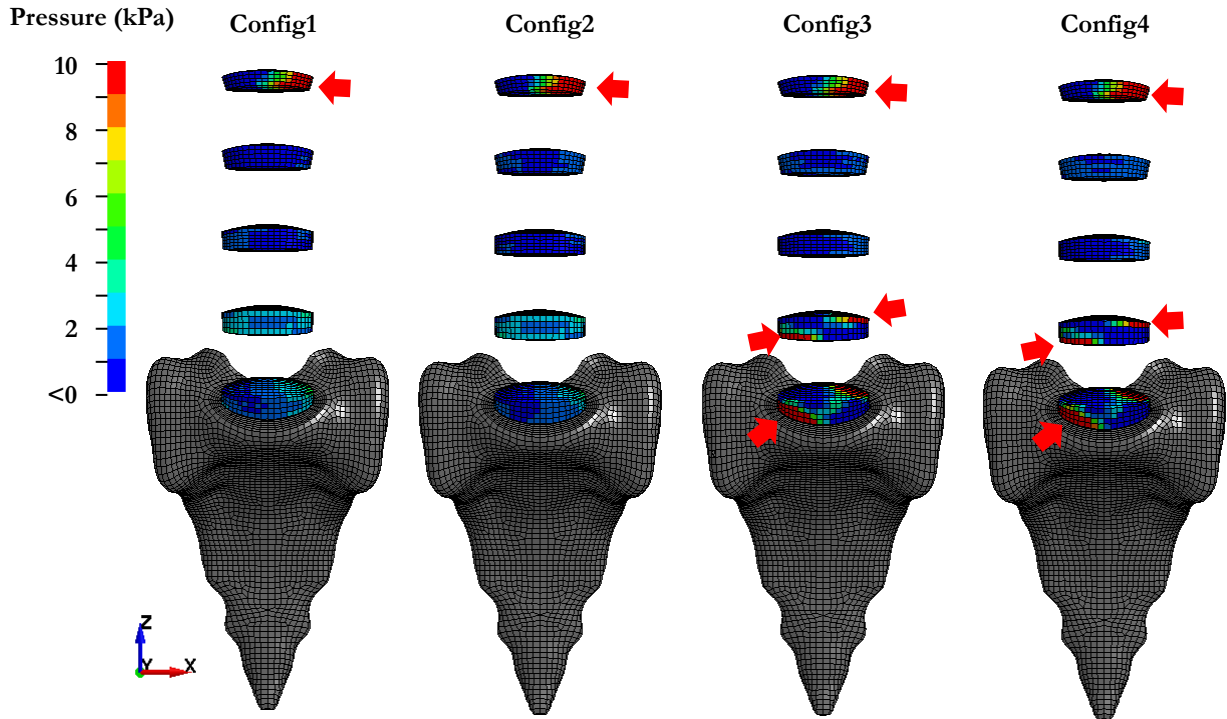


Figure 74 : Illustration du champ de pression calculé au niveau des noyaux/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale gauche, pour les quatre configurations étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de pression.

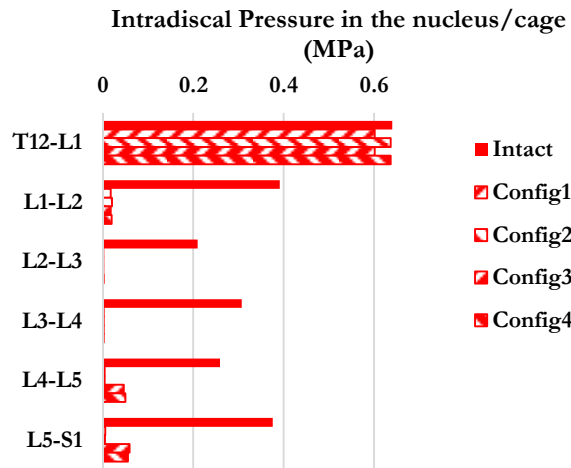


Figure 75 : Résultats numériques des pressions maximales calculées au niveau du MEF des noyaux/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale, pour les quatre configurations instrumentées étudiées et la configuration intacte.

Concernant les tiges, la Figure 76 propose une illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale gauche, pour les quatre configurations étudiées. Les maxima de contrainte de von Mises se situent :

- Pour les configurations Config1, Config3 et Config4 au niveau de L1-L2 ;
- Pour la configuration Config2 au niveau de L5-S1 ;

Les résultats numériques en termes de maxima de contraintes maximales, de type von Mises, calculés au niveau du MEF de la tige principale, sont résumés au travers de la Figure 77. Ces résultats ont été obtenus lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale, pour les quatre configurations de rachis instrumenté étudiées. La contrainte maximale est obtenue pour la configuration Config3 avec une valeur de 80.9 MPa. D'une manière générale, bien que les contraintes de von Mises calculées dans les tiges principales soient légèrement inférieures pour les instrumentations à double tige par rapport aux instrumentations à simple tige, les différences entre toutes les configurations sont faibles.

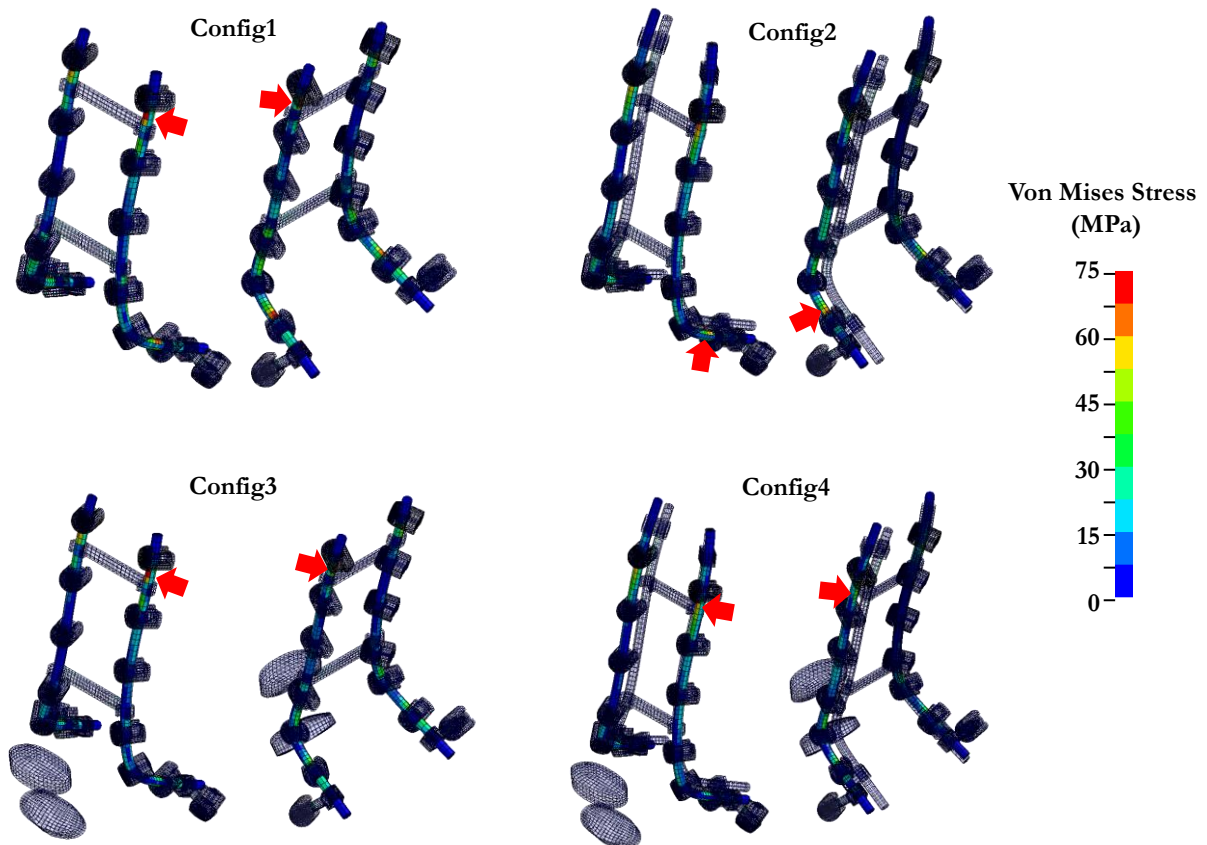


Figure 76 : Illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale gauche, pour les quatre configurations d'instrumentations étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de contrainte de von Mises.

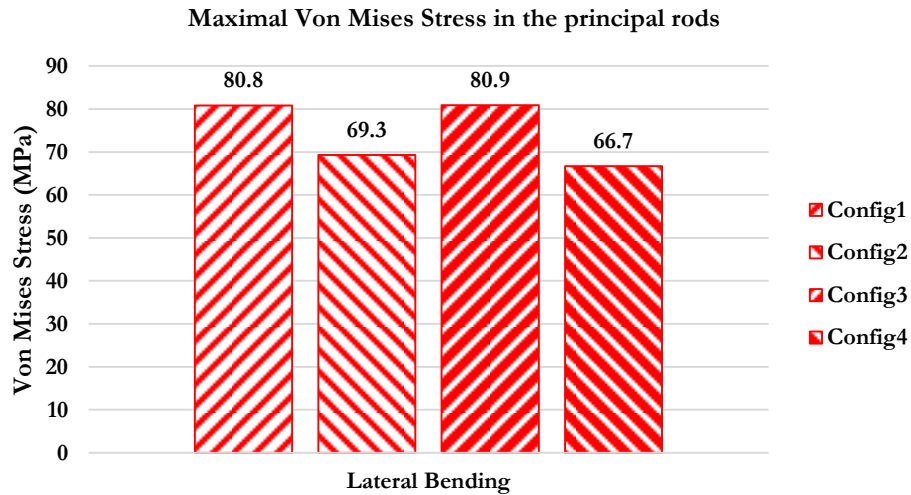


Figure 77 : Résultats numériques des contraintes maximales de type von Mises calculées au niveau du MEF de la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale, pour les quatre configurations étudiées.

### 3.3.4 Validation du segment lombaire instrumenté en torsion axiale

Dans la dernière étape, les quatre MEF du rachis instrumentés sont validés en torsion axiale par rapport aux résultats des essais de Ntilikina et al., 2019a, 2019b. La Figure 78 présente une schématisation des conditions aux limites appliquées au MEF de la partie lombaire instrumentée, à savoir le MEF du bassin encastré et l'application d'un moment pur de 7.5 N.m au niveau du MEF de T12.

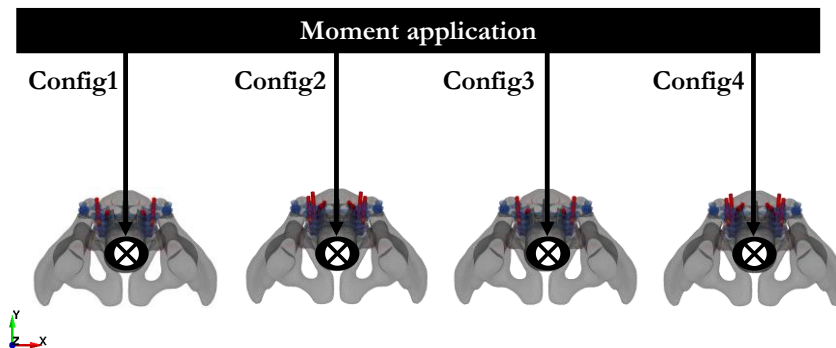


Figure 78 : Schématisation des conditions aux limites appliquées aux MEF de la partie lombaire instrumentée. Le bassin a été encastré tandis qu'un moment pur de 7.5 N.m a été appliqué au niveau de T12 lors d'une torsion axiale.

Cette validation consiste, tout comme précédemment, à comparer les ROM du MEF instrumenté, pour les quatre configurations étudiées, avec les données expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale du segment lombaire.

Nous observons au travers de la Figure 79 que les ROM calculés numériquement sont très proches des valeurs expérimentales pour les quatre configurations étudiées. Pour la configuration Config3, le

MEF instrumenté prévoit un ROM de  $3.6^\circ$  alors que les données expérimentales donnent un ROM moyen en torsion axiale de  $3.1^\circ$  (valeurs allant de  $2.0^\circ$  à  $6.0^\circ$ ). Parmi les configurations numériques étudiées, la configuration Config4 est celle qui présente un ROM minimal avec une valeur calculée de ROM de  $2.8^\circ$  en torsion axiale. La même observation que lors de la validation en inflexion latérale peut être faite à savoir que les différences de ROM entre les différentes instrumentations restent très faibles.

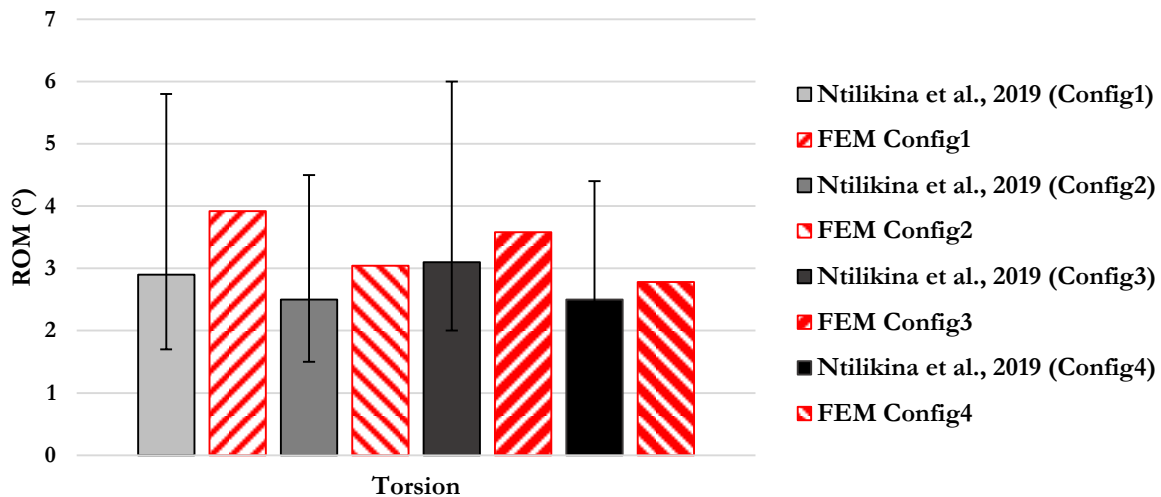


Figure 79 : Comparaison des ROM des MEF instrumentés, pour les quatre configurations étudiées, avec les données expérimentales de Ntilikina et al., 2019a, 2019b lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale du segment lombaire. Les barres d'erreur représentent les valeurs minimales et maximales des résultats expérimentaux.

La Figure 80 présente les résultats numériques obtenus en termes de forces (résultantes, normales et tangentielles) calculées au niveau du MEF des têtes de vis, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale à droite, pour les quatre configurations étudiées. En torsion axiale, les forces calculées dans les têtes de vis à gauche et à droite de l'instrumentation sont différentes. Nous calculons des forces résultantes les plus importantes dans la partie supérieure de l'instrumentation sur les vis situées des deux cotées du rachis au niveau de L1 (en moyenne 90 N dans les vis droites et gauches pour toutes les configurations étudiées). Pour toutes les configurations étudiées, très peu de différence en termes de force résultante dans les vis est observée et ce à tous les niveaux, de L1 jusqu'au bassin. Cette remarque laisse penser qu'un doublement des tiges ou un remplacement des disques intervertébraux par des cages intersomatiques n'entraîne aucune augmentation des forces dans les vis fixées dans la tige principale.

Les forces résultantes les plus faibles sont calculées au niveau des vis fixées en L3 (aux alentours des 30 N pour toutes les configurations). Concernant la composante tangentielle calculée pour chacune des vis, celle-ci est prédominante en L1.



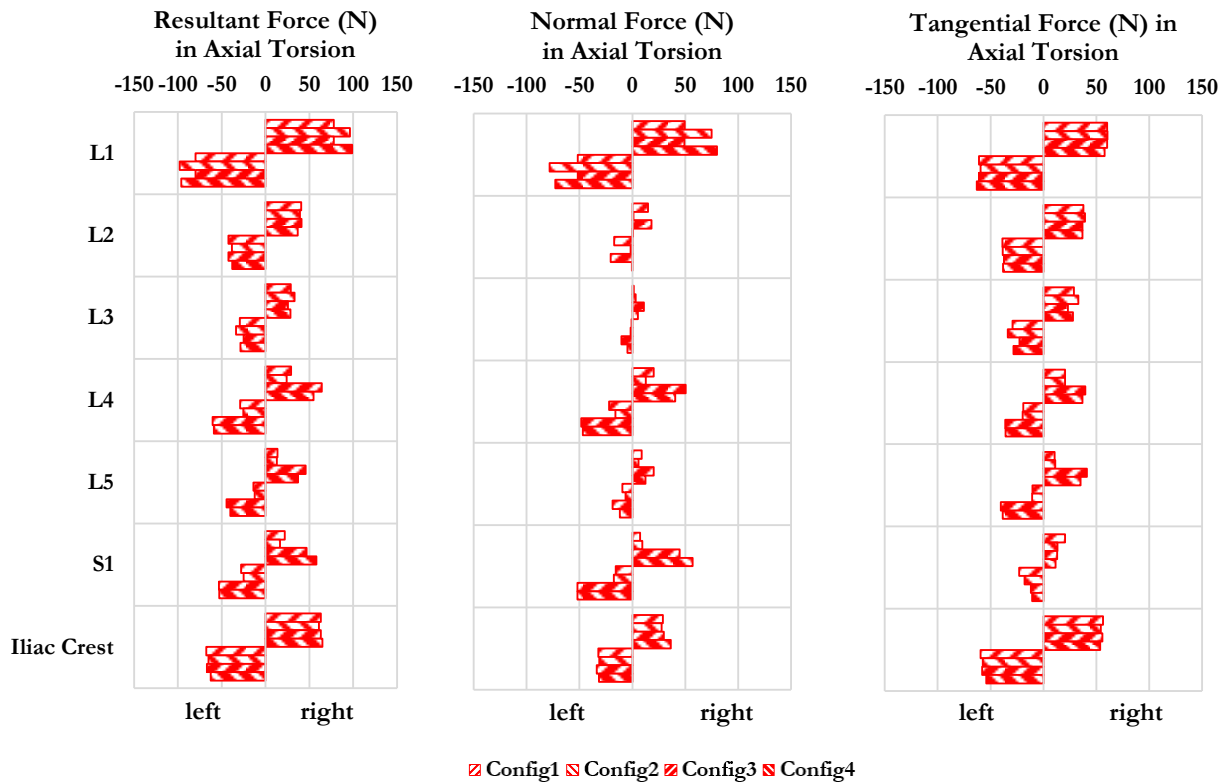


Figure 80 : Résultats numériques des forces (résultantes, normales et tangentielles) calculées au niveau du MEF des têtes de vis, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale droite, pour les quatre configurations étudiées.

