Évaluation numérique de la fusion lombaire utilisant des cages solides et poreuses

par

Nguyen Dat TRAN

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 29 AVRIL 2020

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

 Nguyen Dat Tran, 2020



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Natalia Nuño, directrice de mémoire
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Olivier Doutre, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, membre du jury
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Éric Wagnac, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 16 AVRIL 2020

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Ici, je tenterai d'exprimer au mieux que je puisse mes remerciements envers toutes les personnes qui m'ont soutenu, d'une manière ou d'une autre, quant à l'accomplissement de cette maîtrise.

La première personne que j'aimerais remercier est Natalia Nuño, ma directrice de recherche, pour m'avoir supervisé tout au long de ma maîtrise. Sous ta tutelle, j'ai appris d'innombrables choses qui vont certainement m'aider dans le futur. À travers nos maintes discussions, tu as su me guider et me conseiller de sorte que je puisse prendre du recul sur mon travail et poursuivre dans la bonne voie. La confiance que tu avais en moi m'a également permis de développer et d'aiguiser mes compétences en recherche. Pour toutes ces raisons, je te serai toujours reconnaissant.

Michaël et Nicolas, un grand merci pour votre expertise technique, mais surtout pour votre bonne humeur. Malgré les difficultés que j'ai rencontrées, vos conseils m'ont permis d'apprendre de mes erreurs et de ne jamais lâcher prise. Je suis fier d'avoir eu l'opportunité de travailler en collaboration avec vous.

Je tiens aussi à remercier les étudiants du LIO, avec qui j'ai partagé le quotidien. Nos discussions et échanges culturels vont sans doute me manquer : du véganisme au fromage, du Maghreb à la France.

Aux guerriers du Spirit Gym, c'est grâce à vous que j'ai redécouvert ma passion pour les arts martiaux… OSU!

À ma famille et mes amis, merci de m'avoir encouragé pendant toutes ces années d'études.

À mon amoureuse Caroline, pour ton soutien continuel, ta joie de vivre et ton sourire… merci.

Évaluation numérique de la fusion lombaire utilisant des cages intervertébrales solides et poreuses

Nguyen Dat TRAN

RÉSUMÉ

La fusion des vertèbres demeure le traitement « *gold standard* » pour les patients atteints de discopathie dégénérative au niveau lombaire. Les douleurs engendrées par cette pathologie se localisent majoritairement dans la région lombaire, mais peuvent aussi migrer vers les jambes du patient. La fusion lombaire implique alors l'utilisation d'une greffe osseuse, d'une cage intervertébrale et d'une instrumentation postérieure dans le but de fusionner les vertèbres supérieure et inférieure au disque dégénéré. La greffe favorise le remodelage osseux tandis que la cage et l'instrumentation stabilisent le segment vertébral traité en limitant son amplitude de mouvement. Des matériaux conventionnels tels que l'alliage de titane (Ti6Al4V) ou le polyétheréthercétone (PEEK) sont utilisés pour fabriquer la cage intervertébrale. Or, ces matériaux, étant typiquement solides, sont largement plus rigides que les structures osseuses. Une différence accrue de rigidité entre l'implant et l'os perturbe la distribution des contraintes et cela peut se manifester par une perte de matière osseuse, causée par le *stress-shielding*.

De cette problématique naît l'intérêt des matériaux poreux, dont la conception est rendue possible à l'aide de la fabrication additive. En ce qui concerne la fusion lombaire, les avantages apportés par les structures poreuses sont d'une part, une cage ayant un plus faible module de Young et, d'autre part, une ostéointégration améliorée par l'entremise d'un réseau de pores. Dans ce travail, l'objectif principal est d'évaluer l'effet des cages solides et poreuses sur le segment lombaire de la colonne vertébrale en employant les méthodes par éléments finis. Un modèle intact du segment L3-L5 est d'abord développé pour simuler le comportement biomécanique de la colonne vertébrale. L'instrumentation du modèle intact est ensuite simulée au niveau L4/L5 en retirant le disque intervertébral et en insérant la greffe, la cage et les fixations postérieures. Afin d'introduire la porosité dans les cages, on réduit leur module de Young étant donné qu'une porosité élevée se traduit par une rigidité moindre. Les modèles intact et instrumentés sont évalués selon les paramètres suivants : ROM, pression intradiscale, forces aux facettes et distribution des contraintes.

Les résultats obtenus valident dans un premier temps le modèle intact du segment L3-L5 en termes de ROM et de pression intradiscale. Dans un deuxième temps, ils permettent de constater l'effet de la cage intervertébrale, de sa porosité et de la fusion osseuse sur le segment L3-L5. Notamment, la fusion lombaire diminue significativement l'amplitude de mouvement du segment lombaire, ce qui augmente la stabilité de ce dernier. De plus, la porosité tend à améliorer la distribution des contraintes à travers le segment lombaire, sans toutefois influencer sa stabilité.

Mots-clés : Colonne vertébrale, fusion lombaire, cage intervertébrale, Ti6Al4V, porosité, modèle d'éléments finis

Numerical investigation of lumbar fusion using solid and porous interbody cages

Nguyen Dat TRAN

ABSTRACT

To this day, spinal fusion is considered the "gold standard" procedure in regards of treating degenerative disc disease in the lumbar region. In advanced cases, this may lead to herniated discs, which in turn can cause radiating pain throughout the lower back and legs. To alleviate the pain, lumbar fusion aims to fuse the vertebrae adjacent to the degenerated disc. Fusion is obtained by the combined use of a bone graft, an interbody cage and posterior instrumentation. The bone graft acts as a catalyst which promotes bone remodelling whereas the interbody cage and posterior instrumentation are used to achieve segmental stability, by limiting its movement in all directions. Conventional methods primarily use lumbar cages made of titanium alloy (Ti6Al4V) or polyethertherketone (PEEK). Being typically solid, the stiffness of such materials is significantly higher than that of bony structures. Stress-shielding phenomenon originate from these high disparities in material stiffness which may trigger bone loss, also known as bone resorption.

To address this matter, additive manufacturing may be an interesting tool due to its ability to create porous materials. One of the advantages of porous structures is the fact that they can reduce the cage stiffness. They can also improve the implant's osseointegration because the bone graft is able to grow within the pore network. In this work, the main objective is to investigate the effects of solid and porous cages on the lumbar spine by using finite element methods. An intact model of the L3-L5 segment is first developed to simulate the biomechanical behaviour of the lumbar spine. The intact model is then instrumented at the L4/L5 level by removing the intervertebral disc and inserting the bone graft, the cage and the posterior intrumentation. In order to imitate porosity, the cage's Young's modulus is reduced accordingly. As such, increasing the cage's porosity is equivalent to lowering its stiffness. The intact and instrumented models are then evaluated according to these following parameters: ROM, intradiscal pressure, facet joint forces and stress distribution.

In retrospect, the results of this work first validate the L3-L5 intact model in terms of ROM and intradiscal pressure. Secondly, they allow us to witness the effects of interbody cages, their porosity and bone fusion in regards of the L3-L5 segment. Furthermore, lumbar fusion significantly reduces ROM at the treated level, which increases its stability. Also, porosity tends to improve the stress distribution within the lumbar spine, without affecting segmental stability.

Keywords: Spine, lumbar fusion, interbody cage, Ti6Al4V, porosity, finite element model

TABLE DES MATIÈRES

Page

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE 3
1.1 Anatomie de la colonne vertébrale 3
1.1.1 Vertèbres 4
1.1.2 Disques intervertébraux 5
1.1.3 Ligaments 6
1.2 Pathologie de la colonne vertébrale et traitement 7
1.2.1 Dégénérescence discale 8
1.2.2 Fusion vertébrale 9
1.3 Cage intervertébrale 10
1.3.1 Approches chirurgicales pour la fusion lombaire 10
1.3.2 Instrumentation nécessaire à la fusion lombaire 11
1.3.3 Type de matériaux, biocompatibilité et propriétés mécaniques 12
1.3.3.1 Cages fabriquées en Ti6Al4V 13
1.3.3.2 Cages fabriquées en PEEK 13
1.3.3.3 Matériaux à caractère innovant appliqués sur des cages 14
1.3.4 Risques et problèmes liés aux cages intervertébrales 15
1.3.5 Évolution des cages intervertébrales 17
1.3.6 Conception de cages novatrices par fabrication additive 20
1.3.7 Protocoles expérimentaux pour l'évaluation des implants de la colonne 22
1.4 Modélisation tridimensionnelle de la colonne vertébrale 24
1.4.1 Reconstruction de la section lombaire 25
1.4.2 Méthodes par éléments finis 25
1.4.2.1 Maillage et choix des éléments 25
1.4.2.2 Représentation des vertèbres et des plateaux cartilagineux 26
1.4.2.3 Représentation des disques intervertébraux 27
1.4.2.4 Représentation des ligaments 27
1.4.2.5 Conditions frontières et méthodes de chargement 28
1.4.2.6 Modèles d'éléments finis (MEF) du rachis lombaire issus de la littérature 30
1.4.3 Validation du modèle d'éléments finis 35
1.5 Résumé des principaux enjeux 37

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES 39
2.1 Problématique et les enjeux 39
2.2 Objectifs principal et secondaires 39
2.3 Hypothèses de l'étude 40

CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE....41
3.1 Modélisation tridimensionnelle du segment lombaire....41
3.2 Isolation du segment L3-L5 et modélisation des structures ligamentaires....42
3.3 Aperçu de l'approche méthodologique et des trois modèles d'éléments finis développés....44
3.4 MEF#1 : segment L3-L5 intact....46
3.4.1 MEF#1-intact : modification du segment L3-L5 intact.... 46
3.4.2 MEF#1-intact : maillage du segment L3-L5 intact.... 47
3.4.3 MEF#1-intact : propriétés mécaniques des structures rachidiennes.... 49
3.4.4 MEF#1-intact : conditions frontières du segment intact.... 51
3.5 MEF#2 : segment L3-L5 instrumenté, sans fusion osseuse....53
3.5.1 MEF#2-instrumenté, sans fusion : modélisation de la cage intervertébrale, de la greffe osseuse et de l'instrumentation postérieure.... 53
3.5.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion : modification du segment L3-L5 intact.... 54
3.5.3 MEF#2-instrumenté, sans fusion : maillage du segment L3-L5 instrumenté.... 55
3.5.4 MEF#2-instrumenté, sans fusion : propriétés mécaniques du segment.... 57
3.5.5 MEF#2-instrumenté, sans fusion : conditions frontières du segment.... 58
3.6 MEF#3 : segment L3-L5 instrumenté, avec fusion osseuse....60
3.6.1 MEF#3-instrumenté, avec fusion : conditions frontières du segment.... 60
3.7 Résumé des trois MEF développés....61

CHAPITRE 4 RÉSULTATS....63
4.1 MEF#1-intact : observations et mesures effectuées....63
4.1.1 MEF#1-intact : ROM.... 63
4.1.2 MEF#1-intact: pression intradiscale.... 66
4.1.3 MEF#1-intact : forces aux facettes articulaires.... 68
4.1.4 MEF#1-intact : distribution des contraintes.... 69
4.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : observations et mesures effectuées....71
4.2.1 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison du ROM.... 71
4.2.2 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison de la pression intradiscale.... 72
4.2.3 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison des forces aux facettes articulaires.... 74
4.2.4 MEF#2-instrumenté, sans fusion : migration de la cage.... 75

4.2.5 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison de la distribution des contraintes 75
4.2.5.1 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison de la distribution des contraintes sur le segment L3-L5 76
4.2.5.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : distribution des contraintes sur la cage intervertébrale 77
4.2.5.3 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : distribution des contraintes sur les plateaux vertébraux 79
4.2.5.4 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : distribution des contraintes sur l'instrumentation postérieure 81
4.2.5.5 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : distribution des contraintes sur la greffe osseuse 83
4.3 Résumé des principaux résultats 84

CHAPITRE 5 INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS ET DISCUSSION 87
5.1 MEF#1-intact : validation du segment L3-L5 intact 87
5.1.1 MEF#1-intact : validation du ROM 87
5.1.2 MEF#1-intact : validation de la pression intradiscale 88
5.1.3 MEF#1-intact : validation des contraintes 88
5.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet de la cage et de l'instrumentation postérieure sur le comportement biomécanique du segment L3-L5 89
5.2.1 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet sur le ROM du segment L3-L5 89
5.2.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet sur la pression intradiscale du segment L3/L4 89
5.2.3 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet sur les forces aux facettes articulaires 90
5.2.4 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet sur la distribution des contraintes 90
5.3 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet de la fusion osseuse sur le comportement biomécanique du segment L3-L5 91
5.3.1 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet sur le ROM du segment L3-L5 91
5.3.2 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet sur la pression intradiscale du segment L3/L4 92
5.3.3 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet sur les forces aux facettes articulaires 92
5.3.4 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet sur la distribution des contraintes 92

5.4 MEF#2 et 3 : effet de la porosité sur le segment L3-L5 93

CONCLUSION, LIMITATIONS ET TRAVAUX FUTURS 95

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....99

LISTE DES TABLEAUX

Page

Tableau 1.1 Résumé des matériaux d'intérêt pour la cage intervertébrale.....15

Tableau 1.2 Synthèse des modèles d'éléments finis de la littérature 30

Tableau 1.3 E et ν des structures du rachis lombaire.....33

Tableau 3.1 Détails du maillage pour le segment L3-L5 intact (MEF#1).....48

Tableau 3.2 Comportements et propriétés mécaniques des structures du rachis.....50

Tableau 3.3 Détails des conditions frontières et des méthodes de chargement du MEF#1-intact 52

Tableau 3.4 Détails du maillage du segment L3-L5 instrumenté.....56

Tableau 3.5 Comportements et propriétés mécaniques des structures du segment instrumenté 58

Tableau 3.6 Différence entre les conditions de contact des MEF#2 et 3.....60

Tableau 3.7 Synthèse des MEF développés et résultats évalués 62

Tableau 4.1 MEF#1-intact : contraintes maximales et leur localisation selon le mouvement simulé 71

Tableau 4.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion avec cage solide : contraintes maximales et leur localisation selon le mouvement simulé.....76

Tableau 4.3 Synthèse des principaux résultats 85

LISTE DES FIGURES

Page

Figure 1.1 Vue sagittale du rachis 3

Figure 1.2 Vues supérieure, postérieure et latérale d'une vertèbre 5

Figure 1.3 Coupes sagittale et transverse des vertèbres et du disque 6

Figure 1.4 Coupe sagittale et vue antérieure d'un segment de la colonne vertébrale 7

Figure 1.5 Classification de la dégénérescence discale selon l'échelle de Pfirrmann 9

Figure 1.6 Différentes approches pour effectuer une fusion lombaire : vue transverse (A) et vue isométrique (B) 11

Figure 1.7 Fusion lombaire utilisant (A) une cage intervertébrale avec greffe osseuse, (B) des vis orthopédiques et (C) des tiges 12

Figure 1.8 Cage intervertébrale insérée au niveau L4-L5 (A) avant et (B) après migration et affaissement 17

Figure 1.9 (A) Vue latérale de la cage à vis filetée avec greffe osseuse, (B) entrée permettant l'insertion de la greffe osseuse, (C) exemples de cages prismatiques, cages avec dents de scie en (D) PEEK et en (E) titane, (F) conception d'un matériau poreux et (G) design de cage poreuse avec dents de scie 19

Figure 1.10 Principe de la méthode de SLM 20

Figure 1.11 Exemples de cages avec un matériau poreux et novateur 22

Figure. 1.12 Exemples d'éléments linéaires et quadratiques 26

Figure. 1.13 Ligaments avec (A) une représentation solide et (B) une représentation linéaire 28

Figure 1.14 Chargements (1) concentré, (2) suiveur et (3) musculaire 30

Figure 1.15 Comportements mécaniques des ligaments selon huit auteurs 35

Figure 1.16 a) et b) : amplitude de mouvement en fonction du moment appliqué et c) pression intradiscale en fonction du moment appliqué 37

Figure 3.1 Numérisation du modèle Sawbones et modélisation du rachis lombaire L1-L5 42

Figure 3.2 Différentes composantes de la vertèbre et du disque....43

Figure 3.3 Vue sagittale des ligaments et du segment L3-L5 43

Figure 3.4 Évolution des MEF lors de la fusion lombaire 45

Figure 3.5 Modifications apportées à la géométrie du segment L3-L5 intact....47

Figure 3.6 Maillage du segment L3-L5 intact (MEF#1)....48

Figure 3.7 Courbes force-déformation des ligaments 49

Figure 3.8 MEF#1-intact avec les conditions frontières et chargements 52

Figure 3.9 Géométries et dimensions de la cage intervertébrale, de la greffe osseuse, des tiges et des vis....54

Figure 3.10 Modifications apportées pour obtenir le segment instrumenté....55

Figure 3.11 Maillage du segment L3-L5 instrumenté....57

Figure 3.12 Conditions frontières du MEF#2 – instrumenté, sans fusion osseuse 59

Figure 3.13 Conditions frontières du MEF#3-instrumenté, avec fusion osseuse 61

Figure 4.1 MEF#1-intact : ROM des segments L3/L4 et L4/L5 en fonction du moment dans les quatre directions....64

Figure 4.2 MEF#1-intact : ROM des segments a) L3/L4 et b) L4/L5 en comparaison avec ceux de Yamamoto (1989)....65

Figure 4.3 MEF#1-intact : ROM du segment L4/L5 en comparaison avec ceux de la littérature....66

Figure 4.4 MEF#1-intact : pression intradiscale du segment L4/L5 en fonction de la force compressive 67

Figure 4.5 MEF#1-intact : pression à l'intérieur du disque L3/L4 selon le mouvement simulé, en comparaison avec Jiang (2019) 68

Figure 4.6 MEF#1-intact : forces de réaction sur les facettes des segments L3/L4 et L4/L5 selon les mouvements 69

Figure 4.7 MEF#1-intact : distribution des contraintes en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale....70

Figure 4.8 Comparaison des ROM mesurés au niveau du segment a) L3/L4 et b) L4/L5 selon les mouvements et MEF simulés....72

Figure 4.9 Comparaison des pressions à l'intérieur du a) nucléus et de b) l'annulus selon les mouvements et MEF simulés....73

Figure 4.10 Comparaison des forces aux facettes des segments a) L3/L4 et b) L4/L5 selon les mouvements et MEF simulés....74

Figure 4.11 a) Exemple de migration de la cage solide (P0) en fonction de l'incrément de temps et b) migration de la cage lors de la rotation axiale pour les cages P0, P76 et P89....75

Figure 4.12 MEF#2-instrumenté, sans fusion avec cage solide : distribution des contraintes en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale....77

Figure 4.13 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur la cage intervertébrale....78

Figure 4.14 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion en flexion : distribution des contraintes sur les cages P0, P76 et P89....79

Figure 4.15 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur le plateau vertébral inférieur à la cage....80

Figure 4.16 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion avec cage solide : distribution des contraintes sur le plateau vertébral inférieur à la cage selon les mouvements simulés....81

Figure 4.17 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur l'instrumentation postérieure....82

Figure 4.18 MEF#2-instrumenté, sans fusion avec cage solide: distribution des contraintes sur l'instrumentation postérieure selon les mouvements....83

Figure 4.19 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur la greffe osseuse....84

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ALL	Ligament longitudinal antérieur
CAO	Conception assistée par ordinateur
FCL	Ligament capsulaire des facettes articulaires
ISL	Ligament inter-épineux
ITL	Ligament inter-transverse
MEF	Modèle d'éléments finis
P0	Cage solide avec une porosité de 0%
P76	Cage poreuse avec une porosité de 76%
P89	Cage poreuse avec une porosité de 89%
PEEK	Polyétheréthercétone
PLL	Ligament longitudinal postérieur
ROM	*Range of motion*
SLM	*Selective laser melting*
SSL	Ligament supra-épineux
Ti6Al4V	Alliage de titane
3D	Trois dimensions

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

N	Newton
Nm	Newton-mètre
mm	Millimètre
°	Degré
MPa	Mégapascal
GPa	Gigapascal
E	Module de Young
ν	Coefficient de Poisson

INTRODUCTION

La colonne vertébrale, ou le rachis, occupe un rôle important dans la biomécanique du corps humain. Composée de vertèbres et de disques intervertébraux, elle traverse l'entièreté du dos, allant de la tête jusqu'aux hanches. La colonne assure des fonctions primaires telles que la stabilité ainsi que la mobilité du tronc. Par ailleurs, la nature particulière des disques intervertébraux permet aussi la distribution des charges à travers les structures anatomiques. De plus, la colonne permet de protéger la moelle épinière étant donné que celle-ci longe le canal neural, qui est entouré d'os. Or, il est possible que ce rôle protecteur ne soit pas toujours accompli. Ceci peut être le cas pour les personnes atteintes de discopathie dégénérative. Cette pathologie, prédominante au niveau lombaire, est caractérisée par la capacité réduite des disques à transférer les charges. Par conséquent, une instabilité intervertébrale affecte la biomécanique de la colonne et peut entraîner une hernie discale. Le cas échéant, le disque se propulse postérieurement et exerce ainsi une pression sur les nerfs de la moelle épinière. Cela a pour effet d'engendrer d'intenses douleurs lombaires. En milieu clinique, le traitement « *gold standard* » demeure la fusion lombaire, dont le but est de fusionner les vertèbres du segment traité. Pour ce faire, les chirurgiens insèrent une greffe osseuse, une cage intervertébrale ainsi que des vis et tiges orthopédiques. Comme toutes techniques, la fusion lombaire n'est pas sans faille. En fait, un des problèmes récurrents des implants orthopédiques est le *stress-shielding*. Ce terme définit le fait que les implants altèrent la distribution des contraintes. Étant fabriqués à partir de matériaux largement plus rigides que l'os, ils subissent la grande majorité des charges. Cela peut mener à la résorption osseuse et éventuellement au descellement de l'implant, car l'os n'est plus sollicité à la suite de l'opération.