La Figure 81 illustre le champ de pression calculé au niveau des nucleus/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m rotation axiale droite, pour les quatre configurations étudiées. Le maximum de pression calculé se situe au niveau du nucleus de l'unité fonctionnelle L1-L2 pour la configuration Config1 avec une valeur calculée de 44 kPa.

Pour les configurations Config3 et Config4 les maxima de pression se situent aux niveaux des unités fonctionnelles L4-L5 (133 kPa pour la configuration Config3 et 109 kPa pour la configuration Config4) et L5-S1 (100 kPa pour les deux configurations en moyenne), où les nucleus des disques ont été remplacés par des cages intersomatiques. L'ensemble des pressions calculées est présenté en Figure 82 pour les quatre configurations du rachis instrumenté et superposée à la pression des disques du MEF du rachis intact. La présence d'une instrumentation réduit la pression intradiscale considérablement à tous les niveaux de L1 à S1. Cette réduction de pression maximale est plus faible pour les instrumentations intégrant les cages intersomatiques Config3 et Config4.

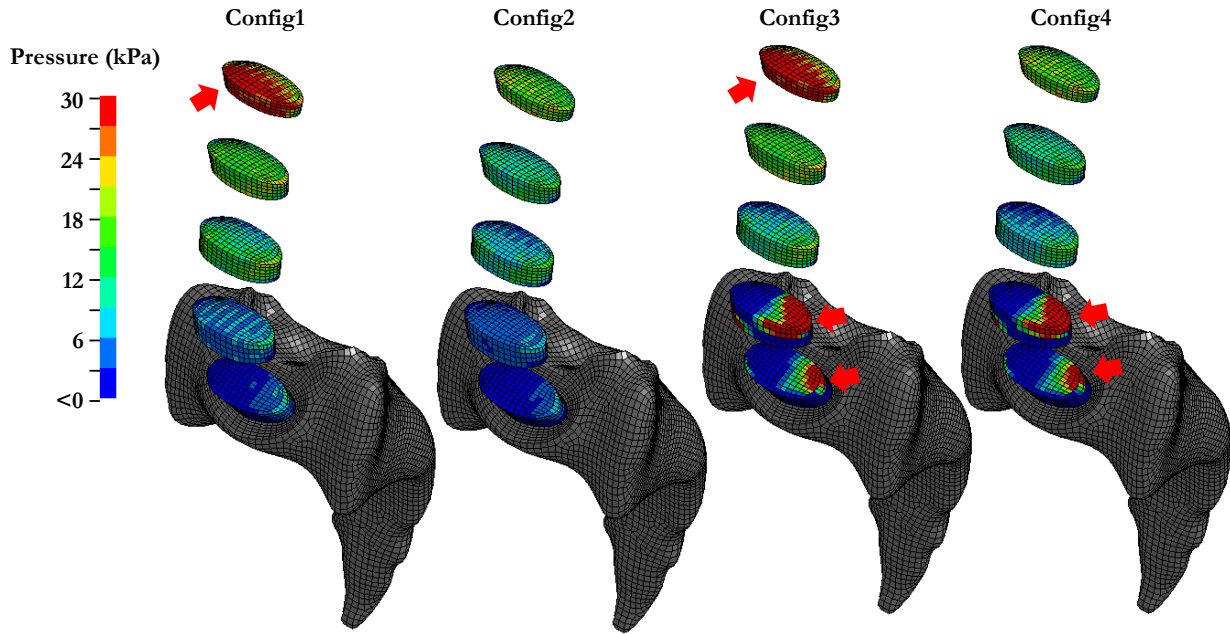


Figure 81 : Illustration du champ de pression calculé au niveau des noyaux/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale droite, pour les quatre configurations étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de pression.

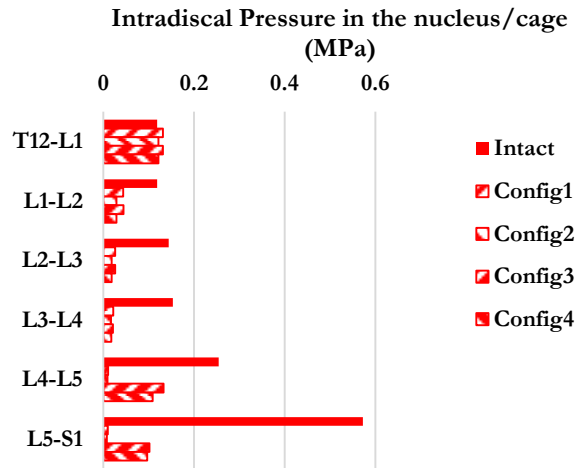


Figure 82 : Résultats numériques des pressions maximales calculées au niveau du MEF des noyaux/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale, pour les quatre configurations étudiées et la configuration intacte.

Concernant les tiges, la Figure 83 propose une illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en rotation axiale droite, pour les quatre configurations étudiées. Les maxima de contrainte de von Mises se situent :

- Pour la configuration Config1 (une tige) au niveau de L5-S1 ;
- Pour la configuration Config2 (doublement des tiges) au niveau de L1-L2 ;

- Pour la configuration Config3 au niveau de L3-L4 ;
- Pour la configuration Config4 au niveau de L4-L5 ;

Les résultats numériques des contraintes maximales, de type von Mises, calculées au niveau du MEF de la tige principale, sont résumés au travers de la Figure 84. La contrainte maximale de von Mises est obtenue pour la configuration Config1 avec une valeur de 118.4 MPa. Le doublement des tiges d'ostéosynthèse réduit les contraintes maximales de von Mises dans les tiges primaires et les abaisse à 88.6 MPa pour la configuration Config2 et à 87.9 MPa pour la configuration Config4.

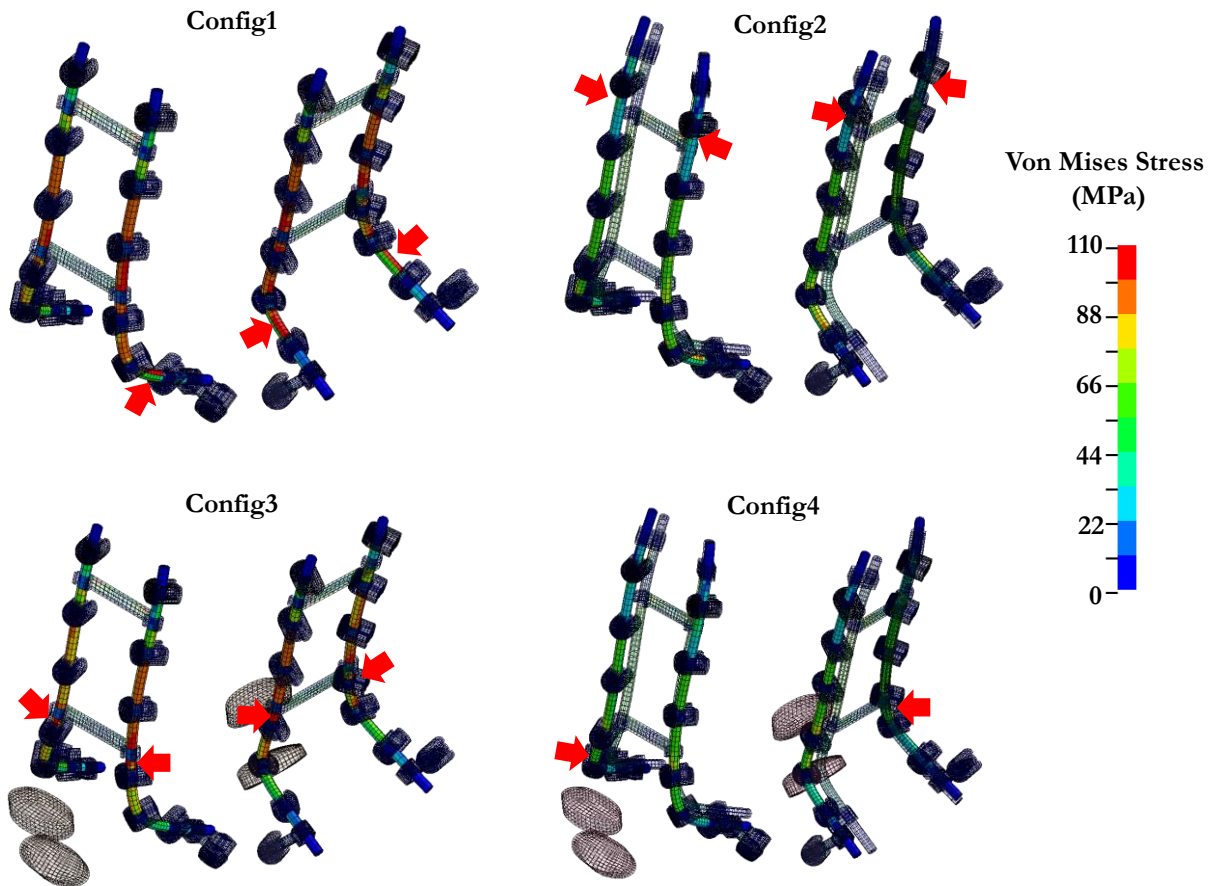


Figure 83 : Illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale droite, pour les quatre configurations étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de contrainte de von Mises.

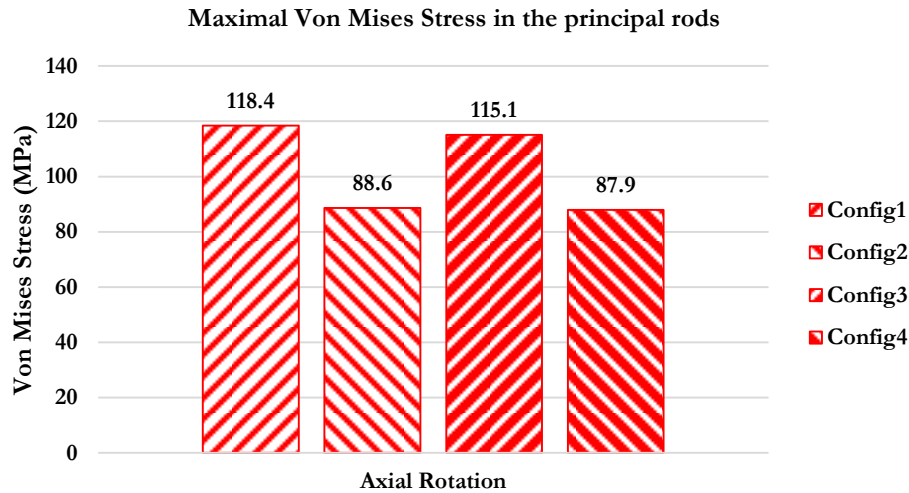


Figure 84 : Résultats numériques des contraintes maximales de type von Mises calculées au niveau du MEF de la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale, pour les quatre configurations étudiées.

### 3.3.5 Conclusion

Dans cette partie, nous avons présenté, pour la première fois, la validation d'un MEF d'une colonne flexible instrumentée sous différentes configurations en termes de ROM et déformation des tiges principales d'ostéosynthèse au niveau du L3-L4. pour des moments purs appliqués de 7.5 N.m, validation vis-à-vis des études présentées par Ntilikina et al., 2019a, 2019b. Pour toutes les sollicitations étudiées, flexion extension, inclinaison latérale et rotation axiale, une bonne concordance entre les résultats numériques et les résultats expérimentaux a pu être observé et ce pour les quatre configurations d'instrumentations étudiées. En outre, les différentes configurations ont été comparées en termes de champ de pression au niveau des disques/cages, de forces dans les têtes des vis et de la distribution des contraintes de type von Mises dans les tiges principales.

Une constatation importante est que le maximum de contraintes de von Mises calculé en flexion et en extension se situe dans la zone où se produisent la plupart des fractures (Lertudomphonwanit et al., 2018). La Figure 85 présente une synthèse des résultats numériques obtenus en termes de contraintes maximales de type von Mises calculées au niveau du MEF de la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m pour toutes les configurations et instrumentations étudiées. Nos données numériques indiquent que les contraintes maximales sont minimales pour la configuration Config4, instrumentation composée de deux tiges et de deux cages intersomatiques et maximales pour la configuration Config1 (une seule tige) et ce pour toutes les sollicitations (flexion, extension, inclinaison latérale et rotation axiale).

En ajoutant une tige supplémentaire sur chaque côté et en remplaçant les disques intervertébraux par des cages intersomatiques aux niveaux de L4-L5 et L5-S1, il est alors possible de réduire la contrainte maximale dans la tige principale d'environ 54% en flexion et en extension par rapport à la configuration Config1. En torsion axiale et en inflexion latérale, la réduction des maxima de contrainte von Mises est beaucoup plus faible. En ce qui concerne l'instrumentation Config2 et Config3, celles-ci permettent de réduire la contrainte maximale dans le plan sagittal (flexion et extension) d'environ 43% par rapport à la configuration Config1. Cette dernière remarque suggère qu'un doublement des tiges ou un remplacement des disques intervertébraux par des cages intersomatiques peuvent aider à diminuer la contrainte maximale pour l'extension et la flexion.

D'un point de vue mécanique, l'ajout d'une tige supplémentaire entraîne une modification du moment quadratique de la construction des tiges d'ostéosynthèse et donc aussi une modification de la répartition des contraintes dans les tiges principales. D'autre part, l'utilisation de cages entraîne un raidissement de la colonne vertébrale, ce qui modifie la répartition des charges entre l'instrumentation postérieure et la colonne antérieure vers une plus importante contribution de la colonne antérieure. Pour résumer, notre étude indique que la configuration Config4, avec des tiges doublées bilatéralement et des cages intersomatiques aux niveaux de L4-L5 et L5-S1, permet la plus forte réduction de contrainte pouvant être occasionnée dans les tiges principales.

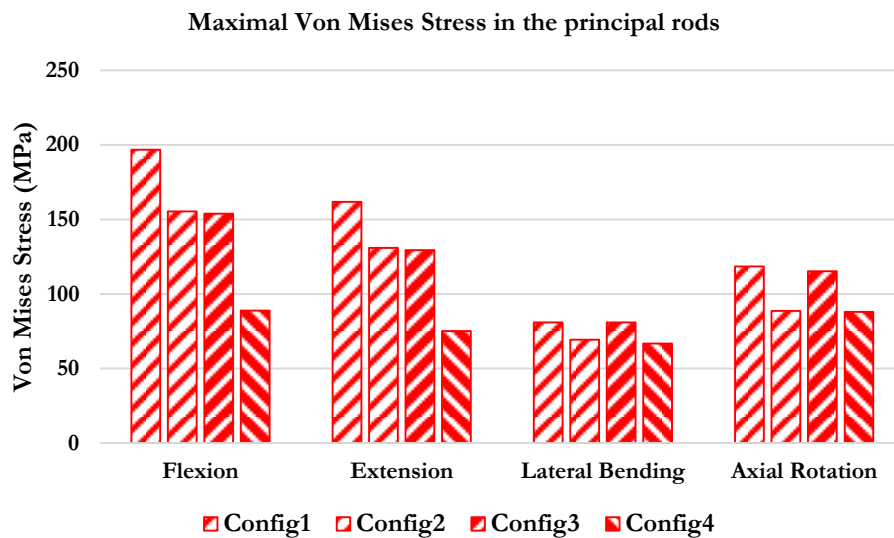


Figure 85 : Résultats numériques des contraintes maximales de type von Mises calculées au niveau du MEF de la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m pour toutes les configurations et instrumentations étudiées.

### 3.4 Etude numérique complémentaire, instrumentation thoraco-lombaire

#### 3.4.1 Introduction

Pour corriger une scoliose, il est parfois nécessaire d'instrumenter le patient jusqu'à la colonne thoracique. Dans ce cas, l'instrumentation s'étend de la colonne thoracique au bassin en passant par la colonne lombaire. Ce scénario sera modélisé et simulé dans une étude complémentaire avec notre MEF. Les résultats seront ensuite évalués en termes de ROM, champ de pression dans les disques, forces dans les têtes de vis, ainsi qu'en termes de distribution des contraintes dans les tiges principales.

Pour cette étude complémentaire, une version modifiée du MEF lombaire instrumenté va être adaptée à ce scénario. Cette nouvelle instrumentation va également été utilisée dans les configurations classiques (Config1-4). Afin de le distinguer de l'étude précédente, un symbole « ' » a été ajouté au nom.

Pour la modélisation du nouveau MEF du rachis thoraco-lombaire instrumenté, le MEF de la colonne vertébrale saine a d'abord été étendu jusqu'à T9. En ce qui concerne l'instrumentation simple (Config1'), la configuration de l'étude précédente a été étendue jusqu'à T10. Concernant la liaison transversale supérieure, elle a été fixée plus haut, aux niveaux des tiges principales entre T11 et T12. Pour les autres configurations, Config2' et Config4', instrumentation à double tiges, une tige secondaire a été ajoutée bilatéralement pour renforcer l'instrumentation de L1 à S1. Cela signifie que la partie supérieure de l'instrumentation (au niveau thoracique) reste instrumenté avec une tige simple. Les cages intersomatiques contenues dans les deux dernières instrumentations Config3' et Config4' ont de nouveau été placées aux niveaux des unités fonctionnelles L4-L5 et L5-S1.

La Figure 86 propose une illustration des quatre MEF du rachis thoraco-lombaire instrumenté développés dans le cadre de cette étude complémentaire :

- La configuration Config1' est composée du MEF du rachis sain et de 23 914 éléments volumiques définissant son instrumentation (une tige de chaque côté, fixée de T10 jusqu'au bassin) ;
- La configuration Config2' est composée du MEF du rachis sain et de 25 939 éléments volumiques (les tiges ont été doublées sur chaque côté au niveau lombaire) ;
- La configuration Config3' est composée du MEF du rachis sain et de 25 290 éléments volumiques (une tige de chaque côté et présence des cages intersomatiques) ;

- Enfin la configuration Config4' est composée du MEF du rachis sain et de 27 312 éléments volumiques (doublement des tiges et disques intervertébraux entre L4-L5 et L5-S1 remplacés par des cages intersomatiques) ;

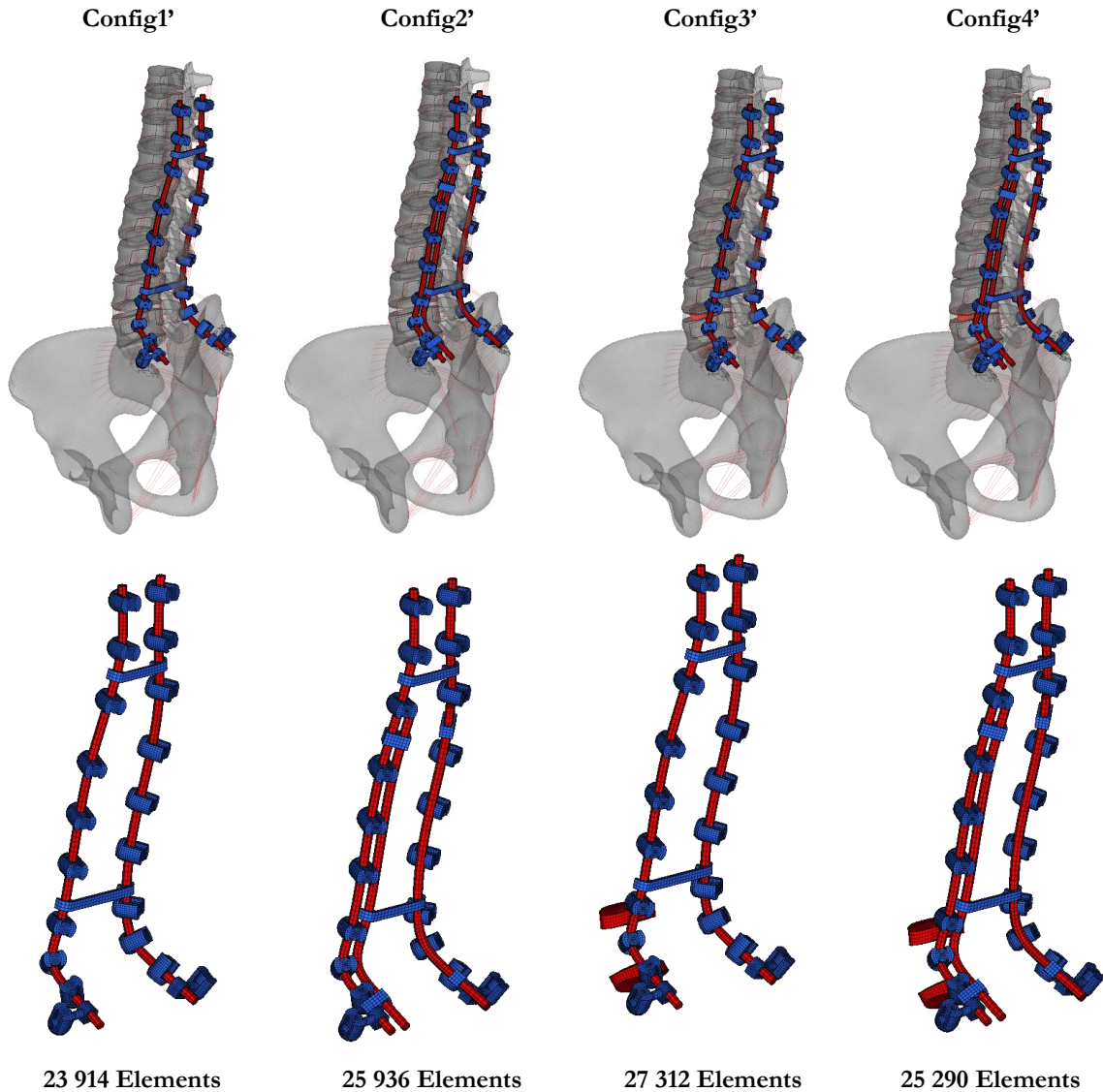


Figure 86 : Présentation des MEF du rachis thoraco-lombaire instrumentés dans toutes les configurations étudiées (1'-4'), ainsi que les maillages des instrumentations seules.

Les Figure 87 à Figure 89 présentent une schématisation des conditions aux limites appliquées à toutes les configurations des MEF de la partie thoraco-lombaire instrumentés à savoir en flexion-extension, inflexion latérale et rotation axiale, respectivement. Le MEF du bassin est encasté et un moment pur de 7.5 N.m est appliqué au niveau du MEF de T09.

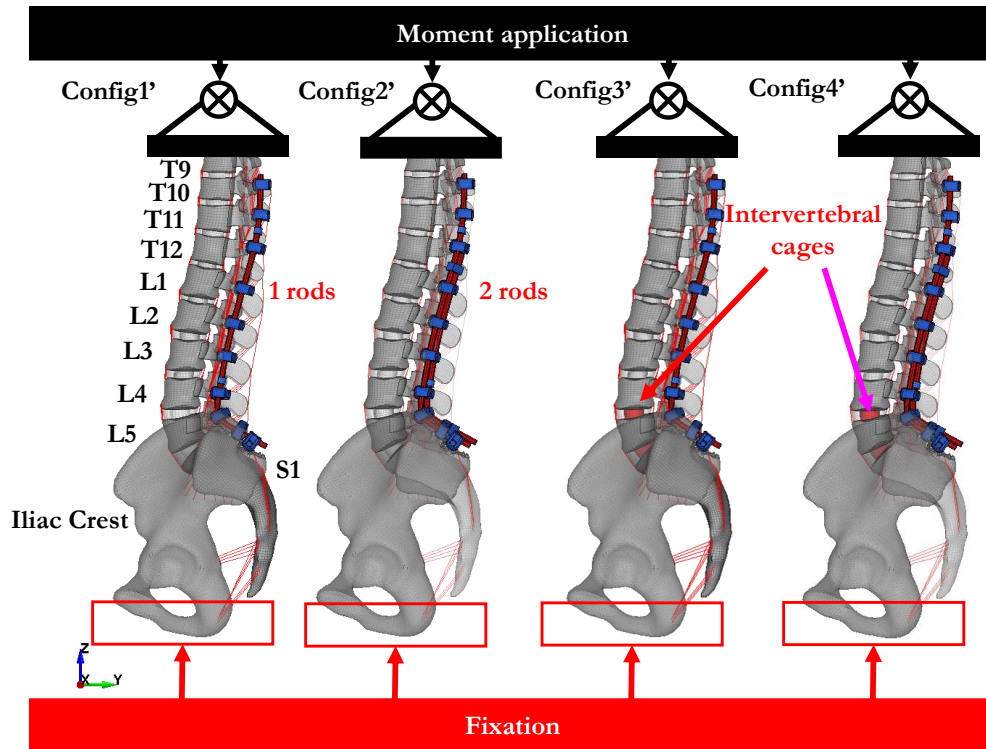


Figure 87 : Schématisation des conditions aux limites appliquées au MEF de la partie thoraco-lombaire instrumentée. Le bassin a été encastré tandis qu'un moment pur de 7.5 N.m a été appliqué au niveau de T9 lors d'une flexion-extension.

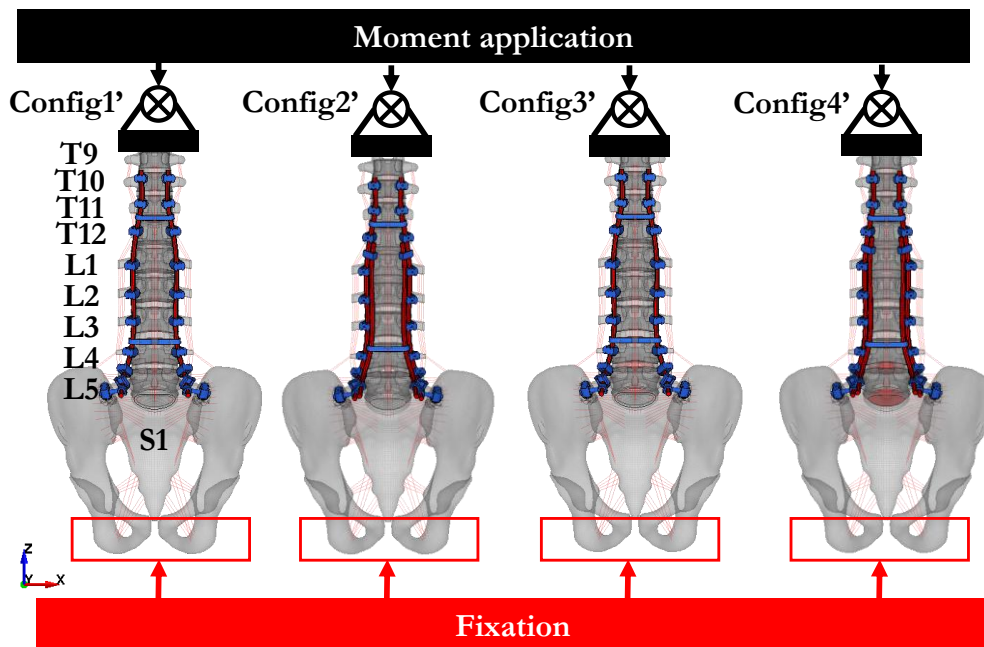


Figure 88 : Schématisation des conditions aux limites appliquées au MEF de la partie thoraco-lombaire instrumentée. Le bassin a été encastré tandis qu'un moment pur de 7.5 N.m a été appliqué au niveau de T9 lors d'une inflexion latérale.



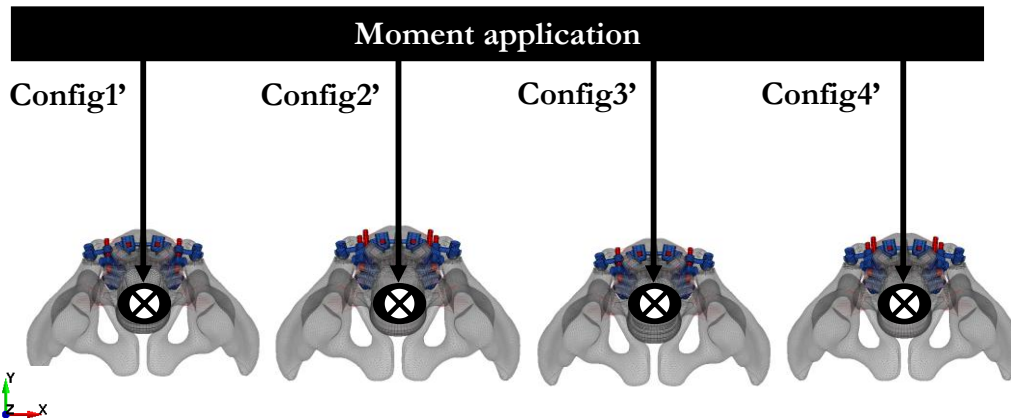


Figure 89 : Schématisation des conditions aux limites appliquées au MEF de la partie thoraco-lombaire instrumentée. Le bassin a été encastré tandis qu'un moment pur de 7.5 N.m a été appliqué au niveau de T9 lors d'une torsion axiale.

### 3.4.2 Résultats numériques en termes de ROM

Les résultats numériques obtenus en termes de ROM pour une sollicitation de 7.5 N.m sont présentés au travers de la Figure 90 pour la flexion-extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale sous forme d'histogrammes des amplitudes totales. Nous observons de nouveau une réduction de mobilité systématique et du même ordre de grandeur entre la configuration Intact et les 4 configurations instrumentées. En ce qui concerne les différences entre les différentes configurations en termes de mobilité, nous pouvons noter qu'en torsion et en flexion, bien que la première configuration Config1' ait le ROM le plus élevé, 6.9° en torsion et 6.8° en flexion-extension, les différences entre les configurations sont faibles. En inclinaison latérale, les différences sont tellement faibles que nous pourrions les négliger complètement.

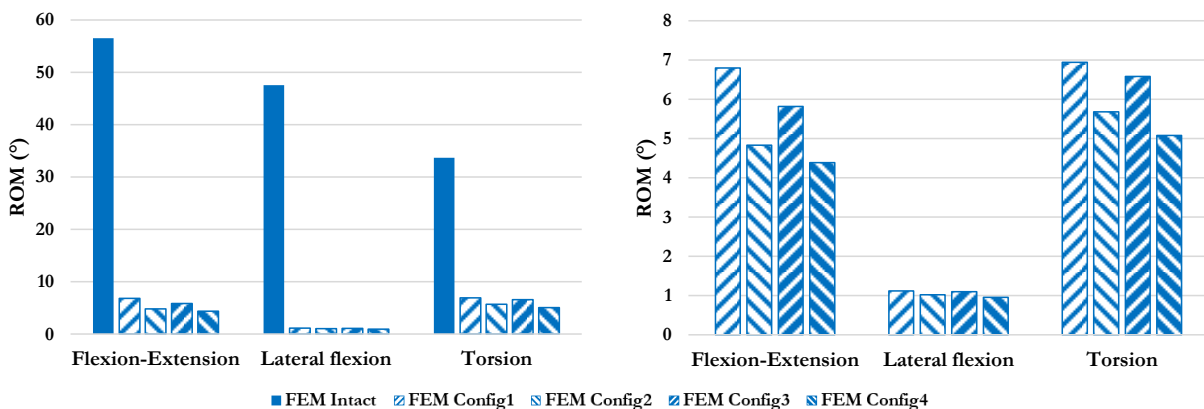


Figure 90 : Résultats numériques en termes de ROM du MEF instrumenté, pour les quatre configurations étudiées lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion/extension du segment thoraco-lombaire.

### 3.4.3 Résultats numériques en termes de forces dans les vis

La Figure 91 illustre les résultats numériques obtenus en termes de forces (résultantes, normales et tangentielles) calculées au niveau des MEF des têtes de vis, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion-extension, en inflexion latérale, ainsi qu'en torsion axiale, pour les quatre configurations d'instrumentation thoraco lombaires étudiées. En flexion et en extension, nous observons les forces résultantes les plus importantes au niveau des extrémités à savoir au niveau des vis fixées en T10 (en moyenne 65 N en extension et 44 N en flexion pour toutes les instrumentations étudiées) et en S1 (en moyenne 72 N en extension et 88 N en flexion pour les instrumentations avec cages).

Par rapport aux extrémités, les valeurs des forces résultantes entre T10 et L3 sont considérablement inférieures. Au niveau de la partie supérieure de l'instrumentation, les forces dans les vis ont une composante essentiellement tangentielle. Dans la partie inférieure de l'instrumentation, les composantes normale et tangentielle des forces dans les têtes de vis contribuent de manière similaire.

En inflexion latérale gauche, nous observons que les forces résultantes les plus importantes se situent au niveau des vis supérieures fixées en T10 dans les deux côtés (en moyenne 200 N sur les vis du côté droit et 170 N dans les vis du côté gauche pour toutes les instrumentations étudiées). Concernant toutes les instrumentations étudiées, très peu de différence en termes de force résultante dans les vis est observée et ce à tous les niveaux, de L1 jusqu'au bassin. Concernant la composante tangentielle calculée pour chacune des vis, celle-ci est prédominante en T10.