De ce fait, il devient intéressant de développer un matériau de sorte que sa rigidité soit du même ordre de grandeur que celle de l'os. Or, il est possible d'obtenir un tel matériau avec la fabrication additive. Cette méthode permet de fabriquer des implants incorporant des structures complexes. Par exemple, l'introduction de pores à l'intérieur des cages intervertébrales permet de réduire leurs rigidités. La présence de pores peut également améliorer l'ostéointégration étant donné qu'elle crée une matrice dans laquelle l'os peut croître.

Ce travail de maîtrise vise alors à investiguer l'effet des cages solides et poreuses sur la biomécanique de la colonne vertébrale en utilisant les méthodes par éléments finis. Pour ce faire, des modèles d'éléments finis sont développés dans le but d'évaluer l'amplitude de mouvement du segment vertébral, la pression exercée dans les disques ainsi que la distribution des contraintes. Au chapitre 1, une revue de la littérature permet au lecteur de se familiariser avec les concepts clés de ce mémoire. Ensuite, le chapitre 2 énonce la problématique, les objectifs ainsi que les hypothèses de ce travail. Puis, le chapitre 3 décrit la méthodologie détaillée quant au développement des modèles numériques. Par la suite, le chapitre 4 présente les résultats obtenus par les simulations tandis que le chapitre 5 discute de ces résultats en faisant référence à la littérature. Finalement, le dernier chapitre concerne la conclusion, discute des limites de ce travail et émet des recommandations quant aux pistes à suivre afin d'améliorer ce dernier.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente et met en relation les concepts pertinents à ce travail, soit l'anatomie de la colonne vertébrale, la discopathie dégénérative, la fusion lombaire, la cage intervertébrale, les méthodes de fabrication additive ainsi que la modélisation tridimensionnelle de la colonne vertébrale.

1.1 Anatomie de la colonne vertébrale

L'anatomie unique de la colonne vertébrale est présentée à la Figure 1.1 et elle est scindée en quatre régions distinctes : cervicale, thoracique, lombaire et pelvienne. Différentes structures anatomiques, ayant chacune des propriétés particulières, constituent la colonne. Ces caractéristiques définissent le comportement mécanique de ces structures ainsi que leurs fonctions dans la biomécanique du rachis. Les principales structures de la colonne vertébrale sont les vertèbres, les disques intervertébraux ainsi que les ligaments.

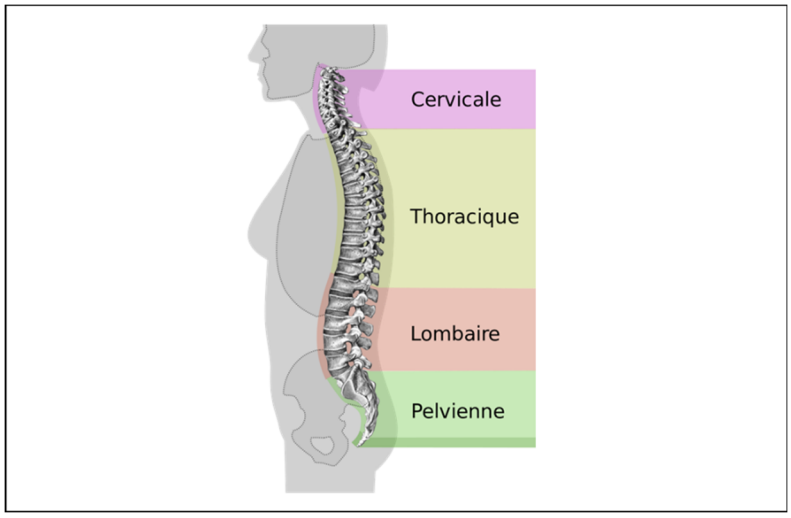


Figure 1.1 Vue sagittale du rachis
Tirée de Wikipédia (2014)
https://fr.wikipedia.org/wiki/Colonne_vert%C3%A9brale
(Consulté le 18 novembre 2018)

1.1.1 Vertèbres

Les vertèbres possèdent une structure plutôt complexe représentée par le corps vertébral, l'arc vertébral, les facettes articulaires, les processus transverses et le processus épineux (Oxland, 2016). La Figure 1.2 présente les vues supérieure, postérieure et latérale d'une vertèbre. Sur le côté antérieur de la vertèbre, on retrouve le corps vertébral dont la partie interne se compose d'un réseau d'os spongieux tandis qu'une couche d'os cortical permet la formation d'une coquille rigide autour de la région spongieuse. L'arc vertébral, quant à lui, est situé postérieurement par rapport à la vertèbre. Il est constitué de pédicules et de lames vertébrales et permet de former le canal neural, dans lequel la moelle épinière s'insère. En ce qui concerne les facettes articulaires, celles-ci assurent deux rôles de base dans la biomécanique de la vertèbre (Izzo, Guarnieri, Guglielmi, & Muto, 2013). Dans un premier temps, elles s'occupent de contrôler la direction ainsi que l'amplitude des mouvements de la colonne. Dans un deuxième temps, les facettes permettent le partage et la répartition des contraintes mécaniques à travers les structures anatomiques du rachis. Pour un fonctionnement adéquat de la colonne vertébrale, il doit exister une symétrie spatiale des facettes articulaires. En effet, Izzo (2013) soulève le fait qu'une asymétrie à ce niveau pourrait induire une instabilité de la colonne et éventuellement provoquer une dégénérescence précoce des facettes et des disques. Finalement, les processus transverses et le processus épineux agissent comme points d'ancrage auxquels les muscles et les ligaments peuvent s'attacher. L'anatomie des vertèbres leur permet donc de résister aux compressions, étant donné qu'elles sont principalement exposées à ce type d'effort. Il est intéressant de noter le fait que cette résistance en compression croît le long du rachis. Cela se traduit par une section transverse moindre au niveau cervical qui atteint une surface maximale au niveau du rachis lombaire. Pour finir, les vertèbres sont unies par des disques intervertébraux qui permettent le mouvement de la colonne vertébrale dans différents axes.

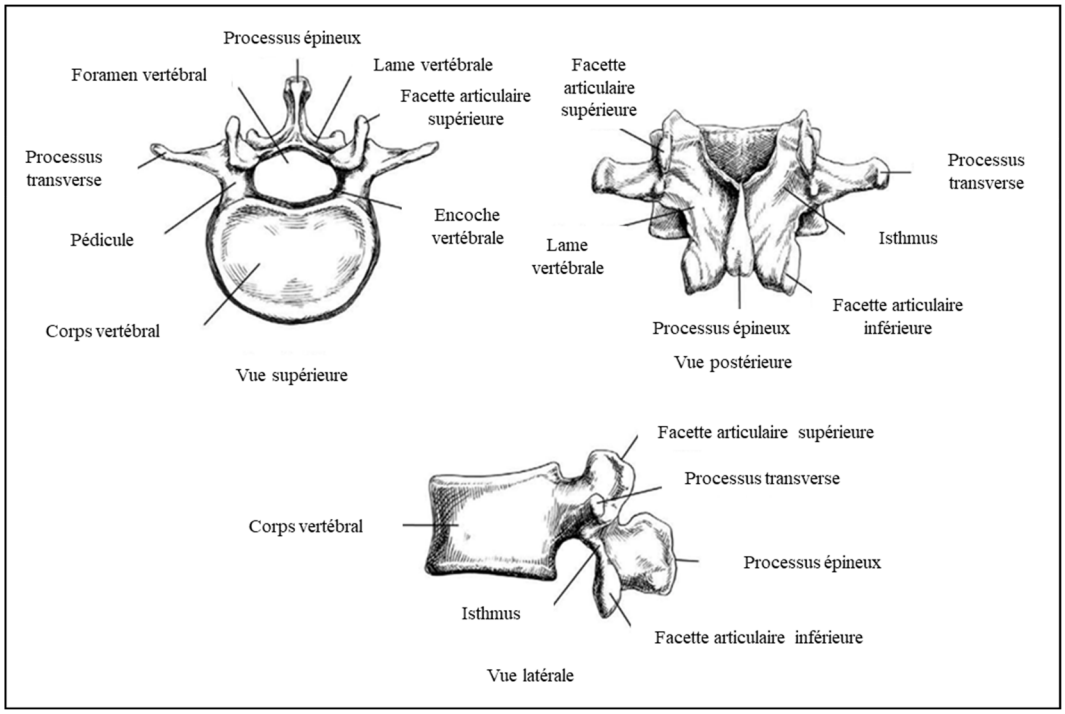


Figure 1.2 Vues supérieure, postérieure et latérale d'une vertèbre
Adaptée de Ebraheim, Hassan, Lee, et Xu (2004)

1.1.2 Disques intervertébraux

Les disques intervertébraux ont aussi une partie interne et une partie externe, comme les vertèbres. La Figure 1.3 met en évidence les coupes sagittale et transverse des vertèbres et du disque. D'une part, le noyau pulpeux, situé au cœur du disque, possède des propriétés mécaniques semblables à celles d'un fluide. Le comportement fluidique du nucléus contribue à la résistance en compression des disques intervertébraux (Adams & Dolan, 2005). Cependant, Oxland (2016) soulève le fait que cette caractérisation est valable que pour des faibles taux de chargement. Selon lui, le noyau agit plutôt comme un solide lorsque le taux de chargement est plus rapide. D'autre part, les anneaux fibreux composent la périphérie du disque. Ces derniers sont disposés de manière concentrique et permettent également au disque de résister aux forces compressives. Ces couches concentriques sont des fibrocartilages composés de collagènes de type I et II. On retrouve plutôt le collagène de type I dans les anneaux fibreux externes, car ils nécessitent une plus grande résistance. Le disque possède également des plateaux cartilagineux

qui recouvrent les faces supérieure et inférieure. Ces plateaux font la liaison entre les vertèbres et les disques. Donc, le comportement mécanique des disques intervertébraux permet le mouvement de la colonne dans les différents plans anatomiques. Or, il existe des structures qui vont résister aux mouvements de la colonne de manière à restreindre son amplitude de mouvement : les ligaments.

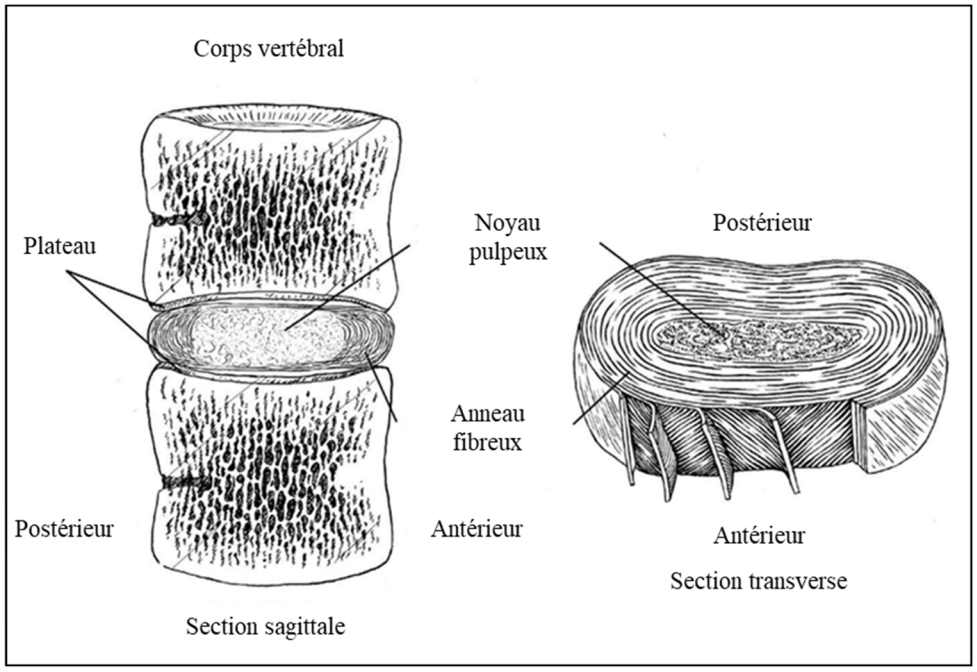


Figure 1.3 Coupes sagittale et transverse des vertèbres et du disque
Adaptée de Ebraheim *et al.* (2004)

1.1.3 Ligaments

Les ligaments contribuent principalement à la stabilisation de la colonne vertébrale et sont illustrés à la Figure 1.4. Les ligaments présents sur la colonne vertébrale sont : ligament longitudinal antérieur (ALL), ligament longitudinal postérieur (PLL), ligament *flavum* (LF), ligament inter-épineux (ISL), ligament supra-épineux (SSL), ligament inter-transverse (ITL) et ligament capsulaire des facettes (FCL). Les ligaments ALL et PLL s'étendent tout au long de la colonne et couvrent les vertèbres et disques sur les faces antérieure ou postérieure. Ils ont des rôles qui s'opposent, c'est-à-dire que le ligament ALL résiste au mouvement d'extension

tandis que le ligament PLL résiste à la flexion. Le ligament *flavum* se démarque par le fait qu'il est plus épais que les autres structures ligamentaires, surtout au niveau lombaire (Ebraheim *et al.*, 2004). Il fait la connexion entre les lames vertébrales de deux vertèbres adjacentes. Les processus transverses sont reliés par le ligament ITL, situé aux extrémités latérales et les processus épineux sont connectés à l'aide des ligaments postérieurs, soit ISL et SSL. Le ligament FCL, quant à lui, recouvre les facettes articulaires ce qui leur permet de glisser l'une sur l'autre. Il permet également de limiter les mouvements lors d'une rotation axiale (Naserkhaki, Arjmand, Shirazi-Adl, Farahmand, & El-Rich, 2018).

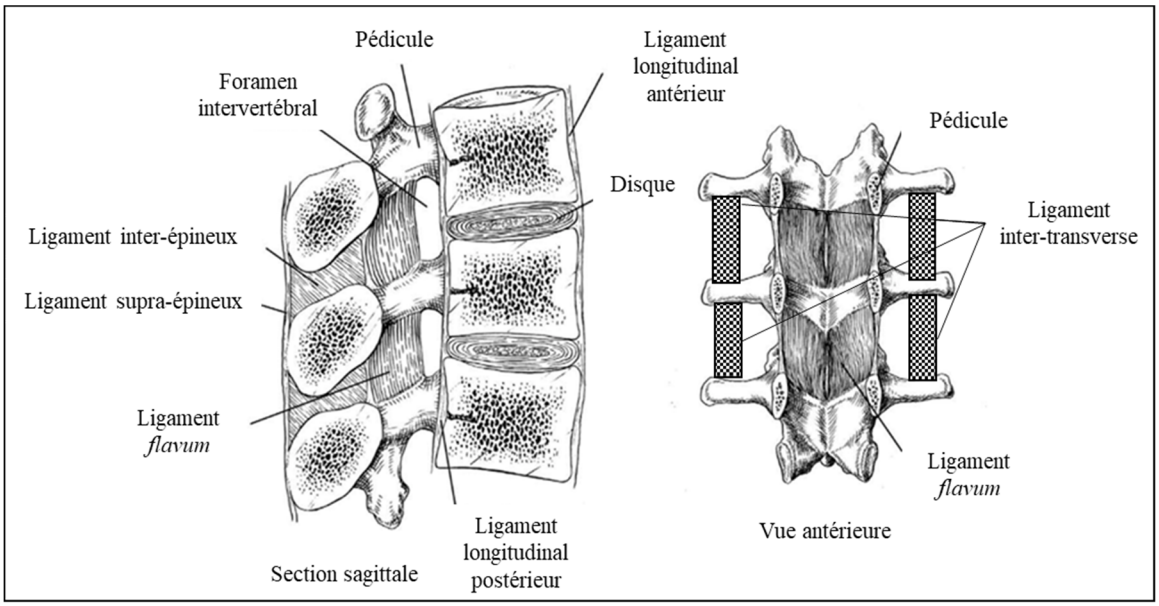


Figure 1.4 Coupe sagittale et vue antérieure d'un segment de la colonne vertébrale
Adaptée de Ebraheim *et al.* (2004)

1.2 Pathologie de la colonne vertébrale et traitement

La section 1.1 a permis au lecteur de se familiariser avec l'anatomie de la colonne vertébrale en décrivant les structures qui la composent. Différentes pathologies peuvent affecter le comportement biomécanique de la colonne vertébrale telles que la scoliose, la sténose spinale et l'ostéoporose. Or, la section qui suit se concentre davantage sur une pathologie en particulier,

soit la dégénérescence discale. Elle présente aussi la technique de fusion vertébrale qui est un traitement couramment utilisé en milieu clinique.

1.2.1 Dégénérescence discale

La biomécanique et la stabilité de la colonne vertébrale peuvent être altérées à cause de la dégénérescence discale. La discopathie dégénérative est une pathologie manifestée par la dégénérescence des disques intervertébraux et son niveau de dégradation est défini sur une échelle de un à cinq (*voir* Figure 1.5), selon la classification de Pfirrmann (Farshad-Amacker, Farshad, Winklehner, & Andreisek, 2015). Cette détérioration de la colonne vertébrale est principalement causée par le vieillissement naturel. Toutefois, certaines activités physiques peuvent contribuer à l'usure des disques intervertébraux et ainsi accélérer leur dégénérescence. Cela réduit l'espace entre les vertèbres ce qui peut mener à une hernie discale. Celle-ci est décrite comme étant une compression anormale du disque intervertébral pouvant entraîner une pression sur les nerfs rachidiens (radiculopathie) ou sur la moelle épinière (myélopathie). Selon le segment affecté, cela peut causer des douleurs au niveau cervical, thoracique ou lombaire qui peuvent même s'irradier jusqu'aux bras (cervicobrachialgie) ou aux jambes (sciatiques). D'après une étude menée sur une cohorte de 975 participants, Teraguchi (2014) observe que la prévalence de la dégénérescence discale chez les hommes et femmes âgés de moins de 50 ans est de 71% et 77%, respectivement (Teraguchi *et al.*, 2014). En ce qui concerne les personnes âgées de plus de 50 ans, le risque de présenter une détérioration discale est au-dessus de 90%. Aussi, l'auteur soulève le fait que les disques intervertébraux C5-C6 et L4-L5 sont les plus à risque de subir une dégénérescence. Cette étude permet donc de témoigner de la grande taille de la population touchée par cette pathologie.