Nous observons également en torsion axiale droite que les forces résultantes les plus importantes sont situées dans la partie supérieure de l'instrumentation à savoir dans les vis situées des deux cotées du rachis au niveau de L1 (en moyenne 93 N dans les vis droites et gauches pour toutes les instrumentations étudiées). Les forces résultantes les plus faibles sont localisées au niveau des vis fixées entre T12 et L3 (aux alentours des 23 N pour toutes les configurations). Concernant la composante tangentielle calculée pour chacune des vis, celle-ci est prédominante en T11 et au niveau d'iliaque. En S1 et L1 les forces dans les vis ont une composante normale plus importante que la composante tangentielle pour les configurations étudiées.

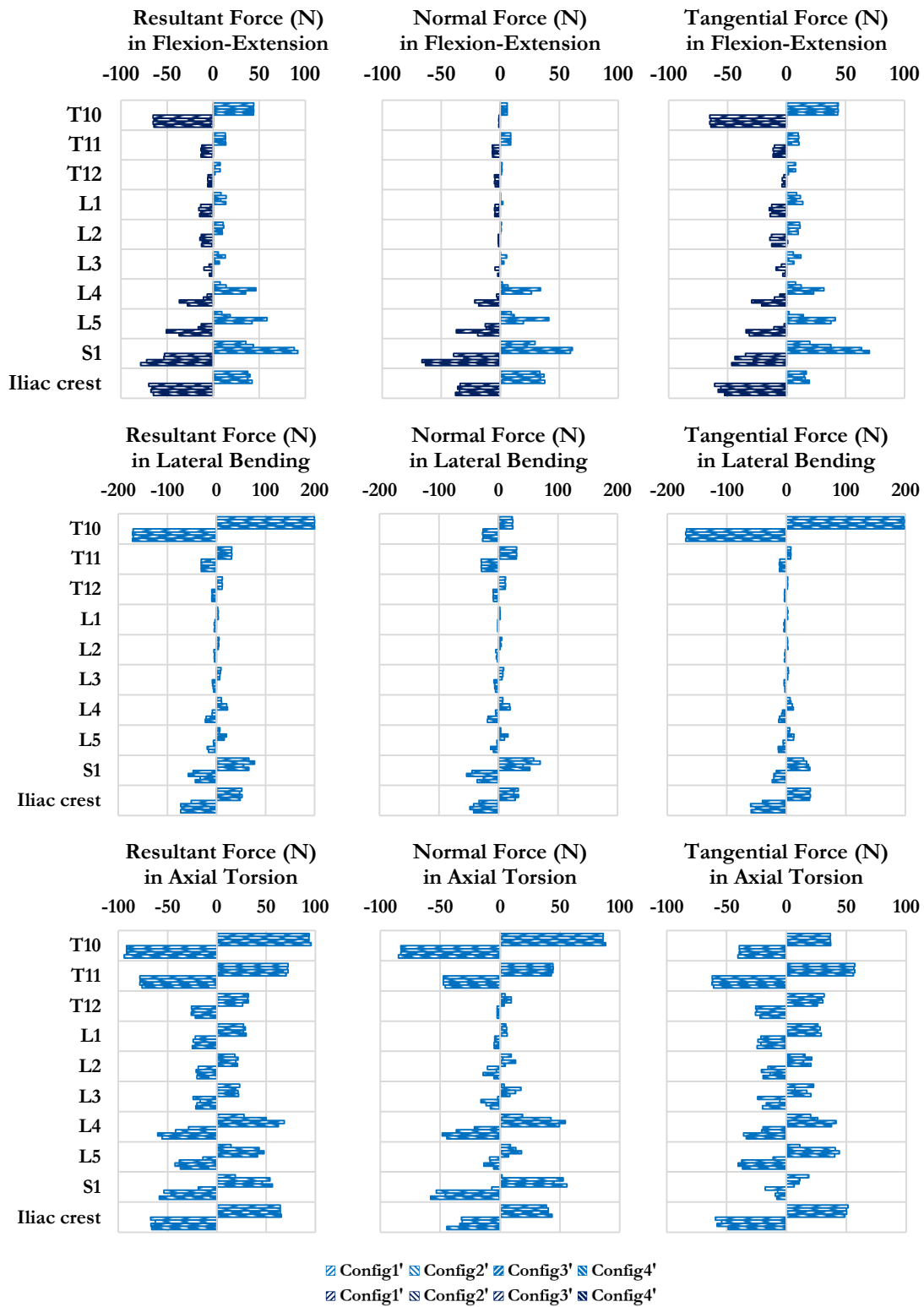


Figure 91 : Résultats numériques des forces (résultantes, normales et tangentielles) calculées au niveau du MEF des têtes de vis, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale droite, pour les quatre configurations thoraco-lombaires étudiées.

3.4.4 Résultats numériques en termes de pression dans l'annulus/cages

L'ensemble des pressions calculées dans le nucleus est présenté en Figure 92 pour les quatre configurations du rachis thoraco-lombaire instrumenté et l'ensemble des résultats est superposé à la pression des disques du MEF du rachis intact. La présence d'une instrumentation réduit la pression intradiscale considérablement à tous les niveaux de T10 à S1 à l'exception des instrumentations intégrant les cages intersomatiques, où la pression est du même ordre de grandeur que la configuration intacte aux niveaux des unités fonctionnelles L4-L5 et L5-S1 en flexion.

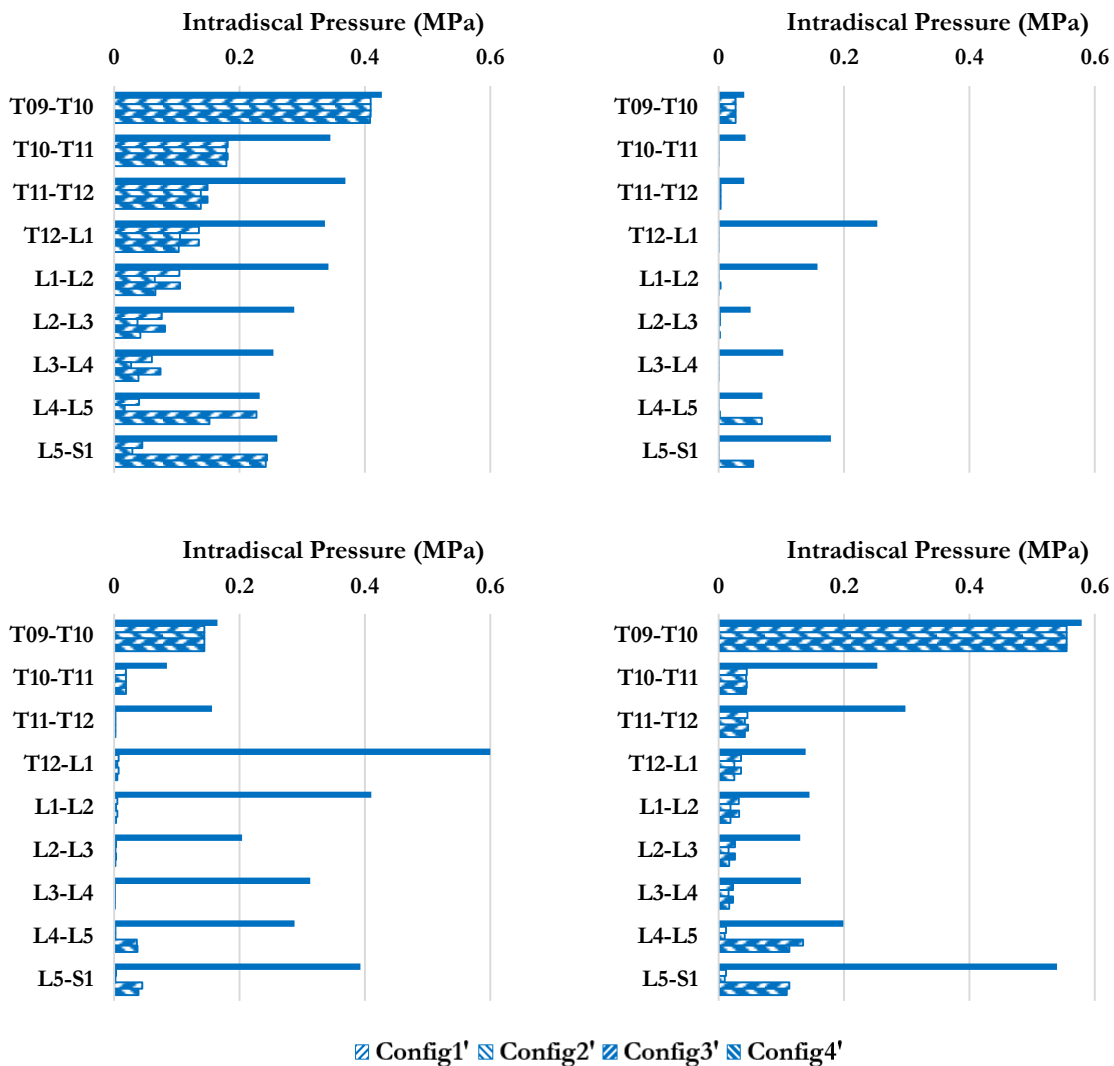


Figure 92 : Résultats numériques des pressions maximales calculées au niveau du MEF des nucleus/cages, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion, en extension, en inclinaison latérale, ainsi qu'en torsion axiale, pour les quatre configurations étudiées et la configuration intacte.

### 3.4.5 Résultats numériques en termes de contraintes de von Mises dans la tige principale

Concernant les contraintes exercées dans les tiges, les Figure 93 à Figure 96 proposent une illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion, en extension, en inflexion latérale, ainsi qu'en torsion axiale, respectivement, pour les quatre instrumentations thoraco-lombaires étudiées. Les maxima de contrainte de von Mises se situent :

- En flexion
  - Pour les configurations Config1' et Config2' au niveau de L5-S1 ;
  - Pour la configuration Config3' au niveau de L2-L3 ;
  - Pour la configuration Config4' au niveau de T12-L1.
- En extension :
  - -Pour les configurations Config1' et Config2' au niveau de L5-S1 ;
  - Pour la configuration Config3' au niveau de L3-L4.
  - -Pour la configuration Config4' au niveau de T11-T12 ;-
- En inflexion latérale gauche :
  - - Pour toutes les configurations au niveau de T10-T11 ;
- En torsion axiale droite :
  - - Pour les configurations Config1' et Config2' au niveau de L5-S1 ;
  - - Pour les configurations Config3' et Config4' au niveau de L3-L4 ;

Les résultats numériques des contraintes maximales, de type von Mises, calculées au niveau du MEF de la tige principale, sont résumés au travers de la Figure 97. Ces résultats ont été obtenus lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion, en extension, en inflexion latérale et torsion axiale, pour les quatre configurations d'instrumentations étudiées.

De toutes les configurations et sollicitations testées, la contrainte maximale de von Mises est obtenue pour la configuration Config1' en flexion avec une valeur de 200 MPa. L'instrumentation de type Config4' (2 tiges de chaque côté + 2 cages intersomatiques) permet de réduire la contrainte de von Mises calculée dans la tige principale pour la flexion, l'extension et la torsion axiale.

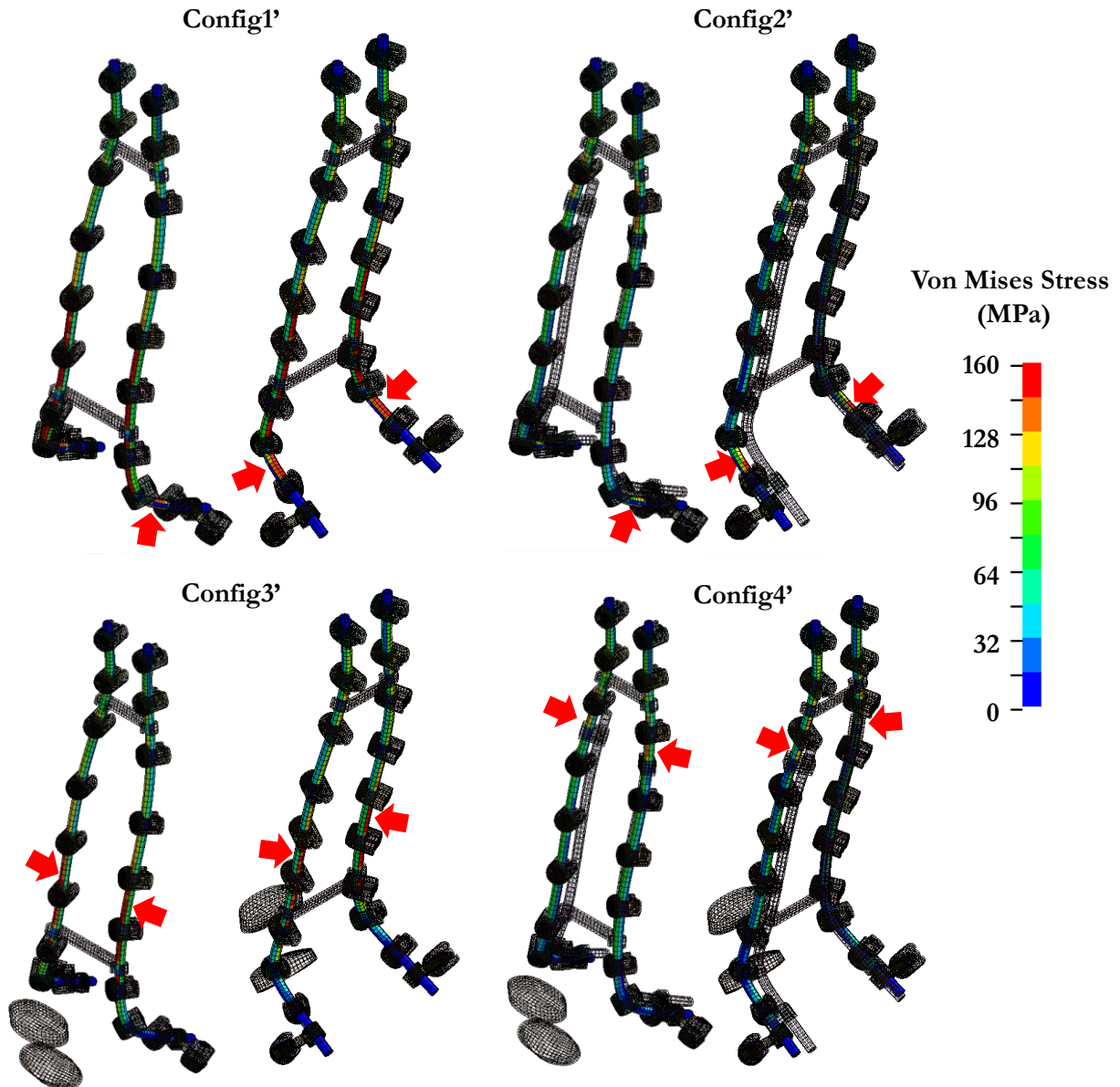


Figure 93 : Illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en flexion, pour les quatre configurations d'instrumentation thoraco-lombaires étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de contrainte de von Mises.

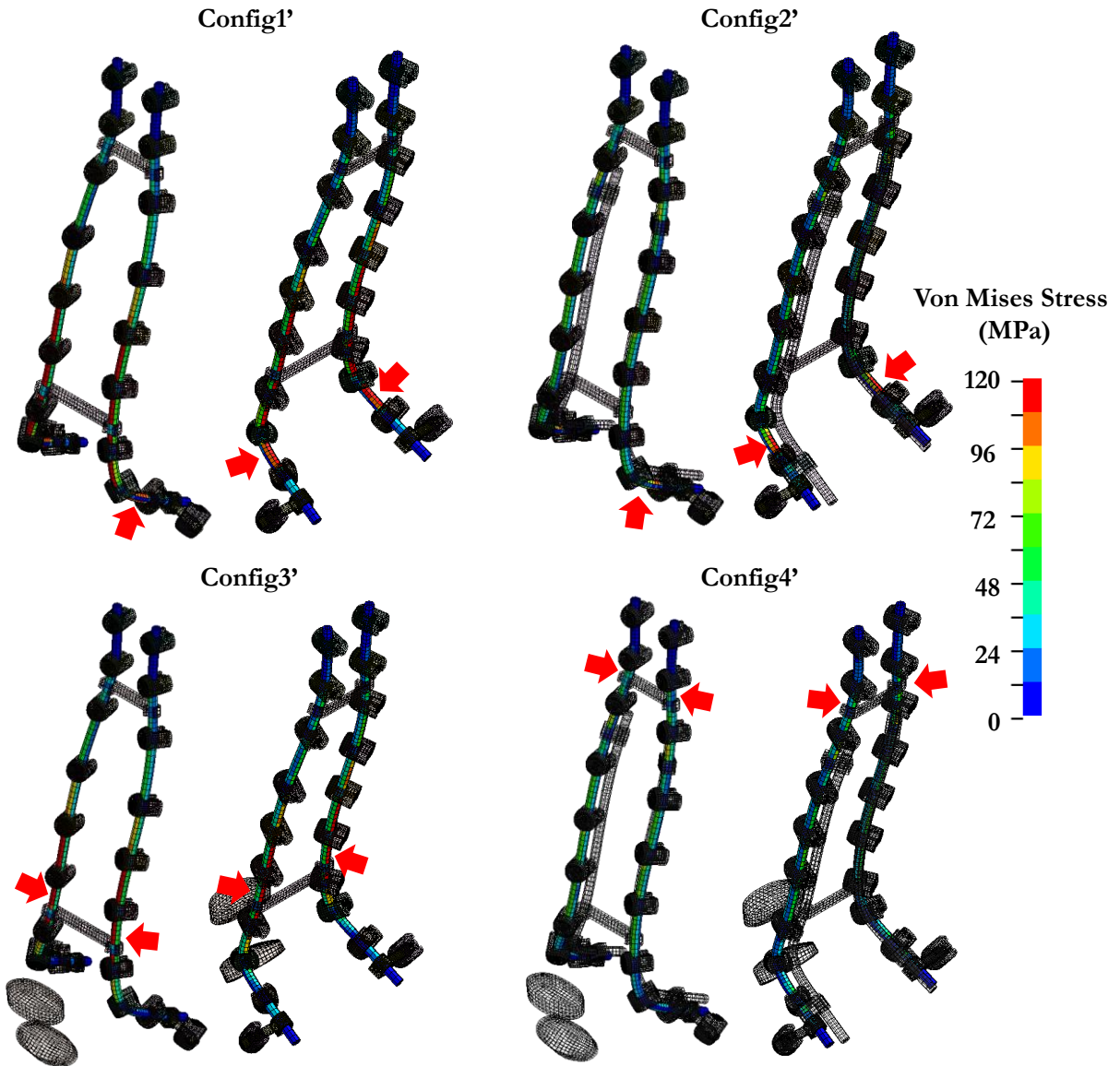


Figure 94 : Illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en extension, pour les quatre configurations d'instrumentation thoraco-lombaires étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de contrainte de von Mises.

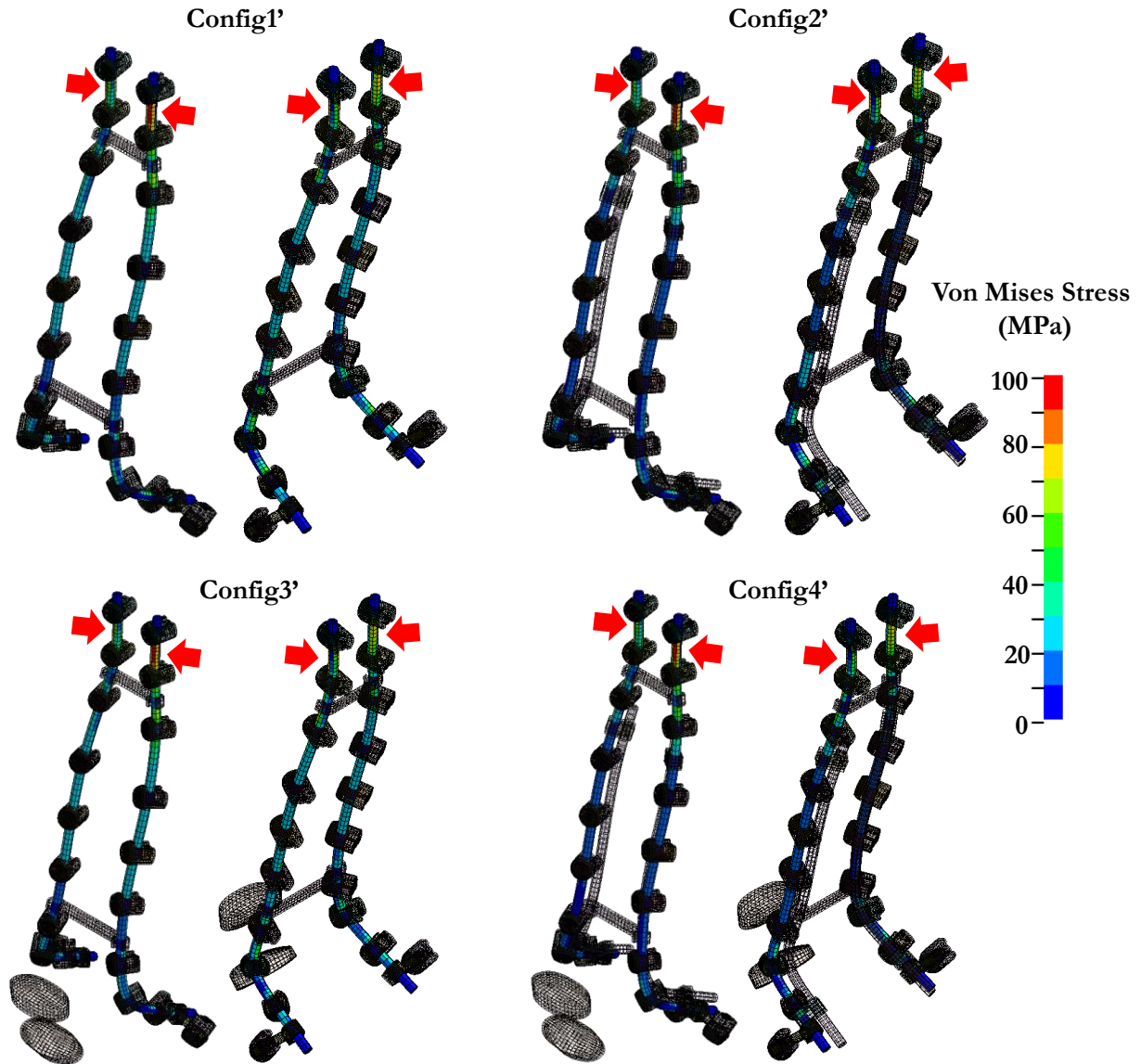


Figure 95 : Illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en inflexion latérale gauche, pour les quatre configurations d'instrumentation thoraco-lombaires étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de contrainte de von Mises.



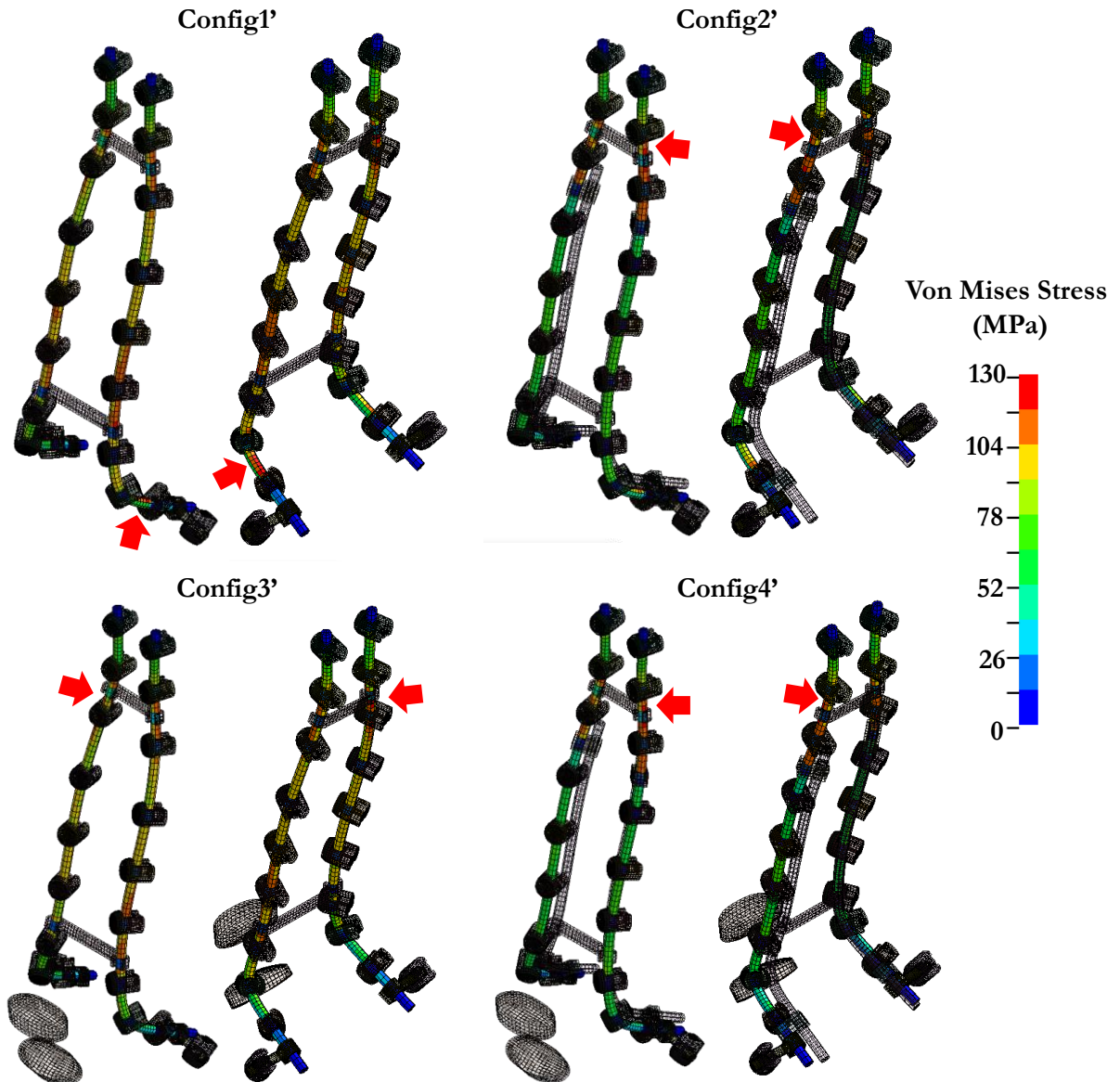


Figure 96 : Illustration de la distribution des contraintes de type von Mises dans la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m en torsion axiale droite, pour les quatre configurations d'instrumentation thoracolumbaires étudiées. Les flèches rouges indiquent la localisation des maxima de contrainte de von Mises.

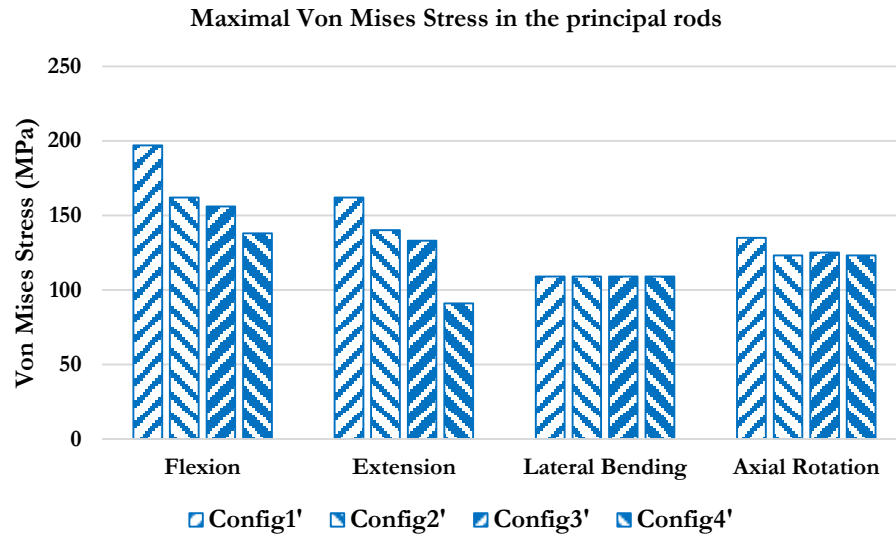


Figure 97 : Résultats numériques des contraintes maximales de type von Mises calculées au niveau du MEF de la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m pour toutes les configurations et instrumentations thoraco-lombaires étudiées.

#### 3.4.6 Conclusion

En conclusion de cette partie, une étude complémentaire avec une colonne vertébrale instrumentée de T10 jusqu'au bassin a été réalisée en évaluant les ROM, le champ de pression dans les nucleus/cages intersomatiques, les forces dans les têtes de vis et la distribution des contraintes dans les tiges principales. Afin d'estimer l'influence d'une extension de l'instrumentation jusqu'à la partie thoracique sur les paramètres étudiés, les résultats numériques venant des deux scénarios sont comparés entre eux.

En ce qui concerne le ROM, une réduction significative de la mobilité peut être observée dans les deux cas en rapport avec l'instrumentation.

Concernant le ROM, le champ de pression dans les nucleus/cages intersomatiques, les forces dans les têtes de vis, aucune différence significative de ces paramètres mécaniques n'a été constatée entre une instrumentation lombaire et thoraco-lombaire. Les phénomènes déjà mentionnés dans l'étude précédente sur le rachis lombaire instrumenté, concernant les forces maximales dans les vis localisées à l'extrémité supérieure de l'instrumentation, se sont déplacées dans cette étude complémentaire vers le haut dans la partie thoracique du MEF thoraco-lombaire instrumenté.

En ce qui concerne les contraintes maximales dans les tiges principales, la Figure 40 présente une synthèse des résultats numériques des contraintes maximales de type von Mises calculées au niveau du MEF de la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m pour toutes les configurations et

instrumentations des deux types d'instrumentation (lombaire et thoraco-lombaire) étudiées. Nous constatons que toutes les contraintes maximales de type von Mises ont augmenté par rapport aux résultats du MEF lombaire instrumenté. Il faut souligner que les différences des contraintes maximales de type von Mises entre les différentes configurations des MEF thoraco-lombaires sont moins prononcées que pour les configurations des MEF instrumentés dans la partie lombaire seule. Alors que la différence des contraintes maximales von Mises entre les configurations Config1 et Config4 est de 54%, elle n'est plus que de 30% entre les configurations Config1' et Config4'.

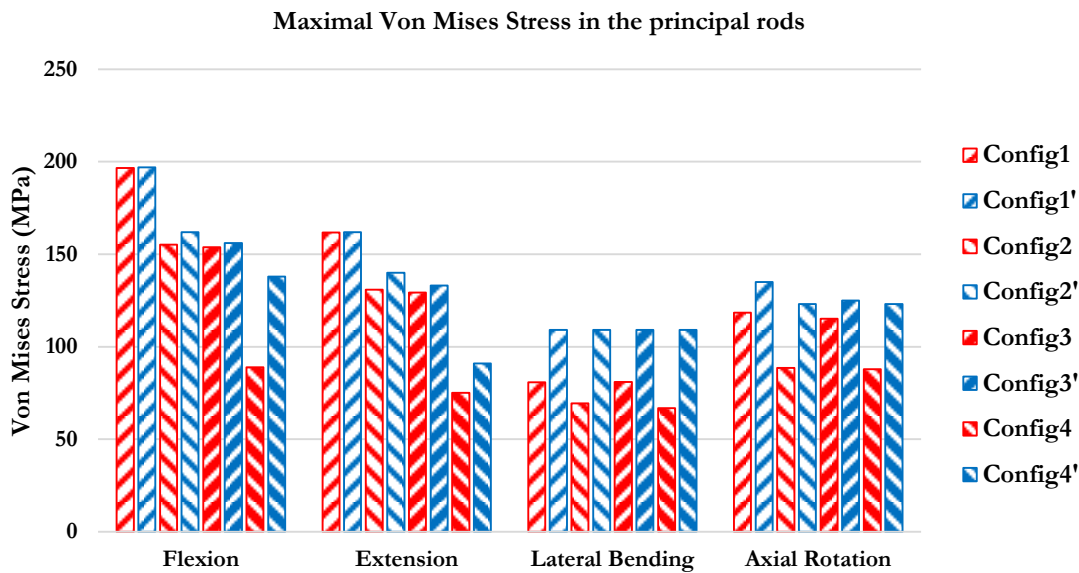


Figure 98 : Comparaison des résultats numériques des contraintes maximales de type von Mises calculées au niveau du MEF de la tige principale, lors d'une sollicitation de 7.5 N.m pour toutes les configurations et instrumentations lombaires/thoraco-lombaires étudiées.

### 3.5 Conclusion

Au début de ce chapitre, le processus de maillage du matériel d'ostéosynthèse provenant du catalogue de produits de Clariance®, l'implémentation des propriétés mécaniques et la mise en place des différents constituants de l'instrumentation en collaboration avec un chirurgien orthopédiste, ont été présentés en détail.

Quatre configurations d'instrumentations du MEF ont alors été proposées dans le cadre de cette thèse :

- Une configuration simple tige notée Config1;
- Une configuration double tiges notée Config2;
- Une configuration simple tige et cages intersomatiques notée Config3 ;
- Une configuration double tige et cages intersomatiques Config4.

Nous avons présenté, pour la première fois, la validation d'un MEF d'une colonne flexible instrumentée en flexion, extension, inflexion latérale et torsion axiale, sous ces quatre configurations d'instrumentation en termes de ROM et de déformation des tiges principales d'ostéosynthèse au niveau du L3-L4. pour des moments purs appliqués de 7.5 N.m, validation vis-à-vis des essais récents de Ntilikina et al., 2019a, 2019b.

Il convient de souligner qu'il s'agit du premier MEF lombaire instrumenté qui ait fait l'objet d'une validation exhaustive. En outre, d'autres paramètres mécaniques tels que le champ de pression au niveau des disques/cages, de forces dans les têtes des vis et de la distribution des contraintes de type von Mises dans les tiges principales ont été évalués. Les simulations de ces MEF lombaire instrumentés dans les quatre modes de sollicitations (flexion d'extension, inflexion latérale et torsion), a permis de démontrer que le maximum de contrainte de Von Mises (situé dans les tiges principales) est corrélé avec la zone où se produisent la majorité des fractures (Lertudomphonwanit et al., 2018). La configuration bilatérale à double tiges avec cages intersomatiques permet de réduire au mieux les contraintes exercées sur les fixateurs rachidiens ce qui présente un risque minimal de rupture de tiges.