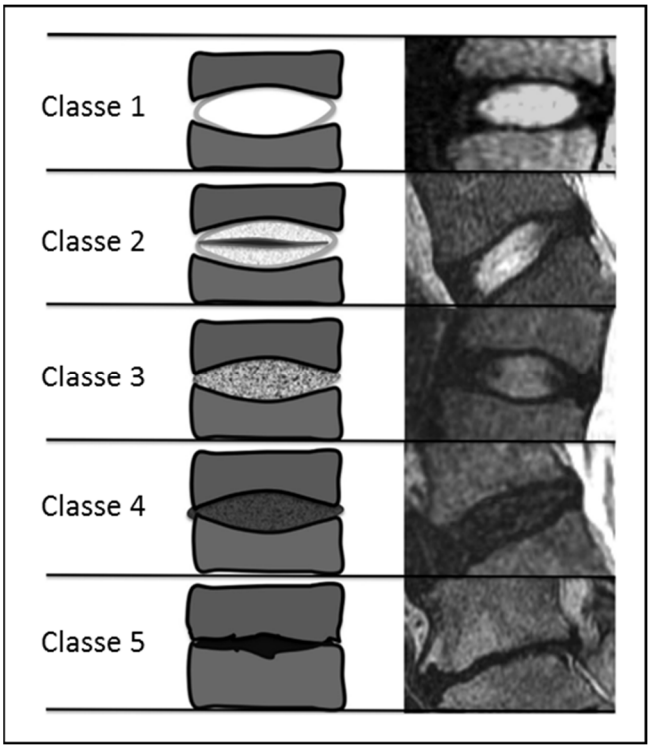


Figure 1.5 Classification de la dégénérescence discale selon l'échelle de Pfirrmann
Adaptée de Farshad-Amacker *et al.* (2015)

1.2.2 Fusion vertébrale

Un des traitements utilisés pour pallier ce problème est la fusion des vertèbres. La fusion lombaire est une procédure qui implique l'insertion d'une cage intervertébrale dans le segment traité, permettant aux vertèbres d'avoir un espacement favorable. La cage sert donc de support autour duquel le remodelage osseux peut se faire dans le but de fusionner les vertèbres. Les articles recensés mentionnent le fait que cette intervention est le « *gold standard* » lorsqu'il est question de traiter des patients ayant une dégénérescence discale (Serra *et al.*, 2016; Saifi *et al.*, 2019). Cette intervention, dont l'efficacité a été prouvée à travers le temps, se fait uniquement dans le cas où les traitements conservateurs ne sont pas jugés efficaces après les premiers mois et que les douleurs persistent. Ces traitements incluent des exercices de physiothérapie, des médicaments antidouleurs ou des injections d'anesthésique locale (Centeno *et al.*, 2017). Or, quelques auteurs soulèvent le fait que la fusion des vertèbres peut avoir des conséquences

nuisibles sur les segments adjacents au disque traité. Ils croient que la perte de mobilité induite peut promouvoir la détérioration des disques avoisinants. En fait, une étude portée sur 283 patients conclut que le risque de développer une dégénérescence discale des segments adjacents est plus élevé chez les personnes ayant subi une fusion des vertèbres cervicales (Wang, Ma, Yang, Yang, & Ding, 2017). En ce qui concerne la fusion lombaire, une étude rétrospective sur 1000 patients indique que l'incidence d'une détérioration des segments adjacents est de 9% dans leur échantillon (Okuda *et al.*, 2018). Cela peut nécessiter une seconde opération afin de traiter ces disques malades. Une autre étude effectuée sur 106 patients ayant subi une fusion cervicale supporte également ce propos (Lundine, Davis, Rogers, Staples, & Quan, 2014). À la suite d'évaluations radiographiques, Lundine (2014) a observé une dégénérescence plus élevée au niveau des disques adjacents à celui traité. En revanche, il note aussi le fait que ces disques présentaient des signes de détérioration avant la chirurgie. Bref, la fusion vertébrale demeure un traitement « *gold standard* ». Pour ce qui est de la cage intervertébrale, elle fera l'objet de la section suivante, qui détaille son utilisation pour la fusion lombaire.

1.3 Cage intervertébrale

La cage intervertébrale est un implant orthopédique principalement utilisée pour la fusion lombaire afin de traiter la dégénérescence discale. L'insertion de cette cage peut se faire selon une multitude d'approches et utilise divers instruments. Il existe également différents types de matériaux pouvant composer cet implant.

1.3.1 Approches chirurgicales pour la fusion lombaire

La fusion lombaire consiste à retirer certaines structures du segment vertébral traité telles que le noyau pulpeux, l'anneau fibreux et les ligaments afin de permettre l'insertion de la cage. Cela permet de soulager les douleurs ressenties par les personnes atteintes de discopathie dégénérative. Dépendamment du chirurgien, la fusion lombaire peut être effectuée suivant une approche antérieure (ALIF), oblique (OLIF), latérale (LLIF), transforaminale (TLIF) ou postérieure (PLIF) tel qu'illustré dans la Figure 1.6. Dans sa revue systématique, Mobbs (2016)

fait la comparaison entre ces différentes techniques afin de soulever les avantages et inconvénients de chacune d'entre elles. À partir de son étude, l'auteur a su émettre des recommandations selon le niveau traité du segment lombaire. Or, il s'avère que pour le segment vertébral L4-L5, les approches postérieure et transforaminale sont privilégiées. Cependant, les techniques suivant une approche antérieure, oblique ou latérale peuvent également être appropriées. Différentes structures du rachis seront alors sectionnées, en fonction de la méthode choisie.

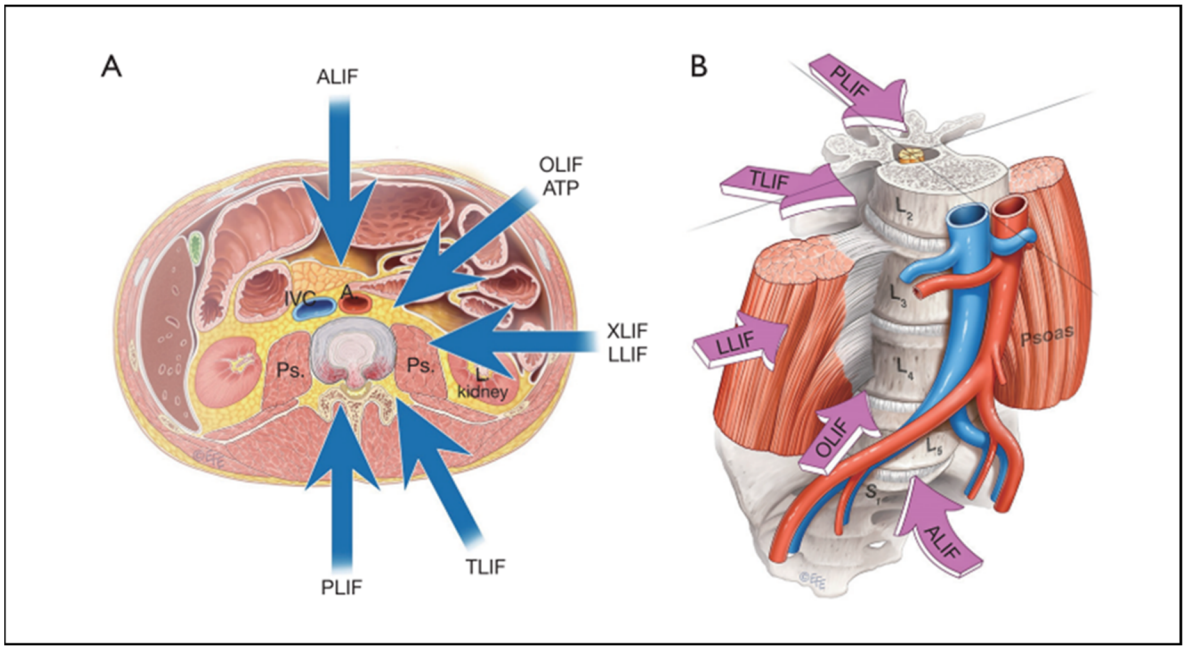


Figure 1.6 Différentes approches pour effectuer une fusion lombaire : vue transverse (A) et vue isométrique (B)
Tirée de Mobbs, Phan, Malham, Seex, et Rao (2015)

1.3.2 Instrumentation nécessaire à la fusion lombaire

La fusion lombaire utilise différents instruments qui ont chacun un rôle qui leur est propre (*voir* Figure 1.7). D'abord, l'insertion de la cage intervertébrale permet de rétablir l'espace naturel entre deux vertèbres. Cela décompresse la colonne vertébrale et allège les douleurs lombaires et les sciatiques ressenties par le patient. La cage joue aussi le rôle de contenant dans lequel la greffe osseuse est disposée. Cela permet alors à la greffe de croître dans un environnement

stable et restreint, ce qui permet le remodelage osseux et ultimement la fusion des vertèbres. Dans certains cas, des instrumentations postérieures peuvent aussi être posées. Cela est fait dans le but d'améliorer la stabilité de la colonne à la suite de l'opération. Les composantes principales de ces instrumentations sont des vis et tiges orthopédiques. Les vis servent de points d'ancrage dans lesquels les tiges vont s'insérer pour éviter qu'il y ait des mouvements anormaux et excessifs pouvant nuire à la fusion lombaire. En effet, l'os tend à mieux croître dans un environnement où il y a peu de mouvements (Ullrich, 2009).

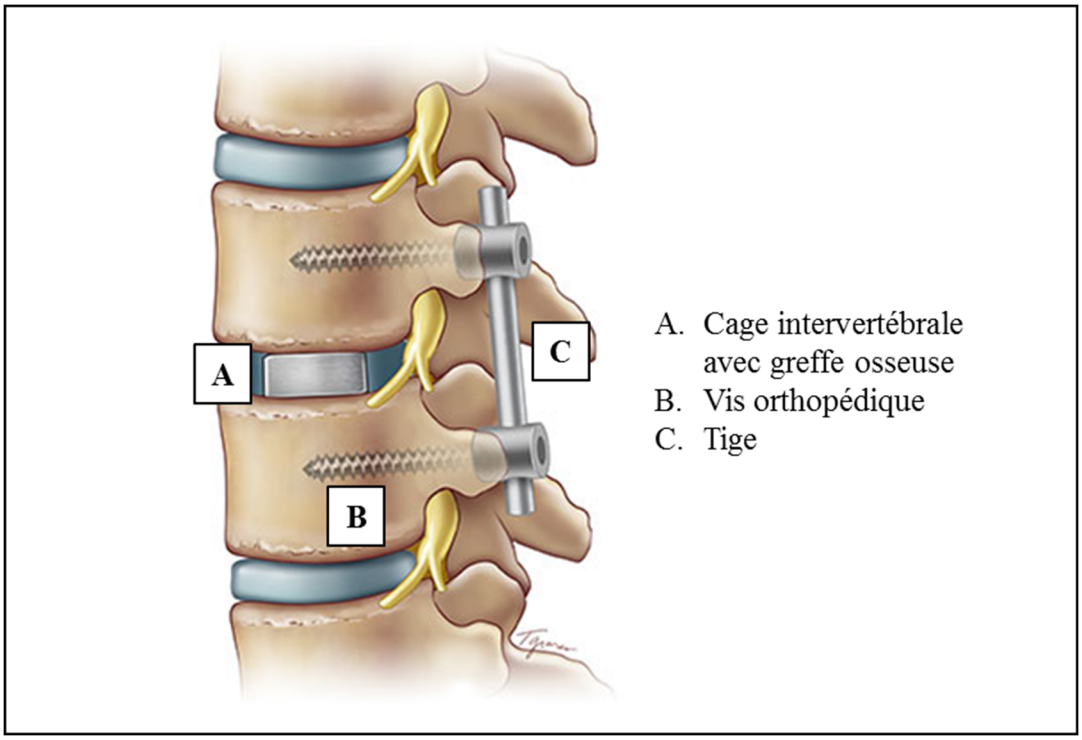


Figure 1.7 Fusion lombaire utilisant (A) une cage intervertébrale avec greffe osseuse, (B) des vis orthopédiques et (C) des tiges
Adaptée de WeillCornellBrainandSpine (2019)

1.3.3 Type de matériaux, biocompatibilité et propriétés mécaniques

Le Tableau 1.1 résume les propriétés mécaniques, avantages et inconvénients des différents matériaux détaillés dans cette section. Le choix concernant les matériaux utilisés pour la cage

intervertébrale est important étant donné que l'implant est inséré dans le corps humain de manière définitive. Leurs propriétés doivent donc être adéquates si l'on veut éviter le rejet ou la rupture de l'implant. En d'autres mots, la biocompatibilité et les propriétés mécaniques du matériau sont des facteurs clés afin d'assurer la réussite de l'opération. Selon la revue systématique émise par Jain (2016), les deux principaux matériaux utilisés pour les cages intervertébrales sont le titane sous la forme d'un alliage (Ti6Al4V) et le polyétheréthercétone (PEEK) (Jain, Eltorai, Ruttiman, & Daniels, 2016).

1.3.3.1 Cages fabriquées en Ti6Al4V

En ce qui concerne les cages en titane, elles sont reconnues pour avoir une faible densité ainsi qu'une forte résistance à la corrosion. Ces caractéristiques sont favorables pour la fusion vertébrale puisqu'elles démontrent une biocompatibilité appropriée, minimisant ainsi les risques de rejet par le système immunitaire. De plus, il existe différentes techniques de traitement de surface pouvant être appliquées sur le titane afin d'améliorer l'ostéointégration et les liaisons entre l'implant et les cellules osseuses. Par exemple, il est observé qu'un revêtement d'hydroxyapatite est favorable à l'adhésion de l'os sur l'implant (Gu *et al.*, 2016). Cela est dû au fait qu'il y a une augmentation du nombre de fibroblastes autour de la cage, ce qui attribue une meilleure stabilité à l'implant. Quant aux propriétés mécaniques du Ti6AlV4, son E est significativement élevé, soit de 110 GPa comparativement à celui de l'os trabéculaire, qui est de 0,1 GPa. À long terme, il est possible que cette différence accrue de rigidité entraîne des problèmes de *stress-shielding*.

1.3.3.2 Cages fabriquées en PEEK

Pour ce qui est des cages à base de PEEK, elles ont la particularité d'être radio-transparentes. Cela signifie alors que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) peut être utilisée pour faire le suivi du patient, si nécessaire. Cela n'est pas le cas pour les implants faits en titane étant donné que les métaux interfèrent avec ce type d'imagerie. Le PEEK offre une biocompatibilité adéquate étant donné sa nature bioinerte. Autrement dit, le corps humain ne le considère pas comme étant un corps étranger. Cependant, cela peut s'avérer être inconvénient parce que les

tissus environnants n'interagissent pas avec le PEEK, ce qui se traduit par l'absence d'adhésion entre la greffe osseuse et la cage. Cette faible ostéointégration peut ainsi affecter la stabilité à long terme de ce type d'implant (Y. H. Lee *et al.*, 2016). Cependant, Chen (2001) confirme que les cages PEEK offrent des meilleurs résultats cliniques à long terme par rapport aux résultats des cages en titane. L'auteur attribue ce plus haut taux de succès à une meilleure restauration de la hauteur naturelle du disque et à une rigidité des cages PEEK qui est semblable à celle de l'os, c'est-à-dire entre 3-4 GPa (C.-S. Chen, Cheng, Liu, & Lo, 2001).

1.3.3.3 Matériaux à caractère innovant appliqués sur des cages

D'autre part, l'article de Jain (2016) mentionne aussi quelques chercheurs qui s'intéressent à d'autres types de matériaux tels que le nitrure de silicium ou le polymère de magnésium biodégradable, pouvant éventuellement remplacer le titane et le PEEK. Kersten (2014), par exemple, étudie le nitrure de silicium, car ce dernier possède des caractéristiques importantes telles que sa biocompatibilité et son ostéoconductivité. Il soulève le fait que ce biomatériau pourrait offrir des performances supérieures à celles du PEEK (Kersten *et al.*, 2014). D'autres auteurs, comme Daentzer (2014), sont plutôt axés vers la recherche d'un matériau à caractère innovant. Son étude fait la comparaison entre une cage biodégradable et une greffe osseuse dans un modèle animal. À la suite de ses expériences, il identifie la faible ostéointégration du magnésium comme problème principal. Il observe aussi une rigidification de la cage en magnésium, soit un comportement indésirable pour la fusion vertébrale (Daentzer *et al.*, 2014). Selon Jain (2016), une cage idéale serait fabriquée à partir d'un matériau biodégradable, qui favorise l'ostéointégration et qui possède un E du même ordre de grandeur que celui de l'os. À cela, Kang (2013) ajoute que la dégradation du biomatériau devrait coïncider avec le regain de stabilité mécanique issu de la croissance osseuse (Kang, Hollister, La Marca, Park, & Lin, 2013). En somme, les cages en titane ou en PEEK semblent être les plus communes tandis qu'il y a encore des recherches supplémentaires à faire en ce qui concerne les biomatériaux à caractère innovant tels que le nitrure de silicium ou l'alliage de magnésium biodégradable.

Tableau 1.1 Résumé des matériaux d'intérêt pour la cage intervertébrale

Matériau	E (GPa)	Avantages	Inconvénients
Ti6Al4V	110	Faible densité	Rigidité élevée : problèmes de *stress-shielding*
		Forte résistance à la corrosion	
		Biocompatible	Radio-opaque
		Possibilité de traitement de surface	
PEEK	3-4	Radio-transparent	Bioinerte
		Biocompatible	
		Meilleure restauration de l'espace intervertébral	Faible ostéointégration
		Faible rigidité : semblable à celle de l'os (0,1 GPa)	
Nitrure de silicium	-	Biocompatible	Recherches insuffisantes
		Meilleure ostéoconductivité	
Alliage de magnésium biodégradable	-	Biodégradable	Faible ostéointégration
			Rigidification de la cage
			Recherches insuffisantes

1.3.4 Risques et problèmes liés aux cages intervertébrales

Dans la littérature, il est possible de cerner différents risques et problèmes liés aux cages intervertébrales. Tel que mentionné précédemment, le risque le plus important est le rejet de l'im-

plant par le système immunitaire du patient, d'où la pertinence d'utiliser un matériau biocompatible. Ensuite, la disparité entre la rigidité de la cage intervertébrale et celle de l'os représente également un problème, soit le *stress-shielding*. Le *stress-shielding* est un phénomène récurrent pour tout implant orthopédique. En fait, plus l'écart de rigidité entre l'implant et l'os d'intérêt est grand, plus il est difficile pour l'os de se remodeler. Ceci est expliqué par le fait que l'implant supporte la majorité des charges mécaniques. Une résorption osseuse, dite ostéopénie, a donc lieu, sachant que l'os doit être stimulé pour permettre son remodelage. Une distribution efficace et optimale des forces mécaniques est ainsi nécessaire pour éviter ce genre de problème. Kang (2013) observe dans son étude que les cages métalliques sont souvent assujetties au phénomène de *stress-shielding* puisqu'elles sont trop rigides. À l'opposé, un implant qui n'est pas assez rigide pose également un problème. Au sujet des cages biodégradables, Kang (2013) soulève les risques indésirables quant à un échec prématuré dû à une faible rigidité et à une dégradation *in vivo* trop rapide pouvant mener à la rupture du dispositif médical. D'autres auteurs soulèvent des risques post-op comme une migration (*voir* Figure 1.8) ou un affaissement de la cage intervertébrale avant la stabilisation primaire de celle-ci (Tsuang *et al.*, 2009; Y. H. Lee *et al.*, 2016). Une migration de la cage peut être due à une instabilité du segment vertébral causée par l'absence d'instrumentation postérieure ou le retrait d'un volume trop élevé d'os lors de la chirurgie (J. G. Lee, Lee, Kim, & Shin, 2013). Une cage ayant une géométrie non-compatible avec l'espace intervertébral peut aussi entraîner des problèmes de migration. Il est à noter qu'une migration postérieure de la cage peut exercer une pression sur les nerfs rachidiens. En ce qui concerne les affaissements de la cage, ceux-ci sont caractérisés par une migration de l'implant à l'intérieur des vertèbres adjacentes. Des mauvaises interactions entre la cage et les plateaux cartilagineux sont principalement la cause lors d'un affaissement de la cage. Or, il est à noter que le plateau caudal est plus susceptible à subir un affaissement, étant donné qu'il est plus faible que le plateau crânien (Malham, Parker, Blecher, & Seex, 2015). Bref, des impacts négatifs peuvent survenir lorsqu'un choix inapproprié est effectué par rapport au matériau utilisé et au design de la cage.

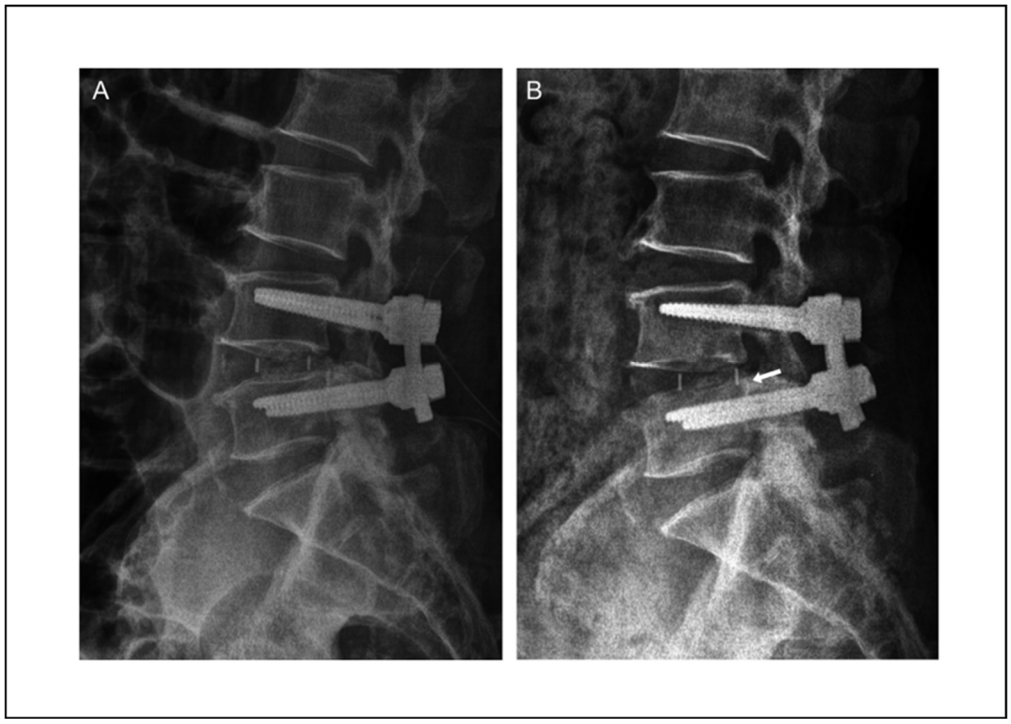


Figure 1.8 Cage intervertébrale insérée au niveau L4-L5 (A) avant et (B) après migration et affaissement
Tirée de M. K. Park *et al.* (2019)

1.3.5 Évolution des cages intervertébrales

Il est intéressant de visualiser l'évolution des cages intervertébrales depuis leur popularisation dans le contexte de la fusion vertébrale. Les premières itérations de cages sont apparues dans le but de comparer l'utilisation d'une greffe osseuse accompagnée d'une cage et l'utilisation d'une greffe osseuse sans instrumentation supplémentaire. À la suite de ces études, les chercheurs observent les nombreux avantages de la cage intervertébrale pour la procédure chirurgicale, soit un meilleur soulagement des douleurs post-op, un séjour raccourci à l'hôpital, un plus faible risque de complications ainsi qu'un plus grand taux de succès (Jain *et al.*, 2016). Les cages à vis filetée fabriquées en alliage de titane ont brièvement été présentes dans les années 90 (*voir* Figure 1.9 (A) et (B)). Cependant, les chercheurs ont cerné une problématique contraignante par rapport à ce type de cage. En fait, ils ont remarqué que la stabilité à la suite de l'insertion des cages de titane à vis filetée était peu satisfaisante, particulièrement lors du mouvement de flexion-extension. Ils observent également un plus grand risque d'affaissement

de l'implant. Ensuite, dans les débuts des années 2000, l'usage de cages prismatiques en titane ou en PEEK est devenu plus populaire étant donné leur meilleure stabilité en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale (*voir* Figure 1.9 (C)). Jain (2016) affirme cependant que le design des cages intervertébrales nécessite toujours de l'optimisation en termes de stabilité globale pour minimiser les risques de complications post-op et ainsi améliorer le taux de réussite quant à la fusion vertébrale. Aujourd'hui, certaines cages possèdent des dents de scie sur leurs surfaces supérieure et inférieure afin de limiter le risque de migration (*voir* Figure 1.9 (D) et (E)). Ce concept semble logique puisque le coefficient de friction entre l'implant et les plateaux vertébraux est plus élevé, s'opposant ainsi au mouvement de glissement. D'autres cages, quant à elles, sont conçues avec des régions poreuses (*voir* Figure 1.9 (F) et (G)). D'une part, la porosité permet de réduire le E de l'implant pour s'approcher à celui du tissu osseux; les complications liées au *stress-shielding* sont alors moindres. D'autre part, les pores de l'implant augmentent la surface de contact entre la cage et la greffe osseuse. Cela a pour effet d'améliorer à la fois la stabilité et l'ostéointégration de l'implant (Kang *et al.*, 2013; Y. H. Lee *et al.*, 2016). Les cages plus récentes présentent aussi une extrémité avec une plus grande courbure, en forme de flèche. Cette caractéristique est apportée dans le but de faciliter l'insertion de l'implant dans l'espace intervertébral. En somme, il est possible de tracer une ligne du temps permettant d'étudier l'évolution des cages et de mieux comprendre les différentes caractéristiques incorporées dans chacun des designs.

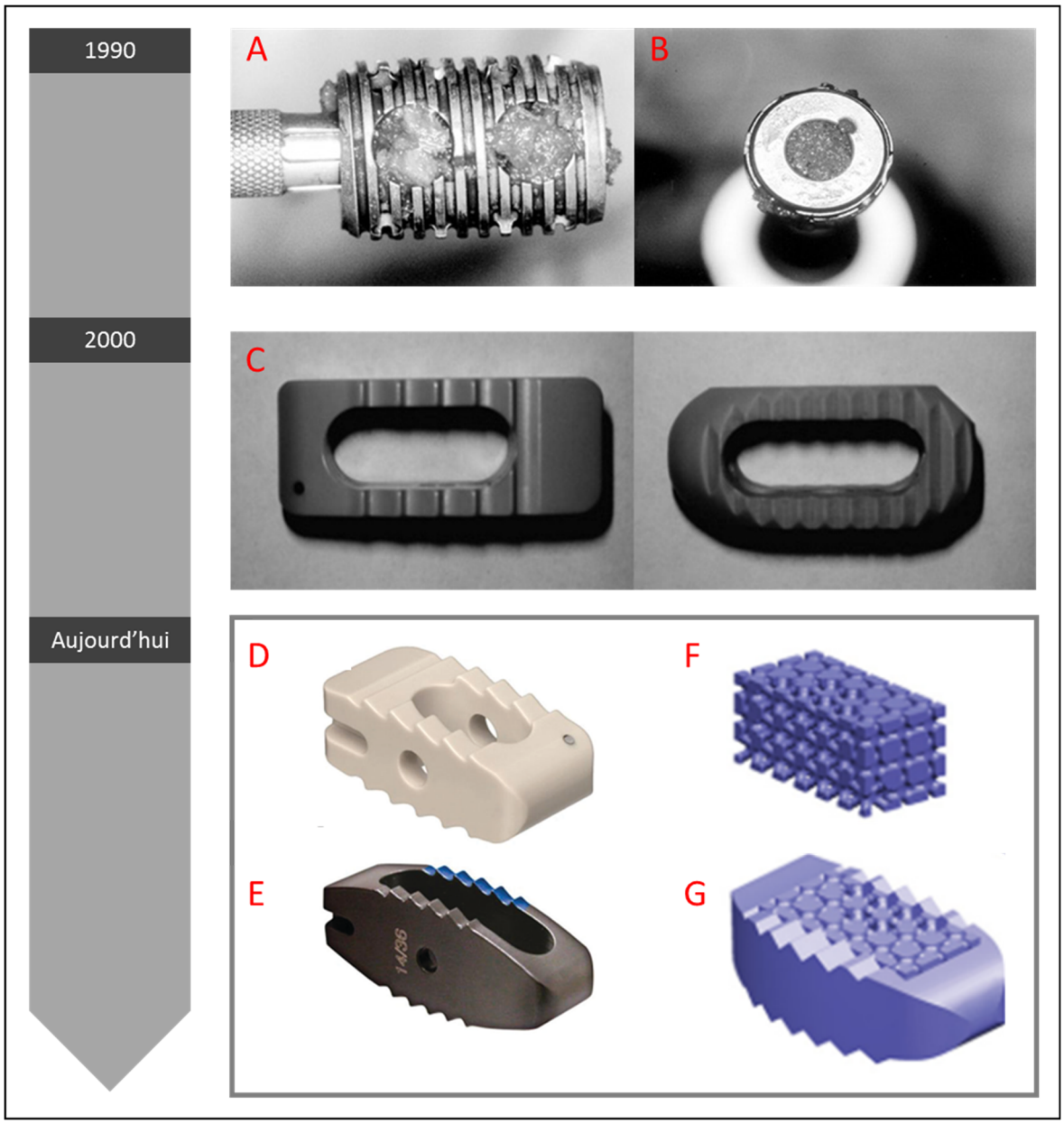


Figure 1.9 (A) Vue latérale de la cage à vis filetée avec greffe osseuse, (B) entrée permettant l'insertion de la greffe osseuse, (C) exemples de cages prismatiques, cages avec dents de scie en (D) PEEK et en (E) titane, (F) conception d'un matériau poreux et (G) design de cage poreuse avec dents de scie
Adaptée de Dickman (1997), Cho, Wu, Mehbod, et Transfeldt (2008), Kang *et al.* (2013) et Jain *et al.* (2016)

1.3.6 Conception de cages novatrices par fabrication additive

Le développement et l'amélioration continue de la fabrication additive popularisent l'utilisation de ses techniques dans plusieurs domaines, dont celui de l'orthopédie. La section qui suit décrit les avantages apportés par une des méthodes de fabrication additive, soit le *selective laser melting* (SLM). L'intérêt de son application en milieu médical est aussi présenté.

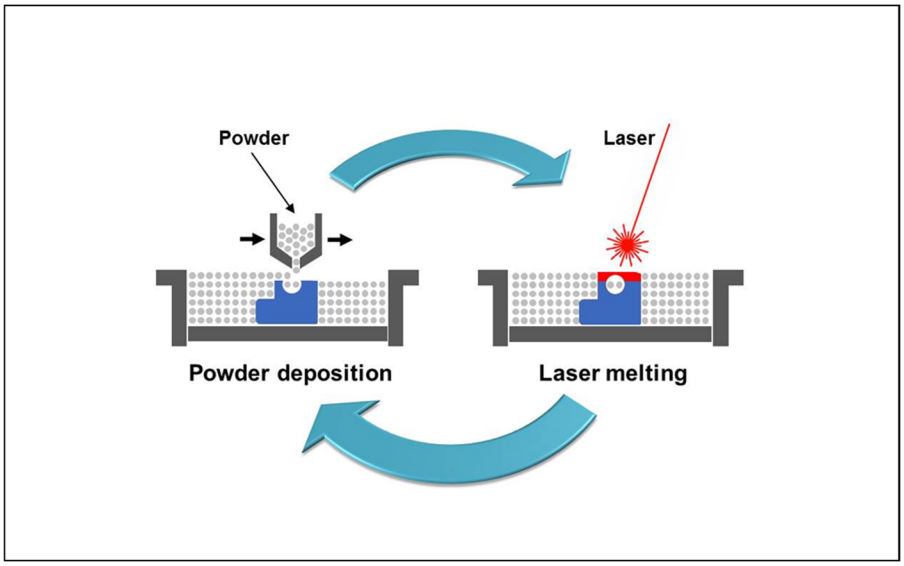


Figure 1.10 Principe de la méthode de SLM
Tirée de ProtoShape (2019)
https://www.protoshape.ch/en/selective-laser-melting-technologie/
(Consulté le 23 septembre 2019)

Le principe de la fabrication additive est illustré à la Figure 1.10. Il se base sur l'utilisation d'un laser pour fusionner une poudre métallique telle que le Ti6Al4V afin de créer un objet à partir d'un modèle numérique conçu par un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO). Cette méthode permet de fabriquer, couche par couche, des structures ayant un design complexe avec une résolution de l'ordre de 50 microns (Cain, 2019). Mis à part sa haute résolution, la fabrication additive par SLM offre d'autres avantages. Si l'on désire améliorer le produit, il suffit de modifier le fichier CAO initialement développé, ce qui accélère le processus de réitération. Par la suite, la méthode de SLM permet d'obtenir des cages ayant une surface plus rugueuse. Or, il est démontré dans la littérature que la rugosité joue un rôle positif en ce

qui a trait à la fixation primaire de la cage (Thompson *et al.*, 2016). Avec la fabrication additive, il devient possible d'incorporer la porosité dans les cages intervertébrales. D'ailleurs, de plus en plus de cages poreuses sont développées dans l'industrie biomédicale (*voir* Figure 1.11). Le SLM est ainsi avantageux par rapport aux méthodes conventionnelles qui ne permettent pas de fabriquer des structures poreuses. Par exemple, il est possible de fabriquer une cage avec une partie externe solide et des pores en forme de nid d'abeille (*voir* Figure 1.11 (A)) ou de sphères (*voir* Figure 1.11 (B)). La fabrication additive permet également de concevoir une cage entièrement poreuse (*voir* Figure 1.11 (C)). Ceci est pertinent étant donné que la littérature indique que les réseaux de pores améliorent l'ostéoconductivité de l'implant, car elles permettent aux cellules osseuses de croître à travers ce dernier (McGilvray *et al.*, 2018; C. Chen *et al.*, 2019). Cette optimisation de la croissance osseuse augmente le taux de réussite quant à la fusion lombaire et assure une meilleure fixation à long terme. Une autre raison pour laquelle les cages poreuses sont d'intérêt pour la fusion est le fait qu'elles peuvent avoir des propriétés mécaniques semblables à celles de l'os. Cela permet d'avoir une distribution des contraintes plus uniforme dans le segment vertébral. Ceci représente un avantage parce qu'on diminue les risques qu'il y ait une concentration de contraintes trop élevée, ce qui peut mener à une rupture de la cage, des vis orthopédiques ou même des structures osseuses. À cela il est important d'ajouter le fait qu'il n'existe actuellement aucune étude clinique sur les cages poreuses conçues par fabrication additive, à notre connaissance. En fait, les bénéfices des cages poreuses mentionnés précédemment découlent d'études animales telles que celles menées par McGilvray (2018) et de Chen (2019). L'objectif commun des deux auteurs est d'étudier le potentiel des cages poreuses conçues par fabrication additive. L'étude de McGilvray (2018) consiste à insérer une cage poreuse dans la colonne vertébrale d'un modèle ovin tandis que celle de Chen concerne l'insertion de l'implant au niveau du tibia d'un modèle canin. Étant donné les comportements biomécaniques similaires entre les structures osseuses de l'être humain et celles d'un modèle ovin, McGilvray (2018) affirme qu'il est acceptable d'émettre l'hypothèse que les résultats obtenus dans son étude peuvent se reproduire dans un groupe de sujet humain. En somme, les cages novatrices conçues par fabrication additive semblent être une alternative prometteuse vis-à-vis les cages solides utilisées présentement pour la fusion lombaire en milieu clinique.

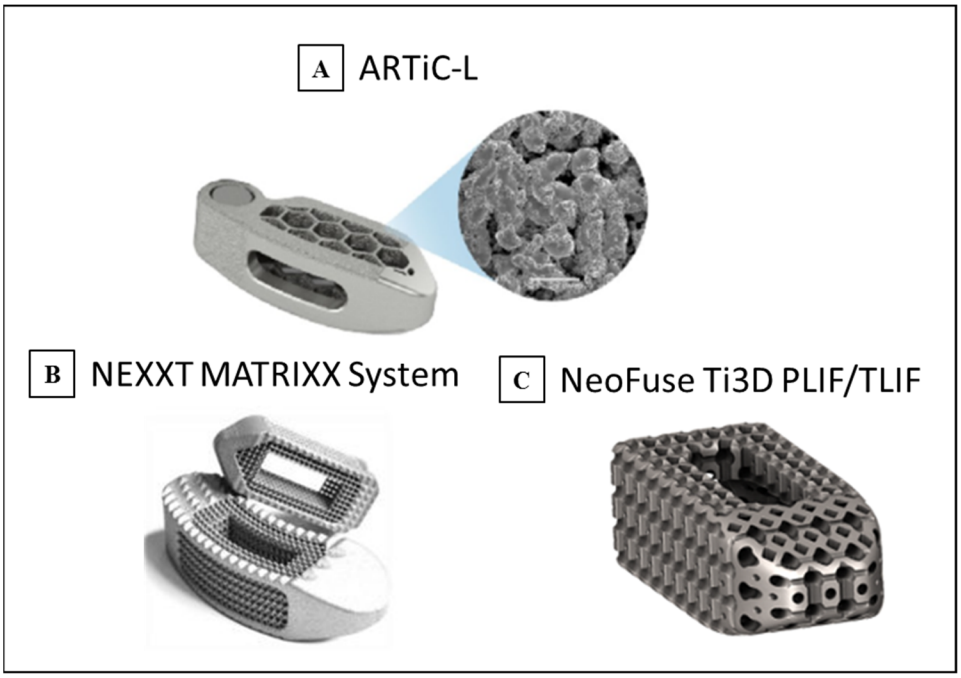


Figure 1.11 Exemples de cages avec un matériau poreux et novateur
Adaptée de SPINEMarketGroup (2019)
http://www.thespinemarketgroup.com/category/3d-ifc/
(Consulté le 23 septembre 2019)

1.3.7 Protocoles expérimentaux pour l'évaluation des implants de la colonne

Étant donné la nature de la cage intervertébrale, il est primordial de tester la sécurité et l'efficacité de son utilisation avant de procéder à l'implantation. La biocompatibilité du matériau est d'abord évaluée, car elle est l'une des causes principales du rejet de l'implant (Goel, Panjabi, Patwardhan, Dooris, & Serhan, 2006). Pour ce faire, les chercheurs utilisent des modèles animaux afin d'étudier la réponse cellulaire provoquée par le matériau testé. Ensuite, des tests mécaniques sont effectués dans le but de vérifier que l'implant puisse supporter les charges présentes *in situ*. En ce qui concerne les cages intervertébrales, elles doivent être en mesure de soutenir les charges mécaniques engendrées par les activités quotidiennes sur la colonne vertébrale. Ces tests peuvent être effectués d'une manière quasi-statique afin d'évaluer la résistance ultime de l'implant ou d'une manière dynamique dans l'optique de déterminer sa durée de vie.