Comme toute analyse numérique, les limites de cette étude devraient également être prises en compte. Aucune force musculaire et charge compressive provoquée par la masse du tronc n'a été simulée dans les MEF instrumentés. Ces deux facteurs représenteraient une charge supplémentaire pour la colonne vertébrale instrumentée. De plus les contacts entre les composantes de l'instrumentation, les géométries des implants dans les MEF instrumentées ont été simplifiés. Les contraintes résiduelles qui surviennent lors du pliage des tiges pendant l'opération n'ont pas été prises en compte. En raison de ces de limitations, les paramètres mécaniques calculées lors de cette étude ne peuvent jamais être considérées comme absolues et au mieux ne peuvent être utilisées que pour comparer les différentes instrumentations.

Une étude complémentaire à également été menée consistant à étudier une colonne vertébrale instrumentée de T10 jusqu'au bassin et en évaluant les ROM, le champ de pression dans les nucleus/cages intersomatiques, les forces dans les têtes de vis et la distribution des contraintes dans les tiges principales. Afin d'estimer l'influence d'une extension de l'instrumentation jusqu'à la partie thoracique sur ces paramètres les résultats numériques venant des deux scénarios ont été comparés entre eux. Nous avons constaté, lors d'une instrumentation de la partie thoraco-lombaire, que les résultats obtenus numériquement étaient plus critique que lors d'une instrumentation de la partie lombaire seule, notamment en termes de contraintes maximales calculées dans les tiges.



## *Conclusion générale et perspectives*

La scoliose dégénérative et le déséquilibre antérieur sont des problèmes courants chez les personnes âgées. Afin d'améliorer la qualité de vie, il est conseillé à certains patients de subir une correction chirurgicale. La correction chirurgicale de l'équilibre sagittal entraîne diverses complications, parmi lesquelles les fractures de tiges qui jouent un rôle central, surtout à long terme. Des études de suivi de patients (Lertudomphonwanit et al. 2018; Smith et al. 2014) ont montré qu'une rupture du matériel d'ostéosynthèse est observée chez environ 20% d'entre eux. Pour éviter une non-fusion et une rupture du matériel d'ostéosynthèse, une stratégie chirurgicale a été développée au sein de Service de Chirurgie du Rachis des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg. Des premiers retours d'expérience de suivis de patients sont encourageants (Meyer and Rauschmann, 2019). Parallèlement à ces études cliniques et afin de conforter les premiers résultats obtenus, des études expérimentales sur rachis sain et instrumenté ont été entrepris. Afin de compléter les résultats des études expérimentales, une piste de travail consisterait à utiliser la méthode par éléments finis. Cette méthode, peu coûteuse, permettant d'éviter d'être confronté aux questions éthiques, d'avoir un accès à plusieurs paramètres, est couramment utilisée dans les sciences de l'ingénieur. C'est dans ce contexte de modélisation par éléments finis du rachis que s'inscrit ce travail de thèse CIFRE réalisé en collaboration avec la société Clariance, fournisseur du matériel d'ostéosynthèse nécessaire aux chirurgiens orthopédistes.

Une première étape de ce travail de thèse a consisté en une étude bibliographique, permettant d'avoir une bonne compréhension de l'anatomie de la colonne vertébrale, son équilibre sagittal et son évolution avec l'âge. Nous avons également rapporté les principaux essais expérimentaux utilisés ou appropriés pour valider les MEF. Enfin, les conclusions des études numériques les plus pertinentes et les MEF associés ont été synthétisés.

Le cœur de ce travail de thèse a consisté à développer un modèle éléments finis complet du rachis sain. Les différentes étapes du développement du MEF du rachis sain allant de la vertèbre cervicale C1 jusqu'au bassin ont été présentées. La géométrie utilisée pour la création du MEF a été définie à partir de coupes scanner d'un sujet sain de 47 ans. Le maillage complet de la colonne vertébrale comprend 217505 éléments tétraédriques (bassin), 28303 éléments coque (partie osseuse), 152464 éléments hexaédriques (partie osseuse et disques intervertébraux) et 38111 éléments de type ressort (système ligamentaire et fibres des disques) soit un total de 436383 éléments.

Des propriétés mécaniques issues d'une large revue bibliographique ont été implémentées aux différentes structures. Afin de vérifier la réponse du MEF ainsi développé, deux types de validation

ont été réalisées, en termes de ROM, ainsi qu'en termes de fréquences propres et déformées modales correspondantes.

Concernant la validation en termes de ROM, la partie thoracique du MEF a été validée pour des sollicitations de 2 N.m par rapport aux essais de Liebsch et al. 2017 et pour une sollicitation de 4 N.m par rapport aux essais Broc et al. 1997 dans toutes les directions anatomiques (flexion-extension, inclinaison latérale et torsion axiale).

La colonne lombaire du MEF a aussi été validée en termes de ROM par rapport aux essais de Panjabi et al. 1994, Rohlmann et al. 2001, Heuer et al. 2007, ainsi que ceux de Ntilikina et al. 2019 pour des charges allant jusqu'à 10 N.m.

Enfin, l'articulation sacro-iliaque a été validée par rapport aux essais Lindsey et al. (2014 et 2018) en termes de ROM pour des moments purs appliqués de 7.5 N.m.

Un total de 222 simulations numériques a donc été réalisé et analysé afin de valider de façon exhaustive le MEF de la colonne développé dans le cadre de la présente thèse vis-à-vis des travaux expérimentaux de la littérature pour des sollicitations en flexion-extension, inflexion latérale et rotation axiale.

Une validation originale du MEF développé a été réalisée dans le domaine fréquentiel. Le MEF du système de tête-cou a été capable de reproduire les cinq modes identifiés par Bourdet and Fisher (2004) et Günzel en (2009), à savoir un premier mode à 2.0 Hz correspondant à une flexion-extension du système tête-cou dans le plan sagittal, un second mode à 2.6 Hz correspondant à un mode d'inclinaison latérale, le troisième mode correspondant à la rotation axiale à une fréquence de 4.5Hz, un quatrième mode correspondant à la rétraction longitudinale ou "S-shape" calculé à 6.7Hz et finalement un cinquième mode à 10.9 Hz correspondant à une rétraction latérale.

En ce qui concerne l'analyse modale de l'ensemble de la colonne vertébrale, dans le plan sagittal, trois des quatre modes identifiés expérimentalement par Kitazaki et al. ont été reproduit par le MEF. Le premier mode calculé avec le MEF à 1.7 Hz est un mouvement de la tête et du bassin dans le plan sagittal en phase opposée, le deuxième mode numérique calculé à 3.7 Hz est un mouvement de la tête et du bassin dans le plan sagittal en phase et le troisième mode numérique à 5.2 Hz peut être décrit comme un mode de flexion des segments thoracique et lombaire accompagné d'un mouvement vertical de la tête. En dehors du plan sagittal, deux autres modes ont pour la première fois été calculés dans le plan frontal à 1.9 Hz et 5.6 Hz et un sixième mode dans le plan axial à 3.1 Hz.



En conclusion, le MEF complet d'une colonne vertébrale saine développée dans le cadre de cette thèse de doctorat, a été multi validé et a donc pu être utilisé comme un outil pour des études en orthopédie.

Dans le dernier chapitre, quatre configurations d'instrumentations du MEF ont alors été proposées.

Nous avons présenté, pour la première fois, la validation d'un MEF d'une colonne flexible instrumentée en flexion, extension, inflexion latérale et torsion axiale, sous quatre configurations d'instrumentation en termes de ROM et de déformation des tiges principales d'ostéosynthèse au niveau du L3-L4 pour des moments purs appliqués de 7.5 N.m, validation vis-à-vis des essais récents de Ntilikina et al., 2019a, 2019b.

Il convient de souligner qu'il s'agit du premier MEF lombaire instrumenté qui ait fait l'objet d'une validation exhaustive. En outre, d'autres paramètres mécaniques tels que le champ de pression au niveau des disques/cages, de forces dans les têtes des vis et de la distribution des contraintes de type von Mises dans les tiges principales ont été évalués. Seize simulations de ces MEF lombaire instrumentés dans les quatre modes de sollicitations (flexion d'extension, inflexion latérale et torsion), a permis de démontrer que le maximum de contrainte de Von Mises (situé dans les tiges principales) est corrélé avec la zone où se produisent la majorité des fractures (Lertudomphonwanit et al., 2018). La configuration numérique bilatérale à double tiges avec cages intersomatiques permet néanmoins de réduire au mieux les contraintes de von Mises calculées/exercées sur les fixateurs rachidiens ce qui présente un risque minimal de rupture de tiges.

Une étude complémentaire à également été menée consistant à étudier le MEF d'une colonne vertébrale instrumentée de T10 jusqu'au bassin en évaluant les ROM, le champ de pression dans les nucleus/cages intersomatiques, les forces dans les têtes de vis et la distribution des contraintes dans les tiges principales. Afin d'estimer l'influence d'une extension de l'instrumentation jusqu'à la partie thoracique sur ces paramètres mécaniques, les résultats numériques provenant des deux scénarios ont été comparés entre eux. Nous avons constaté, que lors d'une instrumentation de la partie thoracolumbaire, les résultats obtenus numériquement étaient plus critique que lors d'une instrumentation de la partie lombaire seule, notamment en termes de contraintes maximales calculées dans les tiges.

Comme toutes les études il existe un certain nombre de perspectives à ce travail de thèse. Une première perspective concerne l'amélioration du MEF du rachis à proprement parler en prenant en compte le « follower load » permettant de reproduire numériquement la compression du rachis liée aux efforts musculaires. Une deuxième perspective concerne les MEF décrivant l'instrumentation. En effet, le

positionnement des vis sur le MEF a été réalisé de façon simplifiée et il serait intéressant de prendre en compte son filetage et sa mise en place dans la vertèbre (changement des conditions aux limites, exercées sur le MEF du rachis, de l'instrumentation). Par ailleurs, des propriétés mécaniques plus réalistes d'instrumentation pourraient être implémentées comme par exemple une loi de comportement élasto-plastique avec endommagement pour les tiges d'ostéosynthèse, ainsi que la prise en compte d'une précharge dans celles-ci. De même, des interfaces de contacts entre les différents constituants de l'instrumentation pourraient être intégrées dans la modélisation. Enfin, la géométrie des cages intersomatiques pourrait être prise en compte d'une façon plus détaillée.

Le MEF du rachis développé dans le cadre de ce travail de thèse est véritable outil pouvant être désormais utilisé, afin d'évaluer d'autres techniques d'instrumentation chirurgicale par la méthode des éléments finis.



## *Références bibliographiques*

- Ailon, T., Smith, J.S., Shaffrey, C.I., Lenke, L.G., Brodke, D., Harrop, J.S., Fehlings, M., Ames, C.P., 2015. Degenerative diseases of the spine in the elderly. *Neurosurgery*. <https://doi.org/10.1227/NEU.0000000000000938>
- Antoniou, J., Steffen, T., Nelson, F., Winterbottom, N., Hollander, A.P., Poole, R.A., Aebi, M., Alini, M., 1996. The human lumbar intervertebral disc: Evidence for changes in the biosynthesis and denaturation of the extracellular matrix with growth, maturation, ageing, and degeneration. *J. Clin. Invest.* <https://doi.org/10.1172/JCI118884>
- Asai, Y., Tsutsui, S., Oka, H., Yoshimura, N., Hashizume, H., Yamada, H., Akune, T., Muraki, S., Matsudaira, K., Kawaguchi, H., Nakamura, K., Tanaka, S., Yoshida, M., 2017. Sagittal spino-pelvic alignment in adults: The Wakayama Spine Study. *PLoS One* 12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178697>
- Ayturk, U.M., Puttlitz, C.M., 2011. Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 14, 695–705. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.493517>
- Benoist, M., 2003. Natural history of the aging spine. *Eur. Spine J.* <https://doi.org/10.1007/s00586-003-0593-0>
- Berthonnaud, E., Dimnet, J., Roussouly, P., Labelle, H., 2005. Analysis of the Sagittal Balance of the Spine and Pelvis Using Shape and Orientation Parameters. *J. Spinal Disord. Tech.* 18, 40–47. <https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000117542.88865.77>
- Bogduk, N., 2005. *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Elsevier/Churchill Livingstone.
- Boulay, C., Tardieu, C., Hecquet, J., Benaim, C., Mouilleseaux, B., Marty, C., Prat-Pradal, D., Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Pélissier, J., 2006. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *Eur. Spine J.* 15, 415–22. <https://doi.org/10.1007/s00586-005-0984-5>
- 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, 641–6. <https://doi.org/10.1097/00007632-199106000-00008>
- Broc, G.G., Crawford, N.R., Sonntag, V.K., Dickman, C.A., 1997. Biomechanical effects of transthoracic microdiscectomy. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 22, 605–12. <https://doi.org/10.1097/00007632-199703150-00005>
- Butler, D., Trafimow, J.H., Andersson, G.B., McNeill, T.W., Huckman, M.S., 1990. Discs degenerate before facets. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 15, 111–3. <https://doi.org/10.1097/00007632-199002000-00012>
- CFCF, 2014. Anatomical Planes [WWW Document]. URL [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical\\_Planes.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_Planes.svg) (accessed 7.26.19).
- Charles, Y.P., Lima, L.V.P.C., Persohn, S., Rouch, P., Steib, J.-P., Skalli, W., 2013. Influence of an auxiliary facet system on intervertebral discs and adjacent facet joints. *Spine J.* 13, 1293–1300. <https://doi.org/10.1016/J.SPINEE.2013.06.019>
- Charles, Y.P., Walter, A., Schuller, S., Steib, J.-P., 2011. Dynamische Versorgung der Lendenwirbelsäule. *Orthopäde* 40, 703–712. <https://doi.org/10.1007/s00132-011-1800-z>
- Charosky, S., Moreno, P., Maxy, P., 2014. Instability and instrumentation failures after a PSO: a finite

- element analysis. *Eur. Spine J.* 23, 2340–2349. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3295-x>
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., Vanneuville, G., 1985. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J. Biomech.* 18, 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. *Med. Eng. Phys.* 23, 485–493. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00076-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00076-5)
- Chen, J.B., Kim, A.D., Allan-Blitz, L., Shamie, A.N., 2016. Prevalence of thoracic scoliosis in adults 25 to 64 years of age detected during routine chest radiographs. *Eur. Spine J.* 25, 3082–3087. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-4215-4>
- Cloyd, J.M., Malhotra, N.R., Weng, L., Chen, W., Mauck, R.L., Elliott, D.M., 2007. Material properties in unconfined compression of human nucleus pulposus, injectable hyaluronic acid-based hydrogels and tissue engineering scaffolds. *Eur. Spine J.* 16, 1892–1898. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0443-6>
- Dooris, A.P., Goel, V.K., Grosland, N.M., Gilbertson, L.G., Wilder, D.G., 2001. Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 26, E122-9. <https://doi.org/10.1097/00007632-200103150-00004>
- 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, H., 2014. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. *J. Biomech.* 47, 1757–66. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.002>
- Dvorák, J., Panjabi, M.M., Chang, D.G., Theiler, R., Grob, D., 1991. Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine. Flexion-extension and lateral bending. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 16, 562–71. <https://doi.org/10.1097/00007632-199105000-00014>
- Eberlein, R., Holzapfel, G.A., Fröhlich, M., 2004. Multi-segment FEA of the human lumbar spine including the heterogeneity of the annulus fibrosus. *Comput. Mech.* 34, 147–163. <https://doi.org/10.1007/s00466-004-0563-3>
- Endo, K., Suzuki, H., Nishimura, H., Tanaka, H., Shishido, T., Yamamoto, K., 2014. Characteristics of sagittal spino-pelvic alignment in Japanese young adults. *Asian Spine J.* 8, 599–604. <https://doi.org/10.4184/asj.2014.8.5.599>
- Farfan, H.F., Cossette, J.W., Robertson, G.H., Wells, R. V, Kraus, H., 1970. The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration. *J. Bone Joint Surg. Am.* 52, 468–97.
- Ferguson, S.J., Steffen, T., 2003. Biomechanics of the aging spine. *Eur. Spine J.* 12 Suppl 2, S97–S103. <https://doi.org/10.1007/s00586-003-0621-0>
- Francis, R.S., 1988. Scoliosis Screening of 3,000 College-aged Women: The Utah Study—Phase 2. *Phys. Ther.* 1513–1516. <https://doi.org/10.1093/ptj/68.10.1513>
- Fu, K.-M.G., Rhagavan, P., Shaffrey, C.I., Chernavvsky, D.R., Smith, J.S., 2011. Prevalence, severity, and impact of foraminal and canal stenosis among adults with degenerative scoliosis. *Neurosurgery* 69, 1181–7. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e31822a9aeb>