Pour ce qui est des types de chargement utilisés au niveau expérimental, il existe trois protocoles permettant d'évaluer les implants de la colonne vertébrale : protocole de rigidité, protocole de flexibilité et protocole hybride (Goel *et al.*, 2006). Selon Goel *et al*. (2006), le choix du protocole utilisé sur les modèles intacts et instrumentés de la colonne est un sujet controversé dans la littérature.

D'abord, le protocole de rigidité consiste à appliquer un déplacement angulaire connu sur les modèles intacts et instrumentés de la colonne afin de mesurer les contraintes créées. Ce protocole assume alors que la mobilité de la colonne est maintenue à la suite de l'opération. Le protocole de rigidité vise donc à déterminer comment le modèle instrumenté redistribue les charges mécaniques après la chirurgie. Cependant, (Gonzalez-Blohm *et al.*, 2015) soulève que l'inconvénient majeur de ce protocole est le fait que les structures du modèle instrumenté peuvent être endommagées si l'on les soumet à un déplacement angulaire excessif.

À l'opposé, le protocole de flexibilité vise à mesurer les déplacements angulaires de la colonne vertébrale induites par l'application de moments purs. L'effet de l'implant sur la colonne vertébrale est donc évalué en identifiant les changements en termes de déplacements angulaires sur les modèles intacts et instrumentés. Panjabi (2007) soulève une limitation importante du protocole de flexibilité. Selon l'auteur, l'utilisation de moments purs ne permet pas d'évaluer l'effet de l'implant sur les segments adjacents. Ceci est dû au fait que les mêmes moments de force sont générés à tous les niveaux de la colonne.

Le protocole hybride, pour sa part, est similaire au protocole de flexibilité et comporte deux principales étapes. Dans un premier temps, des moments de force sont appliqués au modèle intact de la colonne afin de mesurer le déplacement angulaire. Dans un deuxième temps, on applique progressivement des moments de force sur le modèle instrumenté jusqu'à ce que l'on obtienne le même déplacement angulaire que pour le modèle intact. En principe, le protocole hybride permet d'évaluer l'effet de l'instrumentation sur les segments adjacents (Panjabi, 2007).

En somme, il existe différents protocoles expérimentaux pouvant être utilisés dans le but d'évaluer les implants de la colonne vertébrale. Cependant, les études *in vitro* et *in vivo* de cette envergure s'avèrent être des projets pouvant être couteux au niveau du temps et des ressources employés. À cet effet, les méthodes numériques peuvent être un outil intéressant afin de complémenter les résultats obtenus par les études expérimentales (Goel *et al.*, 2006).

1.4 Modélisation tridimensionnelle de la colonne vertébrale

La section 1.3 a présenté en détail la cage intervertébrale, son utilisation pour la fusion lombaire ainsi que les matériaux traditionnels ou modernes pouvant être utilisés pour sa fabrication. On constate alors que le domaine médical profite pleinement des avancées technologiques. En fait, plusieurs outils ont été développés pour améliorer les diagnostiques et les traitements possibles. Les techniques d'imagerie médicale de nos jours permettent de mieux comprendre les structures anatomiques du corps humain ainsi que les anomalies qui peuvent émerger. Les logiciels de modélisation tridimensionnelle et de simulation numérique s'avèrent être les plus intéressants dans le cadre de cette problématique. La méthode d'analyse par éléments finis, qui découle de ces outils, est utilisée par de nombreux chercheurs. Le potentiel de cette méthode réside dans le fait qu'il devient possible de simuler et d'étudier la colonne vertébrale sous différentes conditions. La pertinence et l'efficacité de l'analyse par éléments finis ont été explicitement démontrées à travers le temps (Fagan, Julian, & Mohsen, 2002; Rohlmann, Zander, Rao, & Bergmann, 2009; Schmidt, Galbusera, Rohlmann, & Shirazi-Adl, 2013; Campbell, Coombs, Rao, Rullkoetter, & Petrella, 2016). L'un des principaux avantages relevé dans la littérature est la possibilité d'obtenir des résultats numériques, simulant la réalité. Ainsi, il n'y a plus l'obligation d'utiliser des spécimens cadavériques dans certaines études. Cela permet alors la recherche et le développement d'implants difficiles à tester dans le contexte d'une étude clinique. La section qui suit présente alors les méthodes de modélisation et de simulation numérique étant donné qu'elles sont des outils intéressants permettant d'évaluer l'effet des implants dans un environnement contrôlé.

1.4.1 Reconstruction de la section lombaire

Globalement, le CT-scan semble être la technique d'imagerie favorisée pour obtenir des tranches transversales de la colonne vertébrale. Les auteurs mettent de l'avant la précision du CT-scan, leur permettant de reconstruire la section lombaire avec une distance de l'ordre de 1 mm entre chacune des coupes (Shih *et al.*, 2016). Avec cette résolution, les chercheurs effectuent la reconstruction tridimensionnelle à l'aide d'un logiciel de modélisation 3D. La première étape consiste à effectuer une segmentation sur chacune des radiographies prises pour extraire les structures pertinentes à l'étude. Plusieurs méthodes de segmentation existent afin d'optimiser ce processus. Ensuite, un ensemble de nuages de points est formé à partir de ces segmentations. À partir de ces données, il est désormais possible d'utiliser de la modélisation surfacique ou solide pour compléter la reconstruction du rachis. Cela permet alors d'obtenir un modèle numérique ayant une géométrie qui s'apparente au mieux à l'anatomie du rachis lombaire. La méthodologie décrite ci-dessus est sensiblement la même pour les différents auteurs (Schmidt, Kettler, *et al.*, 2007; Tsouknidas *et al.*, 2012; W. M. Park, Kim, & Kim, 2013).

1.4.2 Méthodes par éléments finis

Une fois que le modèle tridimensionnel du rachis lombaire est généré, les auteurs l'importent sur un logiciel de simulation numérique tel que ANSYS ou ABAQUS. Contrairement à la méthode concernant la reconstruction de la colonne par CT-scan, les techniques d'analyse et de simulation par éléments finis divergent d'un auteur à l'autre.

1.4.2.1 Maillage et choix des éléments

Avant même de commencer les simulations numériques, un maillage du modèle doit être effectué. Cette étape consiste à fractionner le rachis lombaire en éléments infinitésimaux, d'où l'appellation de la méthode actuelle. Le principe du maillage repose sur l'étude du comportement des éléments finis pour ensuite en extrapoler le comportement du modèle dans sa totalité. Il existe différents types d'éléments, les principaux étant les tétraèdres et les hexaèdres. Ceux-ci sont définis par leurs nœuds, sur lesquels l'analyse se fait pour étudier le comportement

mécanique du modèle. La Figure. 1.12 présente des éléments linéaires et quadratiques provenant de la base de données d'ANSYS (ANSYS, 2013).

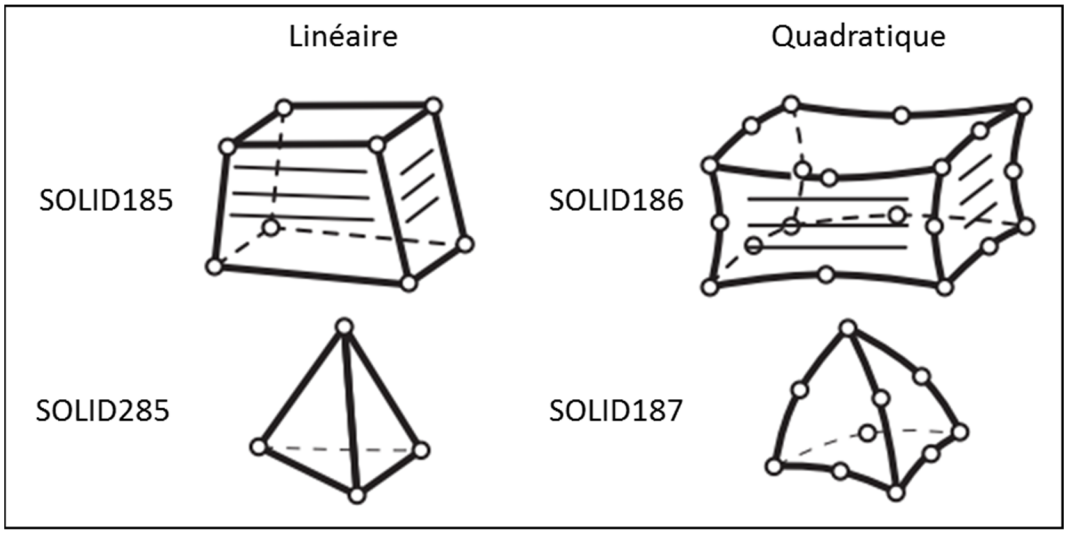


Figure. 1.12 Exemples d'éléments linéaires et quadratiques
Adaptée de ANSYS (2013, p. 22)

On témoigne donc de l'importance du choix des éléments puisque les calculs de contraintes et de déformations sont effectués sur les nœuds. Avant tout, il est intéressant de mentionner le fait que les auteurs ne modélisent pas le rachis lombaire en entier. Cela dépend fortement de l'objectif de l'étude et des ressources dont ils ont accès. Certains décident de modéliser les vertèbres L1 à L5 ou S1 alors que d'autres étudient seulement l'unité vertébrale fonctionnelle L4-L5. De plus, en fonction de la géométrie du modèle, il est préférable d'utiliser un certain type d'élément par rapport à un autre. Alors, le type d'élément choisi pour représenter les différentes structures du rachis lombaire demeure à la discrétion des chercheurs.

1.4.2.2 Représentation des vertèbres et des plateaux cartilagineux

D'une part, la majorité des auteurs utilisent les éléments hexaèdres de type solide pour modéliser les os des vertèbres (Fagan, Julian, Siddall, & Mohsen, 2002; Rohlmann *et al.*, 2009; Zander, Rohlmann, & Bergmann, 2009; Ayturk & Puttlitz, 2011). D'autre part, quelques auteurs optent pour des méthodes de maillage différentes pour représenter la matière osseuse du

rachis lombaire. Par exemple, Park (2013) incorpore une combinaison d'éléments hexaèdres et tétraèdres pour représenter les os et les plateaux cartilagineux (W. M. Park *et al.*, 2013). Dans le même ordre d'idée, le modèle de Little (2008) comprend des éléments solides de différentes natures. En fait, il modélise l'os trabéculaire des vertèbres avec des hexaèdres tandis qu'il représente l'os cortical par des éléments de type coquille (Little, De Visser, Pearcy, & Adam, 2008). Shih (2016), quant à lui, utilise uniquement des tétraèdres solides à 10 nœuds pour le maillage du rachis lombaire (Shih *et al.*, 2016). En ce qui concerne le comportement mécanique des tissus osseux, les opinions des auteurs divergent énormément. En effet, on observe que certains définissent les os comme étant linéaires et élastiques alors que d'autres les considèrent comme non-linéaires et élastiques.

1.4.2.3 Représentation des disques intervertébraux

Pour ce qui est des disques intervertébraux, les méthodes de modélisation semblent être moins diversifiées. En fait, les noyaux sont généralement modélisés avec un comportement de fluide incompressible et les anneaux fibreux, avec un comportement hyperélastique. En revanche, les modèles de Little (2008) et Schmidt (2012) amènent un élément supplémentaire; ils modélisent les fibres des anneaux fibreux par des éléments membranaires ayant des propriétés dites « *rebar* » qui agissent comme une armature qui supporte le disque (Schmidt, Galbusera, Rohlmann, Zander, & Wilke, 2012). Le terme « *rebar* » désigne alors des éléments filaires encastrés dans des éléments membranaires ou solides.

1.4.2.4 Représentation des ligaments

En ce qui a trait aux ligaments compris dans la colonne vertébrale, leur modélisation ne fait pas l'objet de l'unanimité. On peut observer les différentes représentations des ligaments dans la Figure. 1.13. Certains incluent la totalité des ligaments dans leur modèle alors que d'autres en négligent quelques-uns, car ils jugent qu'ils ne sont pas nécessaires. Par rapport aux types d'éléments utilisés, des chercheurs tels que Xiao (2011) et Schmidt (2012) représentent les ligaments par des éléments solides avec des comportements hyperélastiques ou « *rebar* ». En contrepartie, d'autres études relèvent le fait qu'il est mieux de considérer les ligaments comme

étant des éléments filaires dans le but d'optimiser les ressources informatiques. Ils attribuent donc aux ligaments le comportement d'un ressort, c'est-à-dire un câble rigide en tension uniquement. Ce comportement découle d'une courbe non-linéaire de contrainte-déformation provenant des résultats de la littérature (Rohlmann *et al.*, 2009). En somme, on témoigne de la diversité qui réside dans la manière dont les chercheurs procèdent pour générer un maillage fidèle à l'anatomie du rachis lombaire.

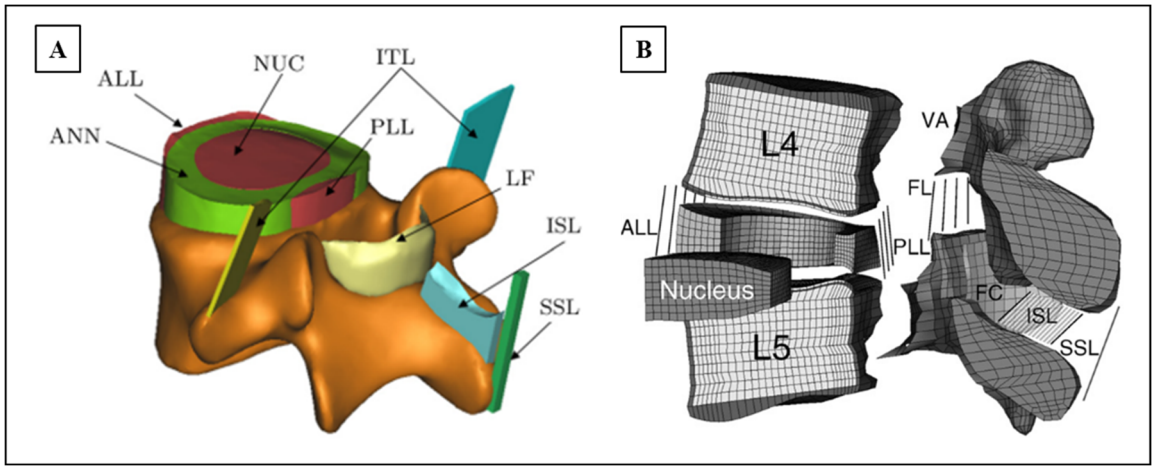


Figure. 1.13 Ligaments avec (A) une représentation solide et (B) une représentation linéaire
Adaptée de Schmidt, Heuer, *et al.* (2007) et Zhitao Xiao, Wang, Gong, Zhu, et Zhang (2011)

1.4.2.5 Conditions frontières et méthodes de chargement

Une fois le maillage du modèle tridimensionnel généré, les auteurs s'adressent aux différentes conditions frontières et méthodes de chargement afin d'aborder la simulation numérique. Cette étape implique des réflexions importantes. Un choix judicieux doit être fait, car les conditions frontières impactent significativement les résultats de la simulation. Comme la plupart des simulations numériques, il est primordial d'identifier un support fixe avant tout. Or, la littérature indique que la vertèbre située à la partie la plus caudale du modèle doit être fixée de manière rigide. Autrement dit, aucun degré de liberté lui est attribué. Globalement, les auteurs sont en accord et fixent le plateau cartilagineux inférieur de la vertèbre L5 ou S1. À l'opposé, la littérature ne parvient pas à converger vers une méthode particulière de chargement des contraintes.

De façon générale, la littérature indique un pré-chargement variant entre 100 et 500 N pour reproduire le poids du tronc et les forces musculaires. Pour ce qui est des mouvements physiologiques, des moments entre 2,5 et 15 Nm sont appliqués sur la surface supérieure de la vertèbre la plus rostrale, c'est-à-dire celle qui est la plus proche du crâne. Or, dans son article, Shih (2016) tente d'éclaircir davantage la communauté scientifique à ce sujet. En fait, il étudie trois chargements différents, soit les chargements de type concentré, suiveur et musculaire. Dans un premier temps, le chargement concentré consiste à transformer le poids corporel ainsi que les contractions musculaires en différentes contraintes, c'est-à-dire en compression, en cisaillement, en moment de force et en couple (*voir* Figure 1.14 (i)). Par la suite, ces contraintes sont appliquées sur la surface supérieure de la vertèbre L1. Le principe réside donc sur le fait de ramener toutes les forces agissantes sur le rachis sur une surface unique. Dans un deuxième temps, le chargement suiveur vise à appliquer des forces et des moments de manière à longer la courbure du rachis lombaire (*voir* Figure 1.14 (ii)). L'application de ces contraintes se fait sur les surfaces rostro-caudales des vertèbres et elle se fonde sur un mécanisme de tubes et de câbles. Dans un troisième temps, l'objectif du chargement musculaire est de répartir les forces musculaires le long de la colonne (*voir* Figure 1.14 (iii)). Pour ce faire, l'auteur modélise les muscles comme étant des structures de câbles qui s'attachent aux vertèbres de diverses façons. Les trois chargements étudiés par Shih (2016) sont illustrés dans la Figure 1.14. Cet article est un des seuls à comparer les différents modes de chargements. Ceci est fait dans le but de déterminer les conditions frontières les plus appropriées pour reproduire les mouvements physiologiques de la colonne vertébrale. Selon cet article, le chargement suiveur semble être le mode de chargement le plus approprié.

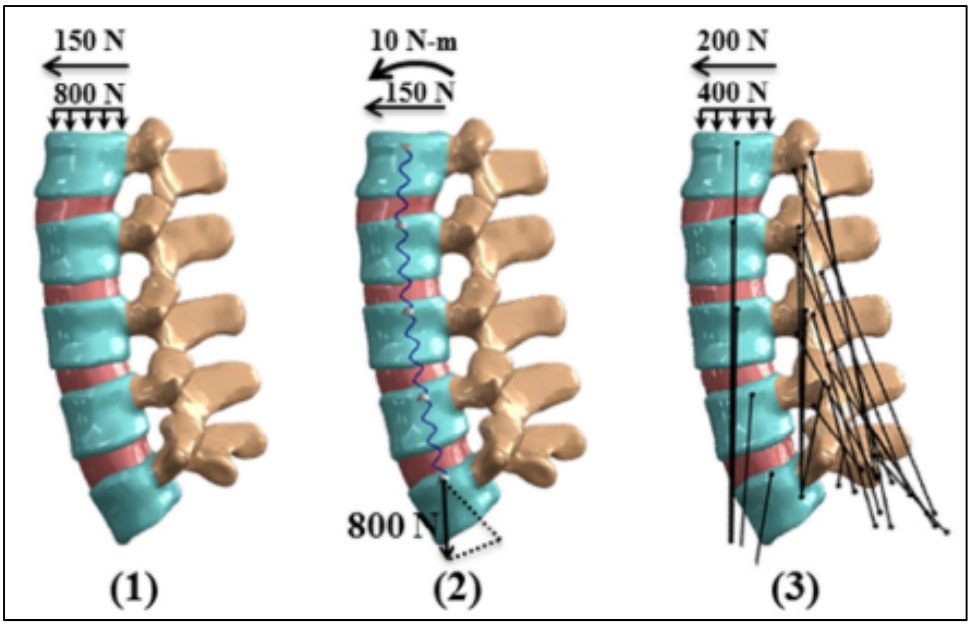


Figure 1.14 Chargements (1) concentré, (2) suiveur et (3) musculaire
Tirée de Shih *et al.* (2016)

1.4.2.6 Modèles d'éléments finis (MEF) du rachis lombaire issus de la littérature

À partir de l'état de l'art au sujet des MEF du rachis lombaire, il est possible de témoigner de la complexité et de la diversité impliquées lors de la représentation de la colonne par des méthodes d'éléments finis. En effet, le vaste nombre de variables et de paramètres intrinsèques à ces méthodes mène à une multitude de solutions pouvant aboutir à des résultats similaires. Le Tableau 1.2 présente les différents modèles provenant de la littérature, en soulevant les principales caractéristiques des structures anatomiques de la colonne vertébrale.