- Fujimori, T., Iwasaki, M., Nagamoto, Y., Ishii, T., Kashii, M., Murase, T., Sugiura, T., Matsuo, Y., Sugamoto, K., Yoshikawa, H., 2012. Kinematics of the thoracic spine in trunk rotation: In vivo 3-dimensional analysis. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 37. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318267254b>
- Fujita, Y., Duncan, N.A., Lotz, J.C., 1997. Radial tensile properties of the lumbar annulus fibrosus are site and degeneration dependent. *J. Orthop. Res.* 15, 814–819. <https://doi.org/10.1002/jor.1100150605>
- Galbusera, F., Volkheimer, D., Wilke, H.-J., 2018. In Vitro Testing of Cadaveric Specimens, in: *Biomechanics of the Spine*. Elsevier, pp. 203–221. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-812851-0.00012-4>
- Garfin, S., Saunders, H.H.-T. lumbar spine. W., Philadelphia, U., 1996, U., 1996. Lumbar disc degeneration: normal aging or a disease process.
- Goel, V.K., Grauer, J.N., Patel, T.C., Biyani, A., Sairyo, K., Vishnubhotla, S., Matyas, A., Cowgill, I., Shaw, M., Long, R., Dick, D., Panjabi, M.M., Serhan, H., 2005. Effects of charité artificial disc on the implanted and adjacent spinal segments mechanics using a hybrid testing protocol. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 30, 2755–64. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000195897.17277.67>
- Goel, V.K., Kim, Y.E., Lim, T.H., Weinstein, J.N., 1988. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 13, 1003–11. <https://doi.org/10.1097/00007632-198809000-00007>
- Goel, V.K., Mehta, A., Jangra, J., Faizan, A., Kiapour, A., Hoy, R.W., 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. *SAS J.* 1, 46–54. <https://doi.org/10.1016/SASJ-2006-0010-RR>
- Gray, H., 1918. *Anatomy of the human body*. Lea & Febiger, Philadelphia.
- 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>
- Günzel, K., 2009. *Caractérisation mécanique multidirectionnelle de la colonne cervicale humaine*. Strasbourg.
- Haddas, R., Xu, M., Lieberman, I., Yang, J., 2018. Finite Element Analysis of Pre and Post Lumbar Fusion for Adult Degenerative Scoliosis Patients, in: *Lecture Notes in Bioengineering*. Springer, Cham, pp. 209–217. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-59764-5\\_25](https://doi.org/10.1007/978-3-319-59764-5_25)
- Hallager, D.W., Gehrchen, M., Dahl, B., Harris, J.A., Gudipally, M., Jenkins, S., Wu, A.-M., Bucklen, B.S., 2016. Use of Supplemental Short Pre-Contoured Accessory Rods and Cobalt Chrome Alloy Posterior Rods Reduces Primary Rod Strain and Range of Motion Across the Pedicle Subtraction Osteotomy Level: An In Vitro Biomechanical Study. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 41, E388-95. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001282>
- Hayes, M.A., Howard, T.C., Gruel, C.R., Kopta, J.A., 1989. Roentgenographic evaluation of lumbar spine flexion-extension in asymptomatic individuals. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 14, 327–31. <https://doi.org/10.1097/00007632-198903000-00014>
- Heuer, F., Schmidt, H., Claes, L., Wilke, H.J., 2007a. Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure. *J. Biomech.* 40, 795–803. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.03.016>

- Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., Wilke, H.-J., 2007b. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *J. Biomech.* 40, 271–280. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2006.01.007>
- Hong, J.Y., Suh, S.W., Modi, H.N., Hur, C.Y., Song, H.R., Park, J.H., 2010. The prevalence and radiological findings in 1347 elderly patients with scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Br.* <https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B7.23331>
- Ishihara, H., McNally, D.S., Urban, J.P., Hall, A.C., 1996. Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis in different regions of the intervertebral disk. *J. Appl. Physiol.* 80, 839–46. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.3.839>
- Jackson, R.P., Hales, C., 2000. Congruent Spinopelvic Alignment on Standing Lateral Radiographs of Adult Volunteers. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 25, 2808–2815. <https://doi.org/10.1097/00007632-200011010-00014>
- 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 (Phila. Pa. 1976)*. 19, 1611–1618. <https://doi.org/10.1097/00007632-199407001-00010>
- Janssen, M.M.A., Drevelle, X., Humbert, L., Skalli, W., Castelein, R.M., 2009. Differences in male and female spino-pelvic alignment in asymptomatic young adults: A three-dimensional analysis using upright low-dose digital biplanar X-rays. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 34. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181a9fd85>
- Kapandji, A.I., 2002. *Physiologie articulaire - Schémas commentés de mécanique humaine, Fascicule III, tronc et rachis.* Maloine, S.A. éditeur, Paris.
- Kiapour, A., Ambati, D., Hoy, R.W., Goel, V.K., 2012. Effect of Graded Facetectomy on Biomechanics of Dynesys Dynamic Stabilization System. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 37, E581–E589. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182463775>
- Kim, H.J., Chun, H.J., Kang, K.T., Lee, H.M., Kim, H.S., Moon, E.S., Park, J.O., Hwang, B.H., Son, J.H., Moon, S.H., 2009. A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis. *Med. Biol. Eng. Comput.* 47, 599–605. <https://doi.org/10.1007/s11517-009-0463-y>
- Kim, Y.B., Kim, Y.J., Ahn, Y.J., Kang, G.B., Yang, J.H., Lim, H., Lee, S.W., 2014. A comparative analysis of sagittal spinopelvic alignment between young and old men without localized disc degeneration. *Eur. Spine J.* <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3236-8>
- Kitazaki, Satoshi, Griffin, M.J., 1997. Resonance behaviour of the seated human body and effects of posture. *J. Biomech.* 31, 143–149. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00126-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00126-7)
- Kitazaki, S., Griffin, M.J., 1997. A Modal Analysis of Whole-Body Vertical Vibration, Using a Finite Element Model of the Human Body. *J. Sound Vib.* 200, 83–103. <https://doi.org/10.1006/JSVI.1996.0674>
- Kushchayev, S. V., Glushko, T., Jarraya, M., Schuleri, K.H., Preul, M.C., Brooks, M.L., Teytelboym, O.M., 2018. ABCs of the degenerative spine. *Insights Imaging.* <https://doi.org/10.1007/s13244-017-0584-z>
- Lafage, V., Gangnet, N., SÉNÉgas, J., Lavaste, F., Skalli, W., 2007. New interspinous implant evaluation using an in vitro biomechanical study combined with a finite-element analysis. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 32, 1706–13. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3180b9f429>



- Laouissat, F., Sebaaly, A., Gehrchen, M., Roussouly, P., 2018. Classification of normal sagittal spine alignment: refounding the Roussouly classification. *Eur. Spine J.* 27, 2002–2011. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5111-x>
- Lavaste, F., 1990. Contribution a l'étude du comportement biomecanique du rachis lombaire.
- 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)
- Le Huec, J.-C., Lafage, V., Bonnet, X., Lavaste, F., Josse, L., Liu, M., Skalli, W., 2010. Validated finite element analysis of the maverick total disc prosthesis. *J. Spinal Disord. Tech.* 23, 249–57. <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e3181a5db24>
- Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Hecquet, J., Marty, C., 1998. Pelvic incidence: A fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur. Spine J.* 7, 99–103. <https://doi.org/10.1007/s005860050038>
- Lertudomphonwanit, T., Kelly, M.P., Bridwell, K.H., Lenke, L.G., McAnany, S.J., Punyarat, P., Bryan, T.P., Buchowski, J.M., Zebala, L.P., Sides, B.A., Steger-May, K., Gupta, M.C., 2018. Rod fracture in adult spinal deformity surgery fused to the sacrum: prevalence, risk factors, and impact on health-related quality of life in 526 patients. *Spine J.* 18, 1612–1624. <https://doi.org/10.1016/J.SPINEE.2018.02.008>
- Liebsch, C., Graf, N., Appelt, K., Wilke, H.-J., 2017. The rib cage stabilizes the human thoracic spine: An in vitro study using stepwise reduction of rib cage structures. *PLoS One* 12, e0178733. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178733>
- Lima, L.V.P.C., Charles, Y.P., Rouch, P., Skalli, W., 2017. Limiting interpedicular screw displacement increases shear forces in screws: A finite element study. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 103, 721–726. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.05.004>
- Lindsey, D.P., Parrish, R., Gundanna, M., Leasure, J., Yerby, S.A., Kondrashov, D., 2018. Biomechanics of unilateral and bilateral sacroiliac joint stabilization: laboratory investigation. *J. Neurosurg. Spine* 28, 326–332. <https://doi.org/10.3171/2017.7.SPINE17499>
- Lindsey, D.P., Perez-Orribo, L., Rodriguez-Martinez, N., Reyes, P.M., Cable, A., Hickam, G., Yerby, S.A., Crawford, N.R., Newcomb, A., 2014. Evaluation of a minimally invasive procedure for sacroiliac joint fusion &ndash; an in vitro biomechanical analysis of initial and cycled properties. *Med. Devices Evid. Res.* 131. <https://doi.org/10.2147/MDER.S63499>
- Luca, A., Ottardi, C., Lovi, A., Brayda-Bruno, M., Villa, T., Galbusera, F., 2017a. Anterior support reduces the stresses on the posterior instrumentation after pedicle subtraction osteotomy: a finite-element study. *Eur. Spine J.* 26, 450–456. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5084-9>
- Luca, A., Ottardi, C., Sasso, M., Prosdocimo, L., La Barbera, L., Brayda-Bruno, M., Galbusera, F., Villa, T., 2017b. Instrumentation failure following pedicle subtraction osteotomy: the role of rod material, diameter, and multi-rod constructs. *Eur. Spine J.* 26, 764–770. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4859-8>
- Mac-Thiong, J.-M., Roussouly, P., Berthonnaud, E., Guigui, P., 2011. Age- and sex-related variations in sagittal sacropelvic morphology and balance in asymptomatic adults. *Eur. Spine J.* 20 Suppl 5, 572–7. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1923-2>

- 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. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 41, 251–260. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2014.09.023>
- Meyer, B., Rauschmann, M. (Eds.), 2019. *Spine Surgery*. Springer International Publishing, Cham. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-98875-7>
- Morita, D., Yukawa, Y., Nakashima, H., Ito, K., Yoshida, G., Machino, M., Kanbara, S., Iwase, T., Kato, F., 2014. Range of motion of thoracic spine in sagittal plane. *Eur. Spine J.* 23, 673–8. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-3088-7>
- Nachemson, A., 1960. Lumbar Intradiscal Pressure: Experimental Studies on Post-Mortem Material. *Acta Orthop. Scand.* 31, 1–104. <https://doi.org/10.3109/ort.1960.31.suppl-43.01>
- Netter, F.H., 1997. Teil II - Rücken und Rückenmark Knochen und Bänder. In: *Atlas der Anatomie des Menschen*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York.
- 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. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 69, 420–434. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2017.01.037>
- 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. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 33, 19–26. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31815e7f76>
- Ntilikina, Y., Charles, Y.-P., Persohn, S., Skalli, W., 2019a. Annual Convention SFCR 2019 (French Spine Society annual congress). *Eur. Spine J.* <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06131-w>
- Ntilikina, Y., Charles, Y.P., Persohn, S., Skalli, W., 2019b. Société Française de Chirurgie Rachidienne (SFCR), in: *Influence Du Doublement de Tiges et de Greffes Intersomatiques Sur La Déformation En Flexion Antérieure, Inflexion Latérale et Torsion Axiale d'instrumentation Lombopelvienne*. Strasbourg.
- 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. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 18, 1252–1261. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.890187>
- Ottardi, C., Galbusera, F., Luca, A., Prodocimo, L., Sasso, M., Brayda-Bruno, M., Villa, T., 2016. Finite element analysis of the lumbar destabilization following pedicle subtraction osteotomy. *Med. Eng. Phys.* 38, 506–509. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.02.002>
- Ottardi, C., Luca, A., Galbusera, F., 2018. Sagittal Imbalance, in: *Biomechanics of the Spine*. Elsevier, pp. 379–391. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812851-0.00021-5>
- Oxland, T.R., 2016. Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions. *J. Biomech.* 49, 817–832. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2015.10.035>
- Paik, N.C., Lim, C.S., Jang, H.S., 2013. Numeric and Morphological Verification of Lumbosacral Segments in 8280 Consecutive Patients. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 38, E573–E578. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31828b7195>
- Panjabi, M.M., Goel, V.K., Takata, K., 1982. Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 7, 192–203. <https://doi.org/10.1097/00007632-198205000-00003>

- Panjabi, M.M., Oxland, T., Takata, K., Goel, V., Duranceau, J., Krag, M., 1993. Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 18, 1298–310. <https://doi.org/10.1097/00007632-199308000-00009>
- Panjabi, M.M., Oxland, T.R., Yamamoto, I., Crisco, J.J., 1994. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J. Bone Joint Surg. Am.* 76, 413–24. <https://doi.org/10.2106/00004623-199403000-00012>
- Panzer, M.B., Cronin, D.S., 2009. C4–C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation. *J. Biomech.* 42, 480–490. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.036>
- Papadakis, M., 2011. Pathophysiology and Biomechanics of the Aging Spine. *Open Orthop. J.* 5, 335–342. <https://doi.org/10.2174/1874325001105010335>
- 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., Shepherd, J., 1984. Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 9, 294–7. <https://doi.org/10.1097/00007632-198404000-00013>
- Pearcy, M.J., Tibrewal, S.B., 1984. Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 9, 582–7. <https://doi.org/10.1097/00007632-198409000-00008>
- Perey, O., 1957. Fracture of the Vertebral End-Plate in the Lumbar Spine: An Experimental Biomechanical Investigation. *Acta Orthop. Scand.* <https://doi.org/10.3109/ort.1957.28.suppl-25.01>
- Pingel, T., 1991. Beitrag zur Herleitung und numerischen Realisierung eines mathematischen Modells der menschlichen Wirbelsäule.
- 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 (Phila. Pa. 1976)*. 26, E557-61. <https://doi.org/10.1097/00007632-200112150-00014>
- Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., Dimnet, J., 2005. Classification of the Normal Variation in the Sagittal Alignment of the Human Lumbar Spine and Pelvis in the Standing Position. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 30, 346–353. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000152379.54463.65>
- Roussouly, P., Gollogly, S., Nosedá, O., Berthonnaud, E., Dimnet, J., 2006. The vertical projection of the sum of the ground reactive forces of a standing patient is not the same as the C7 plumb line: a radiographic study of the sagittal alignment of 153 asymptomatic volunteers. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 31, E320-5. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000218263.58642.ff>
- Roussouly, P., Pinheiro-Franco, J.L., 2011. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur. Spine J.* 20, 609–618. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1928-x>
- Ruberté, L.M., Natarajan, R.N., Andersson, G.B., 2009. Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments-A finite element model study. *J. Biomech.* <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.024>
- 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. *J. Biomech.* 41, 2647–2653. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2008.06.010>
- 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. *Clin. Biomech.* 22, 377–384. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2006.11.008>
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., 2005. *Prometheus : LernAtlas der Anatomie*. Georg Thieme, Stuttgart. <https://doi.org/10.1055/b-00000141>
- Schwab, F., Dubey, A., Gamez, L., El Fegoun, A.B., Hwang, K., Pagala, M., Farcy, J.-P., 2005. Adult scoliosis: prevalence, SF-36, and nutritional parameters in an elderly volunteer population. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 30, 1082–5. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000160842.43482.cd>
- Schwab, F., Lafage, V., Boyce, R., Skalli, W., Farcy, J.-P., 2006. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 31, E959-67. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000248126.96737.0f>
- Schwab, F., Ungar, B., Blondel, B., Buchowski, J., Coe, J., Deinlein, D., DeWald, C., Mehdiian, H., Shaffrey, C., Tribus, C., Lafage, V., 2012. Scoliosis Research Society—Schwab Adult Spinal Deformity Classification. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 37, 1077–1082. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31823e15e2>
- Schwab, F.J., Blondel, B., Bess, S., Hostin, R., Shaffrey, C.I., Smith, J.S., Boachie-Adjei, O., Burton, D.C., Akbarnia, B.A., Mundis, G.M., Ames, C.P., Kebaish, K., Hart, R.A., Farcy, J.-P., Lafage, V., 2013. Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: A prospective multicenter analysis. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318292b7b9>
- Seyed Vosoughi, A., Joukar, A., Kiapour, A., Parajuli, D., Agarwal, A.K., Goel, V.K., Zavatsky, J., 2018. Optimal satellite rod constructs to mitigate rod failure following pedicle subtraction osteotomy (PSO): a finite element study. *Spine J.* <https://doi.org/10.1016/J.SPINEE.2018.11.003>
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A.M., Shrivastava, S.C., 1986. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 11, 914–27. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(87\)90011-8](https://doi.org/10.1016/0268-0033(87)90011-8)
- Silva, F.E., Lenke, L.G., 2010. Adult degenerative scoliosis: evaluation and management. *Neurosurg. Focus* 28, E1. <https://doi.org/10.3171/2010.1.FOCUS09271>
- Singer, K., Edmondston, S., Day, R., Breidahl, P., Price, R., 1995. Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: correlations with bone mineral density and vertebral region. *Bone* 17, 167–174. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(95\)00165-4](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(95)00165-4)
- Singh, M.K., Ibrahimi, D.M., Ames, C., Shaffrey, C.I., Smith, J.S., 2014. Principles of Sagittal Plane Deformity, in: Heary, R.F., Albert, T.J. (Eds.), *Spinal Deformities*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart. <https://doi.org/10.1055/b-0034-99340>
- Smith, J.S., Klineberg, E., Lafage, V., Shaffrey, C.I., Schwab, F., Lafage, R., Hostin, R., Mundis, G.M., Errico, T.J., Kim, H.J., Protosaltis, T.S., Hamilton, D.K., Scheer, J.K., Soroceanu, A., Kelly, M.P., Line, B., Gupta, M., Deviren, V., Hart, R., Burton, D.C., Bess, S., Ames, C.P., International Spine Study Group, 2016. Prospective multicenter assessment of perioperative and minimum 2-year postoperative

- complication rates associated with adult spinal deformity surgery. *J. Neurosurg. Spine* 25, 1–14. <https://doi.org/10.3171/2015.11.SPINE151036>
- Smith, J.S., Shaffrey, E., Klineberg, E., Shaffrey, C.I., Lafage, V., Schwab, F.J., Protopsaltis, T., Scheer, J.K., Mundis, G.M., Fu, K.-M.G., Gupta, M.C., Hostin, R., Deviren, V., Kebaish, K., Hart, R., Burton, D.C., Line, B., Bess, S., Ames, C.P., 2014. Prospective multicenter assessment of risk factors for rod fracture following surgery for adult spinal deformity. *J. Neurosurg. Spine* 21, 994–1003. <https://doi.org/10.3171/2014.9.SPINE131176>
- Solomonow, M., Zhou, B.-H., Harris, M., Lu, Y., Baratta, R. V., 1998. The Ligamento-Muscular Stabilizing System of the Spine. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 23, 2552–2562. <https://doi.org/10.1097/00007632-199812010-00010>
- Soroceanu, A., Diebo, B.G., Burton, D., Smith, J.S., Deviren, V., Shaffrey, C., Kim, H.J., Mundis, G., Ames, C., Errico, T., Bess, S., Hostin, R., Hart, R., Schwab, F., Lafage, V., International Spine Study Group, 2015. Radiographical and Implant-Related Complications in Adult Spinal Deformity Surgery: Incidence, Patient Risk Factors, and Impact on Health-Related Quality of Life. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 40, 1414–21. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001020>
- Urrutia, J., Diaz-Ledezma, C., Espinosa, J., Berven, S.H., 2011. Lumbar scoliosis in postmenopausal women: prevalence and relationship with bone density, age, and body mass index. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 36, 737–740. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181db7456>
- Urrutia, J., Zamora, T., Klaber, I., 2014. Thoracic scoliosis prevalence in patients 50 years or older and its relationship with age, sex, and thoracic kyphosis. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 39, 149–152. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000095>
- Vaz, G., Roussouly, P., Berthonnaud, E., Dimnet, J., 2002. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur. Spine J.* 11, 80–87. <https://doi.org/10.1007/s005860000224>
- Vialle, R., Levassor, N., Rillardon, L., Templier, A., Skalli, W., Guigui, P., 2005. Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects. *J. Bone Jt. Surg.* 87, 260–267. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02043>
- Wagner, D.R., Lotz, J.C., 2004. Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus. *J. Orthop. Res.* 22, 901–909. <https://doi.org/10.1016/J.ORTHRES.2003.12.012>
- Weinstein, S.L., Dolan, L.A., Spratt, K.F., Peterson, K.K., Spoonamore, M.J., Ponseti, I. V, 2003. Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis: a 50-year natural history study. *JAMA* 289, 559–567. <https://doi.org/10.1001/jama.289.5.559>
- White, A.A., Panjabi, M.M., 1990. *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott.
- Wilke, H.-J., Geppert, J., Kienle, A., 2011. Biomechanical in vitro evaluation of the complete porcine spine in comparison with data of the human spine. *Eur. Spine J.* 20, 1859–1868. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1822-6>
- Wilke, H.-J., Herkommer, A., Werner, K., Liebsch, C., 2017. In vitro analysis of the segmental flexibility of the thoracic spine. *PLoS One* 12, e0177823. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0177823>
- Wilke, H.-J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., Claes, L.E., 1999. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 24, 755–762.

<https://doi.org/10.1097/00007632-199904150-00005>

- 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. *Clin. Biomech.* 16, S111–S126. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00103-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00103-0)
- Willems, J.M., Jull, G.A., Ng, J.K.F., 1996. An in vivo study of the primary and coupled rotations of the thoracic spine. *Clin. Biomech.* [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(96\)00017-4](https://doi.org/10.1016/0268-0033(96)00017-4)
- 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>
- Xu, M., Yang, J., Lieberman, I., Haddas, R., 2019. Stress distribution in vertebral bone and pedicle screw and screw–bone load transfers among various fixation methods for lumbar spine surgical alignment: A finite element study. *Med. Eng. Phys.* 63, 26–32. <https://doi.org/10.1016/J.MEDENGPY.2018.10.003>
- Xu, M., Yang, J., Lieberman, I., Haddas, R., 2017a. Finite element method-based study for effect of adult degenerative scoliosis on the spinal vibration characteristics. *Comput. Biol. Med.* 84, 53–58. <https://doi.org/10.1016/J.COMPBIOMED.2017.03.018>
- Xu, M., Yang, J., Lieberman, I.H., Haddas, R., 2017b. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 20, 1–15. <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1193596>
- Yamamoto, I., Panjabi, M.M., Crisco, T., Oxland, T., 1989. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 14, 1256–60.
- Yin, S., Chen, Q., Huang, P., Lu, X., Li, Z.Y., 2016. The effects of adult degenerative lumbar scoliosis on the facet joint contact forces: A finite element study. *J. Nanosci. Nanotechnol.* 16, 6804–6809. <https://doi.org/10.1166/jnn.2016.11369>
- Zhao, Y., Zhang, S., Sun, T., Wang, D., Lian, W., Tan, J., Zou, D., Zhao, Y., 2013. Mechanical comparison between lengthened and short sacroiliac screws in sacral fracture fixation: A finite element analysis. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 99, 601–606. <https://doi.org/10.1016/J.OTSR.2013.03.023>
- Zheng, J., Yang, Y., Lou, S., Zhang, D., Liao, S., 2015. Construction and validation of a three-dimensional finite element model of degenerative scoliosis. *J. Orthop. Surg. Res.* 10. <https://doi.org/10.1186/s13018-015-0334-1>
- 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. *Med. Eng. Phys.* 28, 90–98. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.03.007>
- Zhu, Z., Xu, L., Zhu, F., Jiang, L., Wang, Z., Liu, Z., Qian, B.P., Qiu, Y., 2014. Sagittal alignment of spine and pelvis in asymptomatic adults: Norms in Chinese populations. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 39. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000022>



## *Annexe*



Sont présentés ici les différents paramètres de la colonne vertébrale dans le plan sagittal:

### Paramètres rachidiens globaux

Les paramètres globaux de la colonne vertébrale permettent d'évaluer l'alignement de la colonne vertébrale par rapport aux têtes fémorales. Ces paramètres permettent de distinguer l'alignement neural, postérieur ou antérieur (Blondel).

Le SVA (Sagittal Vertical Axis) est un paramètre global du rachis qui est défini par la distance entre la verticale issue du centre de C7 et le coin postéro-supérieur du plateau du sacrum (Jackson and McManus, 1994). Une valeur positive du SVA correspond à un alignement antérieur du sacrum et une valeur négative correspond à un alignement postérieur. Dans la littérature il n'y a pas de consensus sur la grandeur de la valeur de SVA qui constitue une colonne vertébrale « normale ». Jackson and Hales en 2000 proposent une valeur positive comprise entre 0 cm et 5 cm pour un alignement « normal ». Schwab et al. 2012 proposent dans le cadre du système de classification de la Scoliosis Research Society (SRS) des valeurs alternatives. Dans ce système de classification, un SVA inférieur à 4cm est classé comme « 0 » (« normal »), un SVA entre 4 cm et 9.5 cm est classé « + » (modérément augmenté) et un SVA supérieur à 9.5 cm est classé « ++ » (sévèrement augmenté).

L'avantage du SVA est que la position de la colonne vertébrale par rapport aux têtes fémorales peut être exprimée avec une seule valeur, qui est facilement obtenue à partir de clichés radiologiques. Cependant, le SVA dépend de la posture du patient. Cette posture peut réduire le SVA par des mécanismes de compensation, malgré le désalignement de la colonne vertébrale. C'est pour cette raison qu'il est important d'utiliser d'autres paramètres pour évaluer la balance sagittale.

Il existe deux autres paramètres rachidiens globaux qui peuvent être utilisés comme alternatifs au SVA. La gîte sagittale de T1 qui est définie par l'angle entre la verticale et une droite joignant le centre de T1 et le centre des deux têtes fémorales (centre entre le centre de la tête fémorale droite et gauche). C'est le même cas pour la gîte sagittale de T9, mais la droite passe cette fois-ci par le centre de T9. Les paramètres rachidiens globaux sont explicités au travers de la Figure 99.

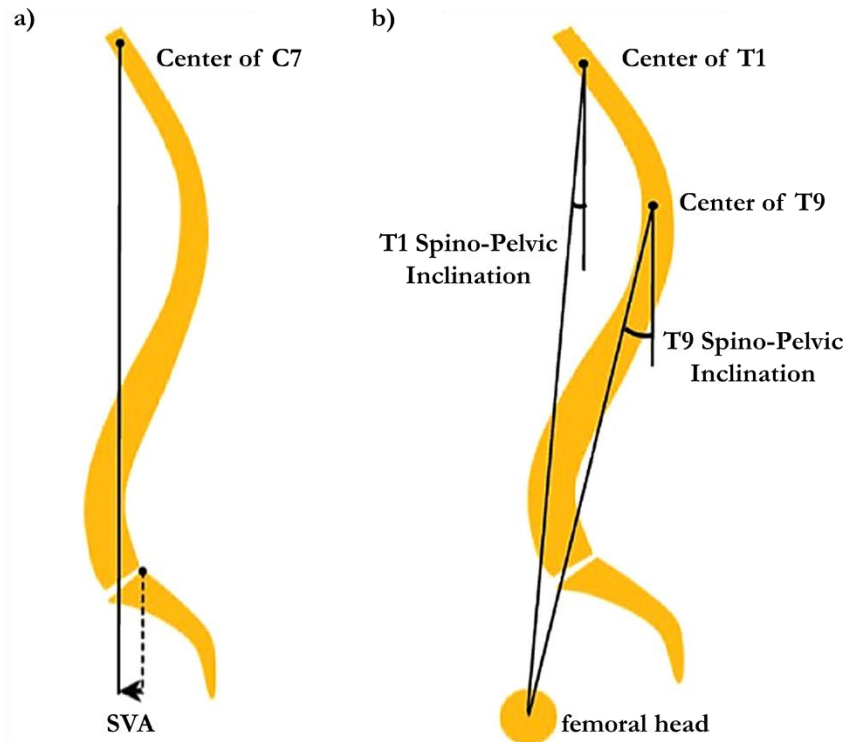


Figure 99 : Illustration des paramètres globaux d'alignement sagittal. (a) Le SVA est la distance horizontale entre la verticale issue de C7 et l'extrémité postérieure de S1. (b) Les gites sagittaux de T1 ou T9 sont définis comme l'angle entre la verticale et une droite joignant le centre des têtes fémorales et le centre de la vertèbre T1 ou T9. Images extraites et adaptées de (Oxland, 2016).

### Paramètres rachidiens régionaux

Les paramètres régionaux de la colonne vertébrale décrivent les courbures de la colonne vertébrale dans le plan sagittal. L'angle de Cobb est utilisé pour la mesure des angles de la colonne vertébrale. Il est déterminé par l'angle entre les vertèbres les plus inclinées de la courbure. La lordose cervicale, la cyphose thoracique, ainsi que la lordose lombaire sont les trois courbures dans le plan sagittal. Dans le cadre de ce travail de thèse on se focalisera sur la cyphose thoracique et la lordose lombaire qui sont présentées au travers de la Figure 100.

- La lordose cervicale est déterminée par l'angle de Cobb entre le plateau supérieur du corps vertébral de C2 et le plateau inférieur de C7.
- La cyphose thoracique, mesurée entre le plateau supérieur du corps vertébral de T4 et le plateau de T12.
- La lordose de la colonne lombaire est mesurée entre le plateau supérieur du corps vertébral de L1 et le plateau de S1.

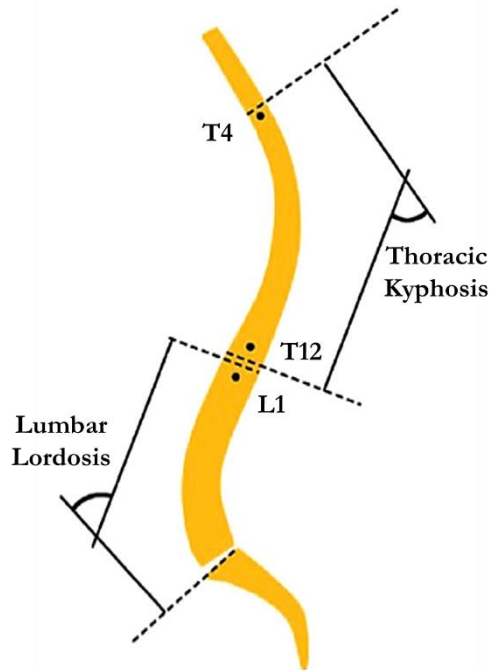


Figure 100 : Illustration des paramètres régionaux de l'alignement sagittal. La cyphose thoracique est exprimée par l'angle de Cobb entre T4 et T12. La lordose lombaire est exprimée par l'angle de Cobb entre L1 et S1. Image extraite et adaptée de (Oxland 2016).

### Paramètres pelviens

Les paramètres pelviens peuvent définir la position du sacrum dans le plan sagittal. Les paramètres pelviens ont été introduits par Mme Duval-Beaupere. On peut distinguer trois paramètres pelviens, qui sont illustrés au travers de la Figure 101 :

- L'incidence pelvienne (IP), L'incidence pelvienne représente un angle qui est fixé anatomiquement à la fin de la croissance et qui n'est pas influencé par un changement de position. L'incidence pelvienne reflète l'orientation de l'articulation sacro-iliaque dans le plan sagittal. Pour déterminer ce paramètre, une ligne droite perpendiculaire à la plaque de recouvrement S1 est placée à partir de son centre. La deuxième ligne droite passe par le centre de la plaque de recouvrement S1 et par le centre des deux têtes fémorales (centre entre le centre de la tête fémorale droite et gauche). L'incidence pelvienne est mesurée comme l'angle entre ces lignes droites.
- L'incidence pelvienne (IP) est représentée par l'angle entre la droite joignant le centre du plateau supérieur de S1 et la droite perpendiculaire au plateau supérieur de S1.
- La pente sacrée (PS) est l'angle entre le plateau supérieur de S1 et l'axe horizontal.

- La version pelvienne (VP) est définie par l'angle entre la droite joignant le centre du plateau supérieur de S1 et la verticale qui passe par le centre des deux têtes fémorales (centre entre le centre de la tête fémorale droite et gauche).

L'incidence pelvienne est un paramètre morphologique du bassin, qui varie beaucoup d'une personne à l'autre. Ce paramètre correspond à l'alignement de l'articulation sacro-iliaque dans le plan sagittal (Charles et al., 2011). Ce paramètre est constant à la fin de la phase de croissance. La pente sacrée et la version pelvienne dépendent de la position du bassin et elles sont inversement proportionnelles l'une par rapport à l'autre.

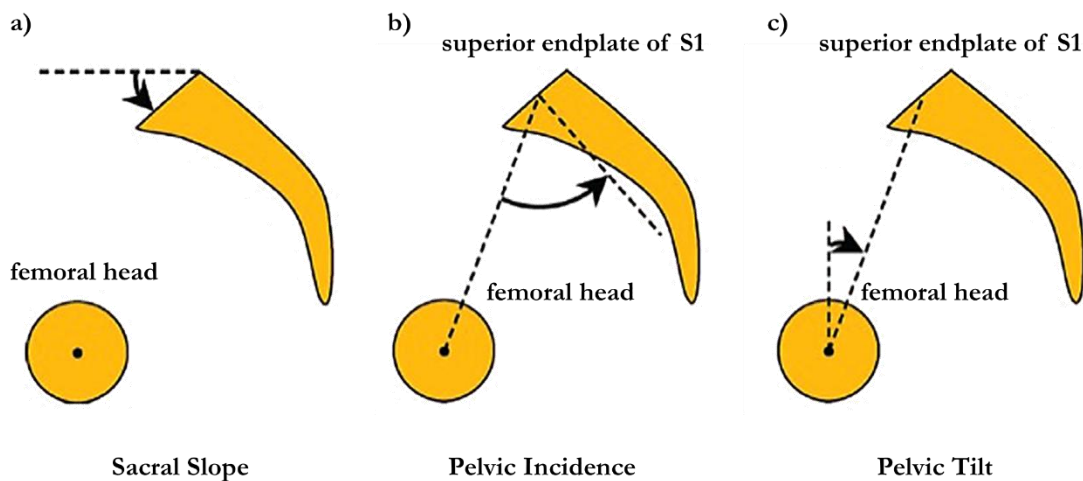


Figure 101 : Illustration des paramètres pelviens. (a) La pente sacrée (PS) définie par l'angle entre l'horizontal et le plateau supérieur de S1. (b) L'incidence pelvienne (IP) est un paramètre morphologique. Ce paramètre est exprimé par l'angle entre la verticale et une droite joignant le centre des têtes fémorales et le centre du plateau de S1. (c) La version pelvienne (VP) est représentée par l'angle entre la perpendiculaire du plateau de S1 et une droite joignant le centre des têtes fémorales. Images extraites et adaptées de (Oxland, 2016).