Tableau 1.2 Synthèse des modèles d'éléments finis de la littérature

Étude	**Segment lombaire**	**Ligaments**		**Disque**		**Validation avec…**	**Objectifs de l'étude**
		Représentation	**Propriété mécanique**	**Représentation**	**Propriété mécanique**		
(Zhitao Xiao *et al.*, 2011)	L4/L5	Solide	Non-linéaire	Solide	Non-linéaire	Études *in vitro*	Développer et valider un MEF non-linéaire du segment L4-L5
		ALL, PLL, ITL, LF, ISL, SSL	Formulation hyperélastique Ogden-3	Nucléus, annulus	Formulation hyperélastique Mooney-Rivlin		

(Shih *et al.*, 2016)	L1-L5	Filaire	Non-linéaire	Solide	Linéaire	Spécimens cadavériques	Comparer les effets de différents cas de chargement sur le segment lombaire
		ALL, PLL, ISL, ITL, LF, FCL	Câble rigide en tension uniquement	Nucléus, annulus	Élastique		
(Schmidt, Shirazi-Adl, Galbusera, & Wilke, 2010)	L1-L5	Surfacique	Non-linéaire	Solide et surfacique	Non-linéaire	Études *in vivo* et *in vitro*	Évaluer l'effet des activités quotidiennes sur le segment lombaire
		ALL, PLL, ISL, ITL, LF, SSL, FCL	Membranes avec barres armature	Nucléus, annulus	Membranes avec barres d'armature		
(W. M. Park *et al.*, 2013)	L1-S1	Filaire	Non-linéaire	Solide	Non-linéaire	Études *in vitro*	Comparer l'effet de différents niveaux de dégénérescence discale
		ALL, PLL, ISL, ITL, LF, SSL, FCL	Hyperélastique	Nucléus, annulus	Formulation hyperélastique de Mooney-Rivlin		
(Little *et al.*, 2008)	L1-L5	Filaire	Linéaire	Solide	Non-linéaire	Études *in vivo*	Prédire les couples de rotation causés par les structures passives du segment lombaire
		ALL, PLL, ISL, ITL, LF, SSL, FCL	Câble rigide en tension uniquement	Nucléus, annulus	Formulation hyperélastique de Mooney-Rivlin		
(Zander *et al.*, 2009)	L1-S1	Filaire	Non-linéaire	Solide	Nucléus : incompressible Annulus : non-linéaire	Études *in vitro*	Déterminer l'impact de différentes prothèses discales sur la biomécanique du segment lombaire
		ALL, PLL, ISL, ITL, LF, SSL, FCL, ligament iliolombaire	Ressort rigide en tension uniquement	Nucléus, annulus	Nucléus : comportement fluidique Annulus : Formulation hyperélastique de Neo Hookean		
(Ayturk & Puttlitz, 2011)	L1-L5	Filaire	Non-linéaire	Solide	Nucléus : linéaire Annulus : non-linéaire	Résultats *in vitro* et *in vivo*	Développer un MEF du segment lombaire, vérifier la convergence de son maillage et valider ses résultats
		ALL, PLL, ISL, LF, SSL, FCL	Ressort rigide en tension uniquement	Nucléus, annulus	Nucléus : élastique Annulus : formulation hyperélastique de Yeoh		
Étude	**Segment lombaire**	**Ligaments**		**Disque**		**Validation avec…**	**Objectifs de l'étude**
		Représentation	**Propriété mécanique**	**Représentation**	**Propriété mécanique**		
(Rohlmann *et al.*, 2009)	L1-S1	Filaire : 8 ligaments	Non-linéaire	Solide	Nucléus : incompressible Annulus : non-linéaire	Résultats *in vivo*	Comparer différents cas de chargement et déterminer celui qui permet au mieux de représenter la position debout
		ALL, PLL, ISL, ITL, LF, SSL, FCL, ligament iliolombaire	Ressort rigide en tension uniquement	Nucléus, annulus	Nucléus : comportement fluidique		

					Annulus : Formulation hyperélastique de Neo Hookean		
(Soltani, Jamshidi, & Katouzian, 2014)	L3/L4	Simplification : ligaments négligés		Solide	Linéaire	Résultats *in vitro*	Utiliser les méthodes numériques pour évaluer les effets d'une prothèse discale et d'une cage intervertébrale sur le segment L3/L4
				Nucléus, annulus	Élastique		

Dans un premier temps, il est important de souligner le fait que l'objectif de l'étude impacte directement les méthodes de modélisation par éléments finis. Souvent, les auteurs déterminent les paramètres de leurs modèles en fonction de ce qu'ils désirent mesurer lors de la simulation. Par exemple, quelques auteurs tels que Xiao (2011) et Soltani (2014) modélisent uniquement une unité fonctionnelle vertébrale dans le cadre de leur étude. Cela est dû à la spécificité de leur recherche. D'une part, Xiao (2011) a pour objectif le développement d'un modèle non-linéaire du rachis lombaire incorporant des ligaments modélisés en tant que solide. Contrairement aux autres chercheurs, qui considèrent les ligaments comme étant des éléments de types filaire ou surfacique, la représentation solide des ligaments nécessite des ressources informatiques plus élevées. De plus, la non-linéarité du modèle de Xiao rend la modélisation plus complexe par rapport à la majorité des modèles qui sont pour la plupart linéaires. Cela justifie alors pourquoi le modèle créé par Xiao (2011) ne comporte que le segment L4-L5 de la colonne vertébrale. D'autre part, Soltani (2014) modélise uniquement l'unité L3-L4 du rachis lombaire (Soltani *et al.*, 2014). Cela est expliqué par le fait que sa recherche concerne la mise en place d'une cage intervertébrale dans ce segment du rachis. Son but est alors d'étudier le comportement local de la colonne ainsi que l'efficacité de l'implant à la suite de l'insertion de celui-ci.
Dans un deuxième temps, on constate que les modèles considèrent généralement la totalité du rachis lombaire, c'est-à-dire de la vertèbre L1 à L5. Certains auteurs comme Zander (2009) et Rohlmann (2009) considèrent aussi l'articulation sacro-lombaire. Dans ce cas, les modèles représentent les vertèbres L1 jusqu'à S1. Ces études ont pour but la validation des modèles en

appliquant des chargements de sorte à induire les mouvements physiologiques de flexion, d'extension, de flexion latérale et de torsion axiale. Une représentation filaire des ligaments avec des éléments de type ressort semble être la méthode principalement utilisée dans la littérature. Il se peut que cela permet d'obtenir des résultats fiables tout en optimisant les ressources utilisées. Quant aux disques intervertébraux, les chercheurs soutiennent le fait qu'une représentation solide est la plus appropriée. Le noyau pulpeux, ou nucléus, est modélisé comme un fluide incompressible tandis que les anneaux fibreux, comme des fibres concentriques hyperélastiques. Il existe quelques nuances concernant les paramètres et les propriétés mécaniques des structures anatomiques du rachis lombaire. Par exemple, l'hyperélasticité de l'annulus est régie par la formulation de Mooney – Rivlin dans l'article de Little (2008) alors qu'elle suit celle de Neo Hookean dans le modèle de Rohlmann (2009). Étant donné les limites en ce qui a trait aux techniques de mesure *in vivo* et à la disponibilité de spécimen cadavérique, il semble être difficile d'avoir accès à des données *in vivo* ou *in vitro* afin de valider le modèle. Actuellement, il est plus avantageux d'utiliser les données obtenues par des études numériques étant donné leur grand nombre et leur variété.

À partir des différents MEF mentionnés précédemment, il est possible d'extraire les informations pertinentes quant aux structures anatomiques du rachis lombaire. Le Tableau 1.3 présente la plage de valeurs possibles pour les modules de Young (E) et les coefficients de Poisson (ν) de chacune des structures de la colonne vertébrale (Zhong *et al.*, 2006; Little *et al.*, 2008; Rohlmann *et al.*, 2009; Ayturk & Puttlitz, 2011; Wagnac, Arnoux, Garo, El-Rich, & Aubin, 2011; Zhitao Xiao *et al.*, 2011; Schmidt *et al.*, 2012; W. M. Park *et al.*, 2013; Soltani *et al.*, 2014; Xu, Yang, Lieberman, & Haddas, 2017; Naserkhaki *et al.*, 2018).

Tableau 1.3 E et ν des structures du rachis lombaire

Vertèbre	**E (MPa)**	**ν (sans unité)**
Os cortical	4014 – 22 000	0,2 – 0,48
Os spongieux	93,7 – 200	0,2 – 0,45
Os postérieur	3500	0,2 – 0,3
Plateau vertébral	23,8 – 12 000	0,3 – 0,4

Disque intervertébral	**E (MPa)**	**ν (sans unité)**
Annulus	4,2	0,45 – 0,46
Nucléus	1 – 1,5	0,49 – 0,5
Ligament	**E (MPa)**	**ν (sans unité)**
ALL	7,8 – 20	0,4
PLL	9,12 – 20	
ITL	10 – 58,7	
LF	5,7 – 19,5	
ISL	4,6 – 11,6	
SSL	8 – 15	
FCL	7,5 – 32,9	

D'une part, on observe que certaines structures telles que l'os postérieur, l'os spongieux, le disque interne et le disque externe font l'unanimité. En effet, les auteurs semblent être en accord sur leurs E, étant donné que la plage de valeurs est très restreinte. D'autre part, les structures présentant des intervalles plus larges sont l'os cortical, le plateau vertébral et les ligaments. En ce qui concerne le ν, il varie plus pour les structures osseuses, contrairement aux ligaments et au disque intervertébral. Cela est dû au fait que, de manière générale, le noyau interne est considéré comme étant incompressible ($\nu = 0{,}4999$) et l'anneau fibreux est modélisé avec un comportement quasi-incompressible ($\nu = 0{,}45$). Ce tableau s'avère être important pour le développement du modèle d'éléments finis, car il indique le jeu que l'on a par rapport aux propriétés mécaniques des structures anatomiques. On témoigne aussi du fait que certains auteurs simplifient la représentation de la colonne en attribuant des comportements linéaires et élastiques à ses structures anatomiques, c'est-à-dire les os des vertèbres, les composantes du disque ainsi que les ligaments. Par contre, il est important de soulever le fait que certaines études définissent les ligaments avec un comportement bilinéaire ou exponentiel (Naserkhaki *et al.*, 2018). La Figure 1.15 illustre ces différents comportements.

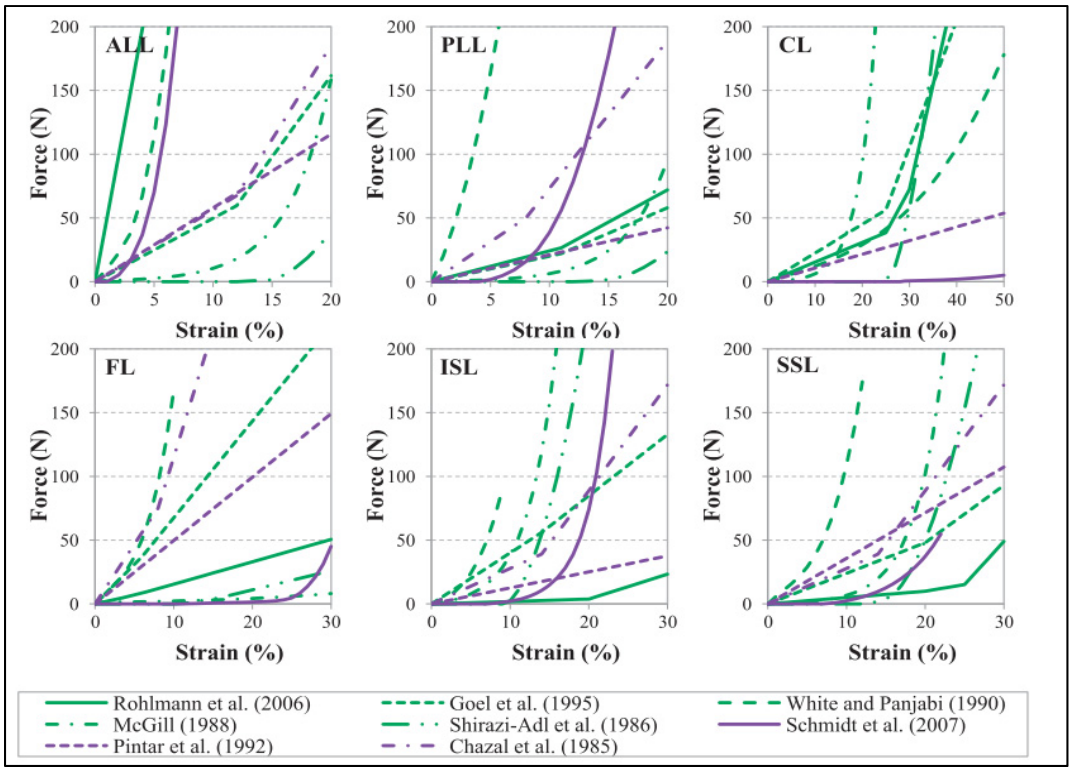


Figure 1.15 Comportements mécaniques des ligaments selon huit auteurs
Tirée de Naserkhaki *et al.* (2018)

1.4.3 Validation du modèle d'éléments finis

Généralement, les mouvements physiologiques étudiés dans la littérature sont la flexion, l'extension, la flexion latérale et la torsion axiale. Une étape de pré-chargement permet de prendre en compte le poids du haut du corps ainsi que les muscles environnant le rachis lombaire. De nombreux auteurs emploient une force de 500 N pour représenter cela. La magnitude de cette force est supportée par l'étude faite par Izzo (2013) sur la stabilité de la colonne vertébrale. En effet, ce dernier met de l'avant le fait que les activités quotidiennes exercent des forces entre 500 et 1000 N sur le rachis. Certains appliquent cette force selon le chargement suiveur alors que d'autres l'appliquent à un point situé sur une droite parallèle à l'axe de la colonne et qui est aligné avec le centre de masse du segment thoraco-lombaire. Pour simuler les mouvements dans les différents plans anatomiques, les chercheurs appliquent des moments de force du même ordre de grandeur, soit entre 2,5 et 10 Nm. Cela permet alors aux auteurs d'obtenir des

résultats numériques qu'ils utilisent pour valider leur modèle. La validation consiste à comparer les données obtenues avec celles de la littérature pour juger de la capacité de leur modèle à produire des résultats similaires. Les paramètres les plus utilisés pour confirmer leurs résultats sont l'amplitude de mouvement, la pression intradiscale et les forces exercées sur les facettes articulaires. Il est à noter que la plupart des résultats provenant de la littérature sont issus de simulations numériques. En fait, il serait plus intéressant de comparer les résultats numériques avec des données *in vivo* ou *in vitro*. À ce sujet, Zander (2009) soulève le fait qu'il est difficile d'obtenir des données *in vivo* à cause des limitations techniques et éthiques. L'étude effectuée par Naserkhaki (2018) offre des résultats intéressants en ce qui a trait à la validation du modèle d'éléments finis, car elle utilise huit ensembles de ligaments ayant différentes propriétés mécaniques afin d'évaluer l'amplitude de mouvement et la pression intradiscale d'un segment L4-L5. Cela permet alors d'avoir une plage de données à laquelle le modèle développé peut se comparer dans le but de valider celui-ci tel qu'illustré par la Figure 1.16. Pour le modèle intact, on note que les mouvements physiologiques de flexion-extension et de flexion latérale présentent les plus grandes amplitudes de mouvement tandis que la torsion axiale possède l'amplitude la plus faible. En ce qui concerne la pression intradiscale, elle est plus importante lors de la flexion du segment lombaire. Il est intéressant d'observer le fait que le mouvement d'extension peut induire une pression positive ou négative, dépendamment des ligaments étudiés. En contrepartie, la flexion latérale et la torsion axiale présentent des pressions intradiscales ayant moins de variabilité.

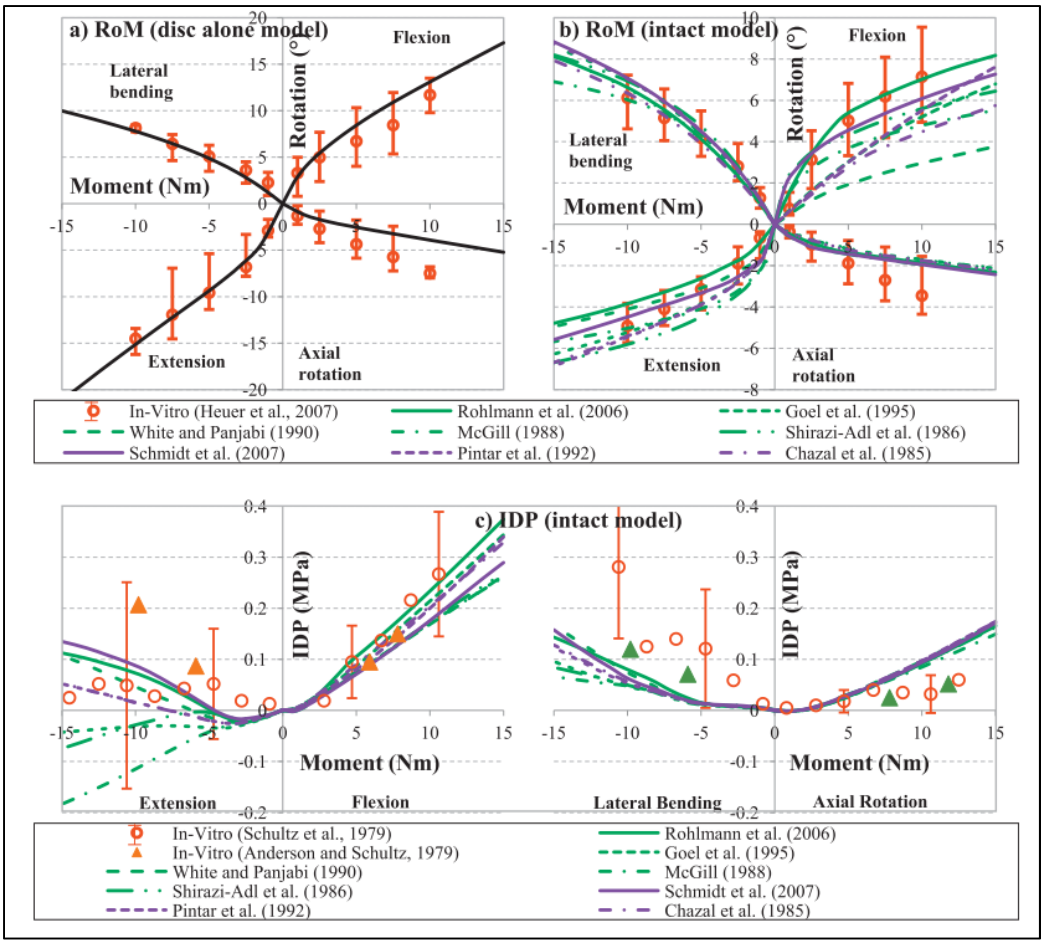


Figure 1.16 a) et b) : amplitude de mouvement en fonction du moment appliqué et c) pression intradiscale en fonction du moment appliqué
Tirée de Naserkhaki *et al.* (2018)

1.5 Résumé des principaux enjeux

À la lumière de ce qui a été présenté dans ce chapitre, plusieurs concepts pertinents à ce travail ont été explicités. Or, on constate que différents enjeux émergent de la revue de la littérature. D'abord, les études *in vitro* ou *in vivo* pouvant être utiles pour la validation du MEF sont peu nombreuses. Ensuite, la représentation tridimensionnelle et les propriétés mécaniques des structures rachidiennes ne font pas l'unanimité pour les MEF. Les conditions frontières et méthodes de chargement des MEF diffèrent aussi selon les études. En ce qui concerne la fusion lombaire, l'angle d'approche optimal demeure un sujet controversé. Finalement, un choix définitif ne peut être fait concernant le type de matériau utilisé pour la cage intervertébrale.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

Le chapitre précédent a fait l'état de l'art quant aux concepts liés à la colonne vertébrale, la dégénérescence discale, la fusion lombaire et la méthode par éléments finis. À partir de la littérature, il a été possible de cerner les divers enjeux. Le chapitre qui suit soulève la problématique, les objectifs ainsi que les hypothèses de ce travail.

2.1 Problématique et les enjeux

La problématique de ce mémoire se définit par les enjeux suivants :

- la cage intervertébrale et l'instrumentation postérieure altèrent le comportement de la colonne vertébrale;
- les études numériques portant sur l'impact de la fusion lombaire sur l'amplitude de mouvement et la distribution des contraintes sont peu nombreuses;
- l'effet de la porosité de la cage intervertébrale est peu étudié dans la littérature.

2.2 Objectifs principal et secondaires

Ce mémoire tente alors d'amener une solution aux problèmes identifiés précédemment. Pour ce faire, la méthodologie suivante est proposée : par l'entremise de la méthode par éléments finis, développer les modèles numériques permettant d'évaluer l'effet des cages solides et poreuses sur le comportement biomécanique de la colonne vertébrale, au niveau lombaire. Il est possible de scinder cet objectif principal en trois objectifs secondaires :

1. Développer et valider un modèle du segment lombaire intact de sorte que son comportement soit similaire à celui des modèles existants.
2. Concevoir une cage intervertébrale et déterminer une manière d'incorporer la porosité dans l'implant.
3. Développer un modèle du segment lombaire instrumenté et évaluer son comportement.

2.3 Hypothèses de l'étude

Ce mémoire présente une première hypothèse qui découle de la nature des méthodes par éléments finis, étant donné que celles-ci sont fondées sur une approximation et une idéalisation de la réalité. La seconde hypothèse de ce travail concerne l'introduction d'un matériau poreux dans le design de la cage intervertébrale en vue d'améliorer la technique de fusion lombaire. Les hypothèses s'énoncent comme suit :

1. Les méthodes par éléments finis sont appropriées pour la modélisation de la colonne vertébrale et les résultats obtenus au sein de ce travail sont comparables aux études *in vitro* et numériques provenant de la littérature.
2. Les cages poreuses ont un impact positif sur la distribution des contraintes et l'amplitude de mouvement du le segment lombaire.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre présente la méthodologie détaillée de ce travail dont les grandes étapes concernent la modélisation tridimensionnelle du segment lombaire, le développement du MEF intact, la conception de la cage intervertébrale et la création des MEF instrumentés.

3.1 Modélisation tridimensionnelle du segment lombaire

La Figure 3.1 présente le modèle tridimensionnel du rachis lombaire. La modélisation 3D du segment lombaire est effectuée à partir d'un modèle de rachis précédemment développé par un collègue du laboratoire. Pour résumer ce qui a été fait par ce dernier, la section lombaire d'un modèle anatomique « Sawbones » est numérisée à l'aide d'un scanneur 3D. Cette technique de numérisation tridimensionnelle est efficace pour une reconstruction rapide de la colonne. À la suite de cette extraction, on a obtenu un nuage de points représentant le rachis lombaire dans l'espace numérique. Par la suite, ce nuage de points est importé dans un logiciel de modélisation 3D tel que CATIA. Cela a permis de construire des surfaces fermées, passant par les points extraits par le scanneur 3D. Finalement, ces surfaces ont servi de références pour la modélisation des segments lombaires en tant que géométries solides, par méthode de remplissage.

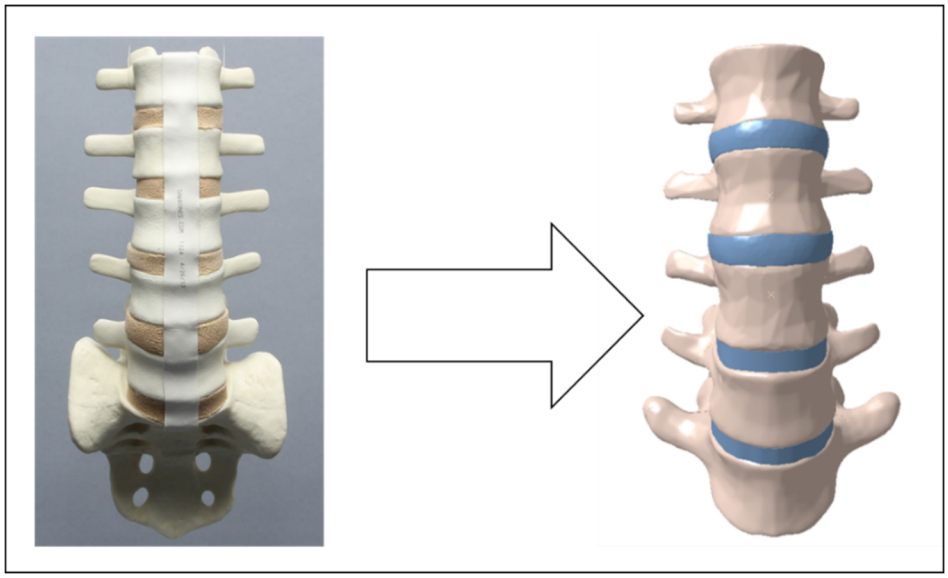


Figure 3.1 Numérisation du modèle Sawbones et modélisation du rachis lombaire L1-L5

3.2 Isolation du segment L3-L5 et modélisation des structures ligamentaires

Afin d'étudier uniquement le segment L3-L5, ce dernier est isolé du modèle L1-L5 présenté à la Figure 3.1. Les Figure 3.2 et Figure 3.3 détaillent les structures du modèle L3-L5. Les structures ligamentaires sont implémentées à l'aide de CATIA pour représenter au mieux l'anatomie (*voir* Figure 3.3). Les sept ligaments sont inclus dans le modèle : ligament longitudinal antérieur (ALL), ligament longitudinal postérieur (PLL), ligament inter-épineux (ISL), ligament supra-épineux (SSL), ligament flavum (LF), ligament inter-transverse (ITL) et ligament capsulaire de la facette articulaire (FCL) (Yang *et al.*, 2017; Jiang & Li, 2019; Lu & Lu, 2019). Dans la littérature, les ligaments sont modélisés de différentes façons. En fait, certains chercheurs préfèrent une modélisation solide (Zhitao Xiao *et al.*, 2011), tandis que d'autres optent pour une modélisation surfacique (Schmidt *et al.*, 2010; Xu *et al.*, 2017), voire même filaire (Zander *et al.*, 2009; W. M. Park *et al.*, 2013; Shih *et al.*, 2016). Or, étant donné la nature des ligaments, il n'est pas primordial d'utiliser une modélisation solide. En fait, leurs propriétés mécaniques peuvent s'apparenter au comportement d'un ressort. Autrement dit, les ligaments sont des structures rigides en tension seulement. Ainsi, il se peut qu'une représentation solide des ligaments ne soit pas optimale, en termes de gestion de ressources informatiques (Dicko,

Tong-Yette, Gilles, Faure, & Palombi, 2015). Une solution incorporant des éléments filaires ou surfaciques semble être plus intéressante. Dans le modèle développé, une modélisation filaire est utilisée afin de représenter les ligaments de manière à assurer une certaine fidélité à l'anatomie humaine, tout en diminuant les coûts informatiques. Les éléments filaires sont modélisés en créant des points de référence sur les vertèbres L3, L4 et L5. Ensuite, des courbes sont tracées entre chaque point d'intérêt afin de les relier. Le modèle actuel considère alors uniquement les vertèbres, le disque intervertébral et les ligaments.

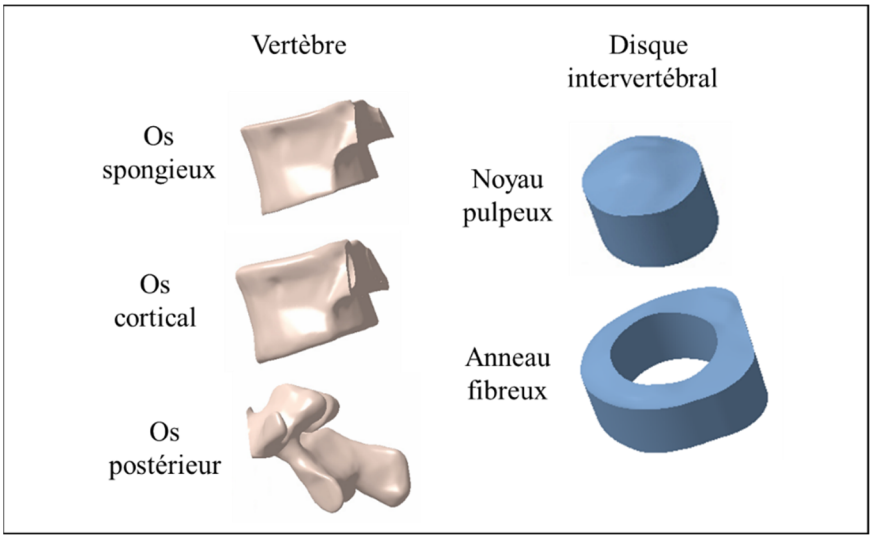


Figure 3.2 Différentes composantes de la vertèbre et du disque

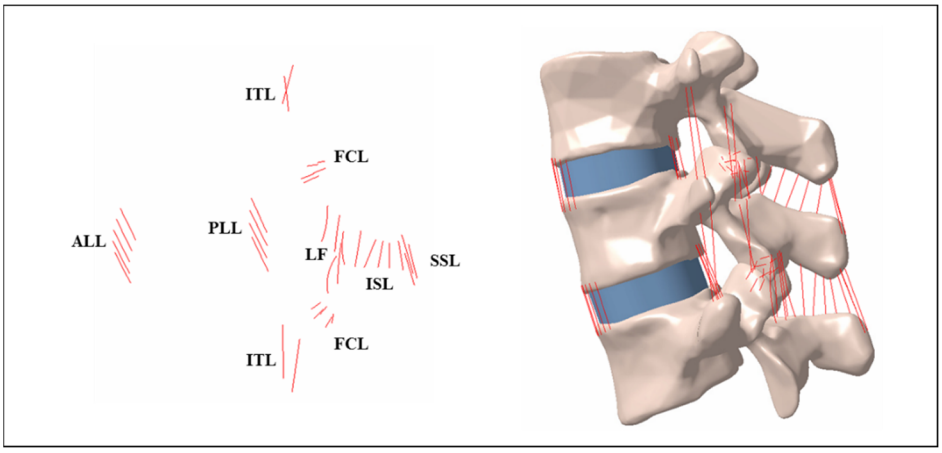


Figure 3.3 Vue sagittale des ligaments et du segment L3-L5

3.3 Aperçu de l'approche méthodologique et des trois modèles d'éléments finis développés

La section qui suit a pour but d'expliquer la progression temporelle du segment vertébral L3-L5 lors de la fusion lombaire. Ceci est effectué en mettant en relation les trois modèles d'éléments finis développés (*voir* Figure 3.4).

Le premier MEF représente le segment intact qui est composé des vertèbres L3-L5, du disque intervertébral et des ligaments. Le MEF#1 est ensuite validé afin de s'assurer que son comportement soit fidèle à celui du segment L3-L5 anatomique. Ceci est important étant donné que les MEF subséquents sont construits à partir du MEF#1.

Par la suite, le deuxième MEF simule l'opération en enlevant la totalité du disque L4/L5. En réalité, il se peut qu'une partie du disque traité soit laissée intacte. Ensuite, la cage intervertébrale, la greffe osseuse et l'instrumentation postérieure sont insérées et fixées, créant ainsi le MEF du segment instrumenté. Le MEF#2 représente alors le segment vertébral immédiatement après l'opération. Autrement dit, la greffe osseuse contenue à l'intérieur de la cage n'est pas encore fusionnée aux vertèbres environnantes. Pour simuler cette absence de fusion, le MEF#2 considère un contact avec friction entre les surfaces de la cage et celles des vertèbres. Cela permet ainsi d'évaluer la migration de la cage lorsque le segment subit des forces et moments.

Le troisième MEF simule l'état du segment après une période de guérison variable, c'est-à-dire lorsque le remodelage osseux déclenché par la greffe stabilise le segment instrumenté. Afin de simuler la fusion osseuse, le MEF#3 remplace le contact avec friction pour un contact de type lié entre la cage et les vertèbres, ce qui empêche le glissement entre ces structures. La Figure 3.4 met en relation les MEF et illustre l'évolution du segment L3-L5 lors de la fusion lombaire.

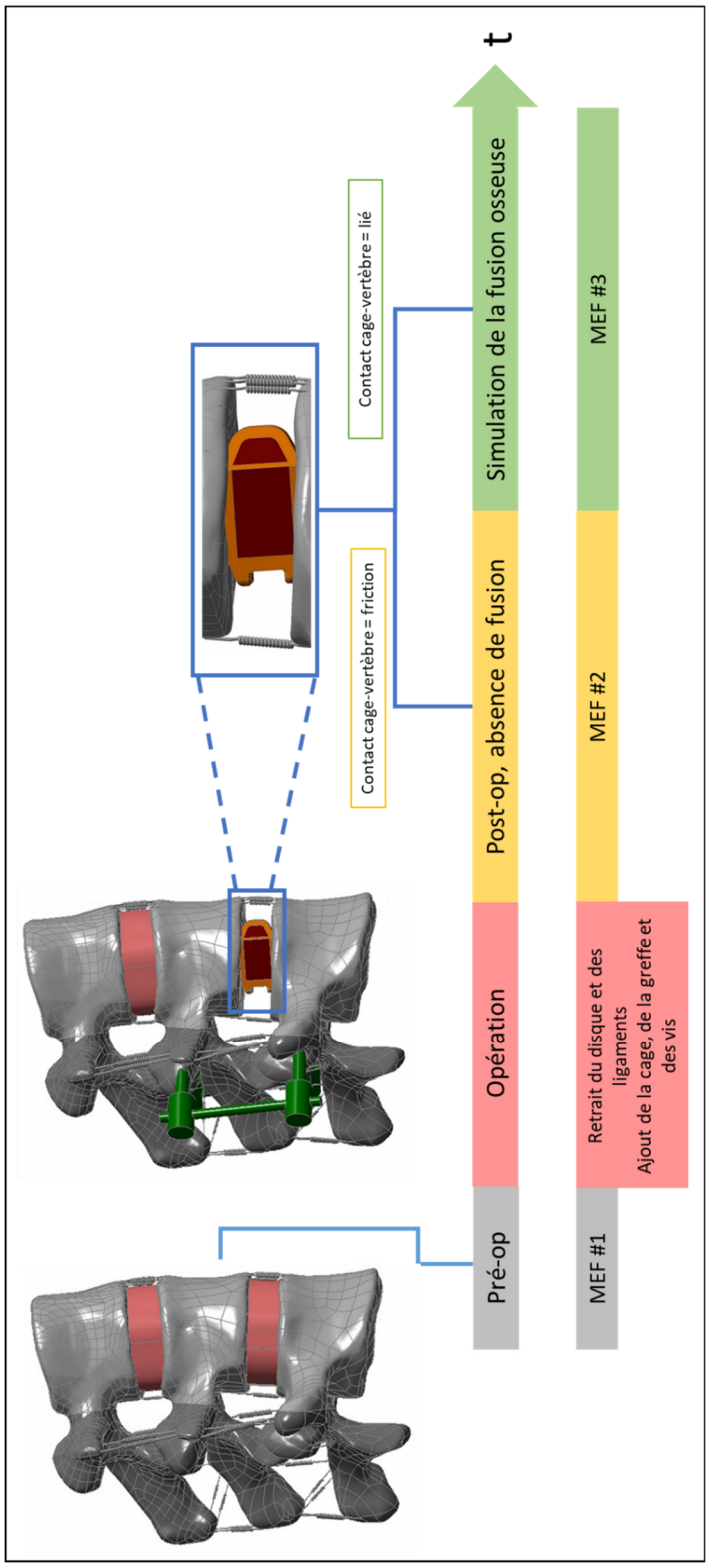


Figure 3.4 Évolution des MEF lors de la fusion lombaire

3.4 MEF#1 : segment L3-L5 intact

Le MEF du segment intact est le premier modèle à être développé. L'objectif est de valider ce modèle avec la littérature afin de vérifier que sa géométrie, son maillage et ses conditions frontières permettent d'obtenir des résultats comparables à ceux de la littérature. Le MEF – intact est par la suite utilisé comme modèle de référence afin de développer les modèles subséquents.

3.4.1 MEF#1-intact : modification du segment L3-L5 intact

La Figure 3.5 ci-dessous illustre la géométrie du segment vertébral L3-L5 qui est utilisée pour définir le modèle d'éléments finis. La géométrie du segment vertébral étudié inclut les structures suivantes : les vertèbres L3-L5, les disque intervertébraux L3/L4 et L4/L5 et les sept ligaments. Des modifications sont apportées au modèle tridimensionnel afin de respecter l'anatomie de la colonne vertébrale. Dans un premier temps, le disque est divisé en deux parties afin de pouvoir représenter le noyau pulpeux et l'anneau fibreux. Les parties interne et externe occupent 30% et 40% respectivement, selon la littérature (Zhao, Du, Xie, & Zhao, 2018; Jiang & Li, 2019). La géométrie en périphérie du noyau et de l'anneau est également simplifiée. Ceci est effectué dans le but de faciliter l'étape concernant le maillage, qui fait l'objet de la section suivante. Cela a permis d'éviter des problèmes pouvant être causés par la présence de formes plus complexes. Dans un deuxième temps, les vertèbres sont séparées en trois parties pour représenter l'os cortical, l'os spongieux et l'os postérieur. Cette distinction est effectuée étant donné que les structures externe, interne et postérieure des vertèbres possèdent différents comportements mécaniques.

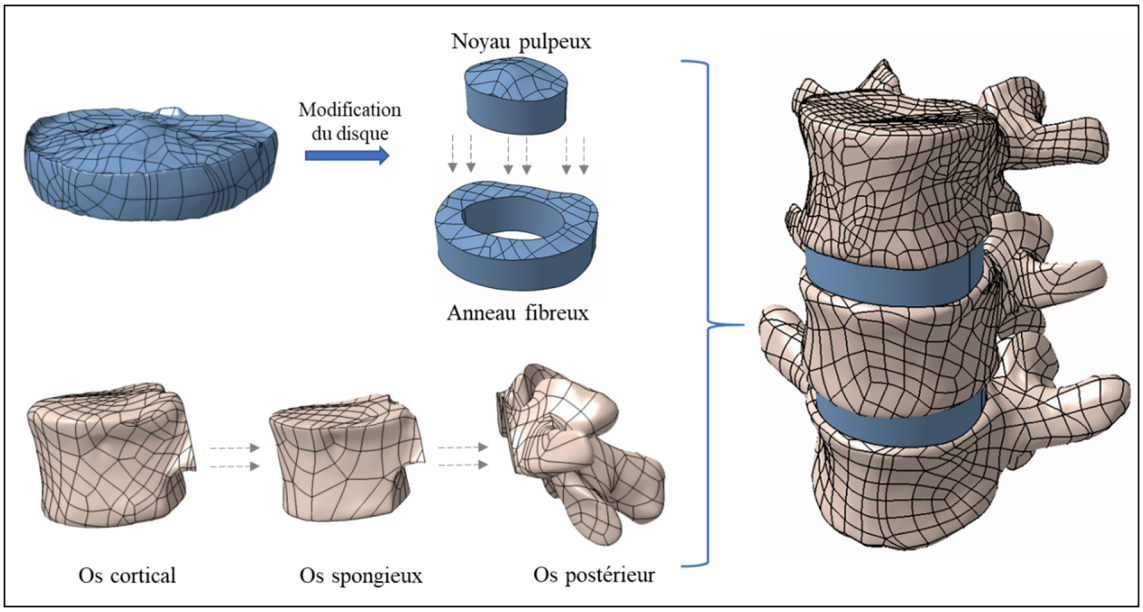


Figure 3.5 Modifications apportées à la géométrie du segment L3-L5 intact

3.4.2 MEF#1-intact : maillage du segment L3-L5 intact

La Figure 3.6 et le Tableau 3.1 présentent en détail le maillage du segment intact. La géométrie du modèle d'éléments finis est définie sur ANSYS en important le fichier STEP du segment L3-L5 développé sur CATIA. Le modèle ci-contre comporte des éléments de type solide (vertèbres et disque intervertébral), des éléments de type filaires (fibres de collagène) ainsi que des éléments de type ressort (ligaments). Il s'ensuit que l'approche pour le maillage diffère d'une structure à l'autre; il faut déterminer la méthode de maillage la plus appropriée. Globalement, le maillage du modèle se compose d'éléments linéaires de type SOLID185 et SOLID285. Premièrement, une combinaison d'éléments solides de type tétraèdre permet le maillage des corps vertébraux. Deuxièmement, le disque intervertébral est aussi modélisé à l'aide d'éléments solides à quatre faces. Troisièmement, les fibres de collagène sont modélisées par des éléments filaires rigides en tension uniquement (LINK180). Finalement, les ligaments sont modélisés en utilisant des éléments de type ressorts non-linéaires (COMBIN39) qui ne nécessitent pas de maillage.

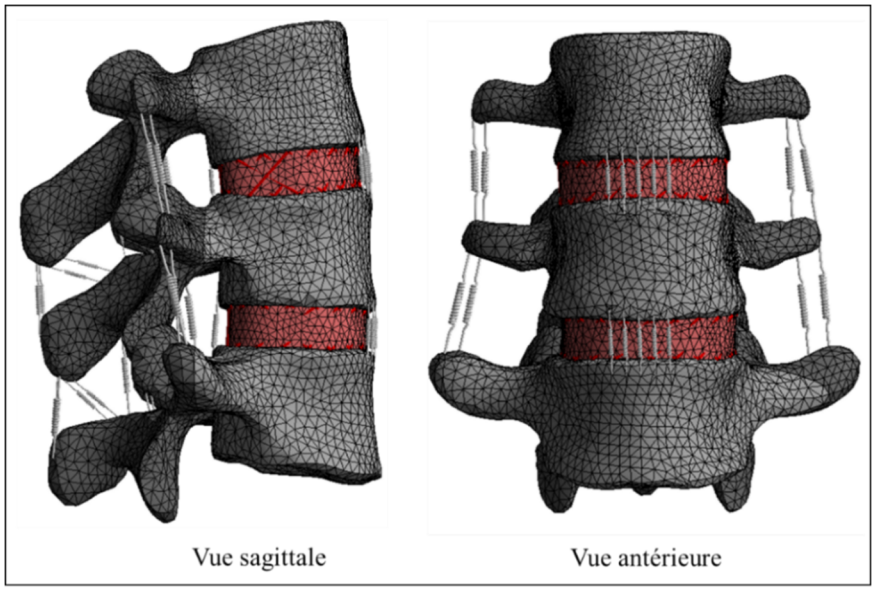


Figure 3.6 Maillage du segment L3-L5 intact (MEF#1)

Tableau 3.1 Détails du maillage pour le segment L3-L5 intact (MEF#1)

Vertèbres	**Élément**	**Nombre d'éléments**	**Taille d'élément (mm)**
L3	Tétraèdre : SOLID185	31169	3
L4		26924	
L5		27160	
Disques (L3/L4 + L4/L5)	**Élément**	**Nombre d'éléments**	**Taille d'élément (mm)**
Noyaux pulpeux	Tétraèdre : SOLID285	9820	2
Anneaux fibreux		16257	
Fibres de collagène	Filaire : LINK180	160	-
Ligaments (L3/L4 + L4/L5)	**Élément**	**Nombre d'éléments**	**Longueur moyenne (mm)**
ALL	Ressort : COMBIN39	10	-
PLL		4	
LF		6	
ISL		4	
SSL		4	
ITL		8	
FCL		40	

3.4.3 MEF#1-intact : propriétés mécaniques des structures rachidiennes

Le Tableau 3.2 détaille les comportements et les propriétés mécaniques mentionnés ci-dessous. On a considéré les structures des vertèbres (os cortical, spongieux et postérieur) comme étant des matériaux isotropes, linéaires et élastiques, ayant des E et ν différents. Quant au disque intervertébral, un comportement hyperélastique suivant le modèle de Mooney-Rivlin à deux paramètres (coefficients c_{10} et c_{01}) lui est assigné. La différence entre les structures interne et externe du disque réside dans le fait que le noyau pulpeux se comporte comme un solide incompressible alors que l'anneau fibreux se voit attribuer un comportement quasi-incompressible. Cela se traduit alors par des coefficients d'incompressibilité (d_1) plus faibles, s'approchant de la valeur de 0 qui représente un matériau parfaitement incompressible. En ce qui concerne les fibres de collagène à l'intérieur de l'annulus, un comportement linéaire et élastique agissant uniquement en tension leur est associé. Le comportement mécanique des ligaments est modélisé par des courbes force-déformation (*voir* Figure 3.7). Autrement dit, leurs E respectifs changent en fonction de la déformation subie par les ligaments. Pour être plus précis, les ligaments deviennent généralement plus rigides au fur et à mesure qu'ils sont étirés.

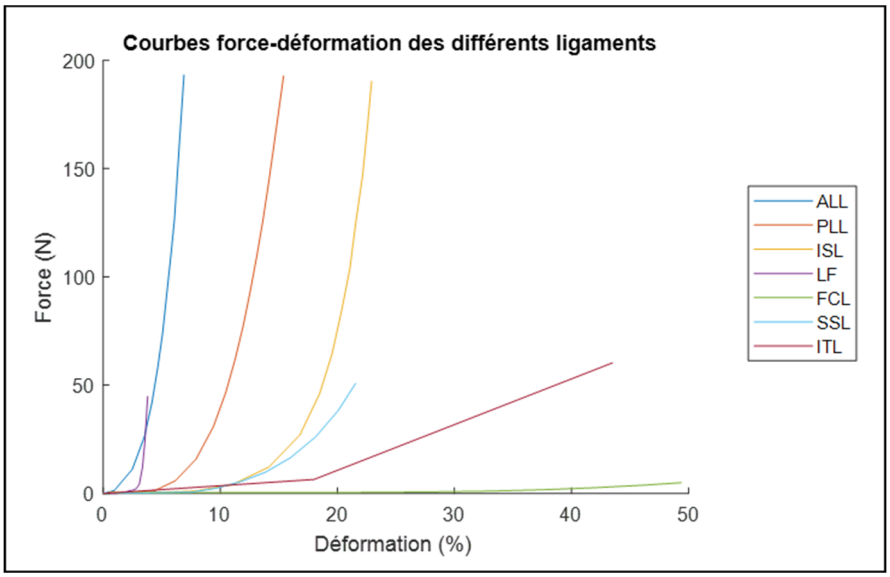


Figure 3.7 Courbes force-déformation des ligaments
Adaptée de Schmidt *et al.* (2012); Jiang et Li (2019)

Tableau 3.2 Comportements et propriétés mécaniques des structures du rachis

Vertèbre	**Comportement**	**E (MPa)**	**ν**		**Source**
Os cortical	Linéaire, élastique	12 000	0,3		(W. M. Park *et al.*, 2013)
Os spongieux		100	0,2		
Os postérieur		3 500	0,25		
Disque	**Comportement**	**c_{10} (MPa)**	**c_{01} (MPa)**	**d_1 (MPa^{-1})**	**Source**
Nucléus	Non-linéaire, hyperélastique et incompressible	0,12	0,03	0	(Naserkhaki *et al.*, 2018)
Annulus	Non-linéaire, hyperélastique et Quasi-incompressible	0,18	0,045	0,4444	
Fibres de collagène	**Comportement**	**E (MPa)**	**ν**		**Source**
Couche interne	Linéaire, élastique et rigide en tension uniquement	550	0,3		(Jiang & Li, 2019)
Couche externe		360	0,3		
Ligament	**Comportement**				**Source**
ALL, PLL, LF, ISL, SSL, ITL, FCL	Non-linéaire, hyperélastique et rigide en tension uniquement	Courbes de force-déformation définies à la Figure 3.7			(Schmidt *et al.*, 2012; Jiang & Li, 2019)

3.4.4 MEF#1-intact : conditions frontières du segment intact

La Figure 3.8 illustre les conditions frontières et les méthodes de chargements et le Tableau 3.3 présente leurs détails. Celles-ci sont déterminées en fonction de ce qui est proposé dans la littérature. Le modèle actuel présente quatre conditions frontières. D'abord, la surface inférieure de l'os cortical de la vertèbre L5 est fixée de manière rigide. Autrement dit, aucune translation ou rotation n'est permise à ce niveau. Ensuite, la méthode employée pour appliquer les forces et moments est celle du chargement concentrique. La surface supérieure de la vertèbre L3 est donc utilisée afin de définir les conditions frontières de force et de moment de force. La force permet de précharger le rachis lombaire et représente le poids du tronc ainsi que les forces environnantes, c'est-à-dire celles des muscles (Xu *et al.*, 2017). Le moment, quant à lui permet d'induire les mouvements physiologiques de rotation. Les chargements étudiés dans le modèle sont alors la flexion, l'extension, la flexion latérale (droite) ainsi que la rotation axiale (antihoraire). Les détails à propos des conditions frontières et des méthodes de chargements se trouvent dans le tableau ci-dessous. Finalement, les surfaces de contact entre les vertèbres, le disque intervertébral et les ligaments sont définies comme étant liées. Les déplacements et rotations induits par les chargements sont donc transférés d'un corps à l'autre en concordance avec le fait que les structures s'adhèrent entre-elles. En ce qui concerne les facettes articulaires, des contacts sans friction sont définis ce qui permet aux facettes de glisser l'une sur l'autre, sans qu'il n'y ait de pénétration entre les structures.

Tableau 3.3 Détails des conditions frontières et des méthodes de chargement du MEF#1-intact

Condition frontière	**Corps d'application**	**Magnitude**	**Représentation physiologique**	**Source**
1) Force compressive	Surface supérieure du corps vertébral L3	400 N	Poids du tronc	(Yang *et al.*, 2017; Naserkhaki *et al.*, 2018; Zhang, Fogel, *et al.*, 2018; Jiang & Li, 2019)
2) Moments de force		10 Nm	Flexion	
			Extension	
			Flexion latérale	
			Rotation axiale	
3) Support fixe	Surface inférieure du corps vertébral L5	-	-	
4) Contact de type sans friction	Surface des facettes articulaires	-	-	

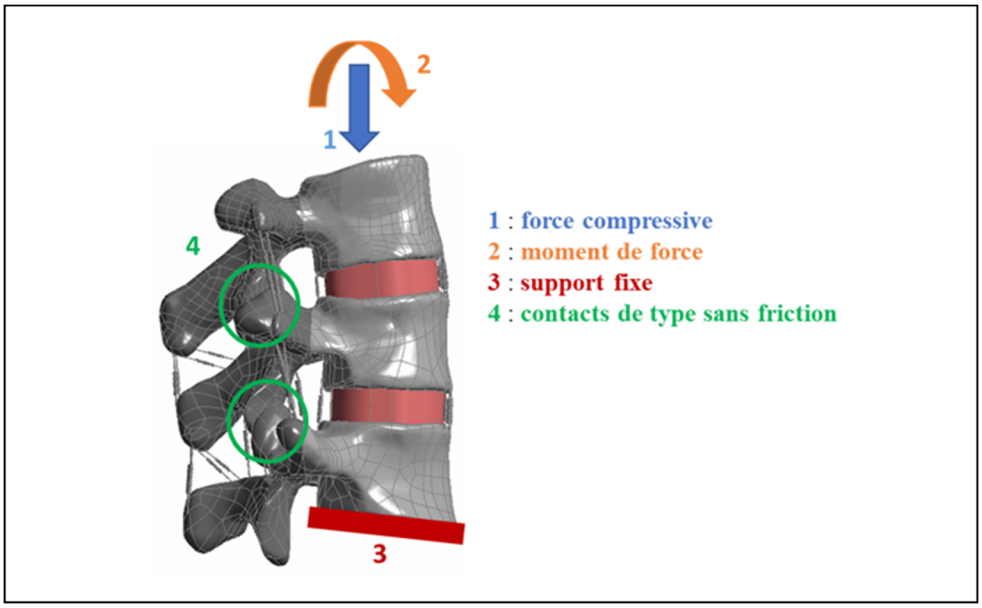


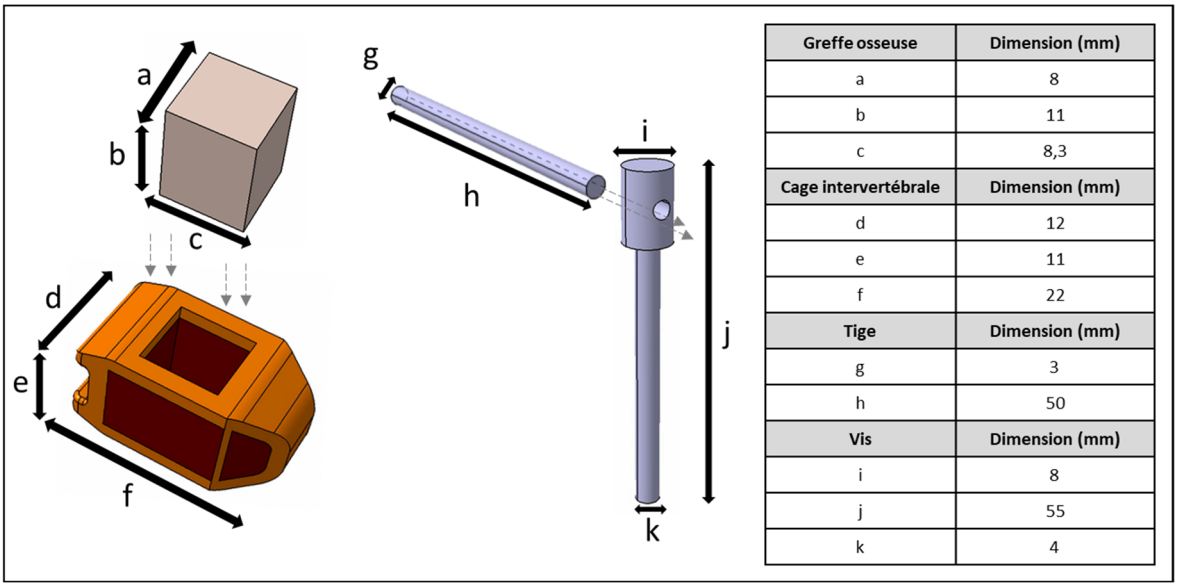
Figure 3.8 MEF#1-intact avec les conditions frontières et chargements

3.5 MEF#2 : segment L3-L5 instrumenté, sans fusion osseuse

Afin d'obtenir le MEF du segment instrumenté, les structures suivantes sont modélisées sur CATIA : cage intervertébrale, greffe osseuse et instrumentation postérieure. Par la suite, des modifications sont apportées au segment intact dans le but d'insérer et fixer ces structures. Étant donné l'introduction de structures additionnelles, il est nécessaire de créer de nouvelles conditions frontières afin de modéliser le MEF – instrumenté, sans fusion osseuse.

3.5.1 MEF#2-instrumenté, sans fusion : modélisation de la cage intervertébrale, de la greffe osseuse et de l'instrumentation postérieure

Les détails concernant la géométrie ainsi que les dimensions de ces structures se trouvent à la Figure 3.9. La modélisation de la cage intervertébrale, de la greffe osseuse et de l'instrumentation postérieure est effectuée sur CATIA. La cage est conçue en s'inspirant des designs trouvés dans la littérature (Soltani *et al.*, 2014; Y. H. Lee *et al.*, 2016; Choi, Kim, Hur, & Seong, 2018; Zhang, Li, *et al.*, 2018). Elle est modélisée selon un design permettant une insertion par approche postérieure ou transforaminale. Sa géométrie est composée d'une partie externe (orange) et d'une partie interne (bourgogne). De cette manière, il est possible de lui attribuer différentes propriétés mécaniques, selon la simulation d'intérêt. Par exemple, la partie externe peut être considérée entièrement solide tandis que la partie interne peut être poreuse. Ceci est une façon d'étudier l'effet de la porosité sur le comportement global du segment L3-L5 instrumenté. Un espace vide est également modélisé au centre de la cage, allant de bord en bord. Cet espace permet de modéliser la greffe osseuse, qui est située à l'intérieur de l'implant. Ce design est fait dans le but de bien contenir la greffe osseuse et pour éviter tout mouvement possible de celle-ci. Quant à l'instrumentation postérieure, elle est modélisée et simplifiée en se référant à des modèles de tiges et de vis orthopédiques utilisés en milieu clinique. L'instrumentation postérieure est composée de deux tiges et de quatre vis. L'insertion de ces structures dans le segment L3-L5 est démontrée à la Figure 3.10.



Greffe osseuse	Dimension (mm)
a	8
b	11
c	8,3
Cage intervertébrale	**Dimension (mm)**
d	12
e	11
f	22
Tige	**Dimension (mm)**
g	3
h	50
Vis	**Dimension (mm)**
i	8
j	55
k	4

Figure 3.9 Géométries et dimensions de la cage intervertébrale, de la greffe osseuse, des tiges et des vis

3.5.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion : modification du segment L3-L5 intact

La Figure 3.10 résume les étapes concernant la modification du segment L3-L5 intact qui ont permis de créer la géométrie du segment L3-L5 instrumenté. Il est à noter que quelques structures sont cachées afin de mieux visualiser le segment L4/L5. Les modifications sont apportées à la géométrie du segment intact L3-L5 pour simuler l'insertion de la cage intervertébrale et la fixation de l'instrumentation postérieure. D'abord, le noyau pulpeux ainsi que l'anneau fibreux sont retirés afin de libérer l'espace intervertébral. La greffe osseuse est ensuite mise à l'intérieure de la cage. L'implant est alors inséré dans l'espace intervertébral, suivant une approche postérieure. Il est placé au centre de cet espace de manière à remplacer l'endroit précédemment occupé par le noyau. Ce positionnement centré par rapport aux plans antéro-postérieur et médio-latéral est choisi afin d'éviter l'instabilité du segment vertébral. L'usage individuel de la cage ainsi que le design de celle-ci justifient également cette disposition. Par la suite, la fixation de l'instrumentation postérieure doit être effectuée. Pour ce faire, chaque tige est insérée à travers deux vis orthopédiques. L'étape suivante consiste à enlever de la matière aux vertèbres en créant des trous ayant une profondeur appropriée et un diamètre égal à celui des vis. C'est ainsi que l'instrumentation postérieure est fixée en respectant ce qui est fait en milieu clinique.

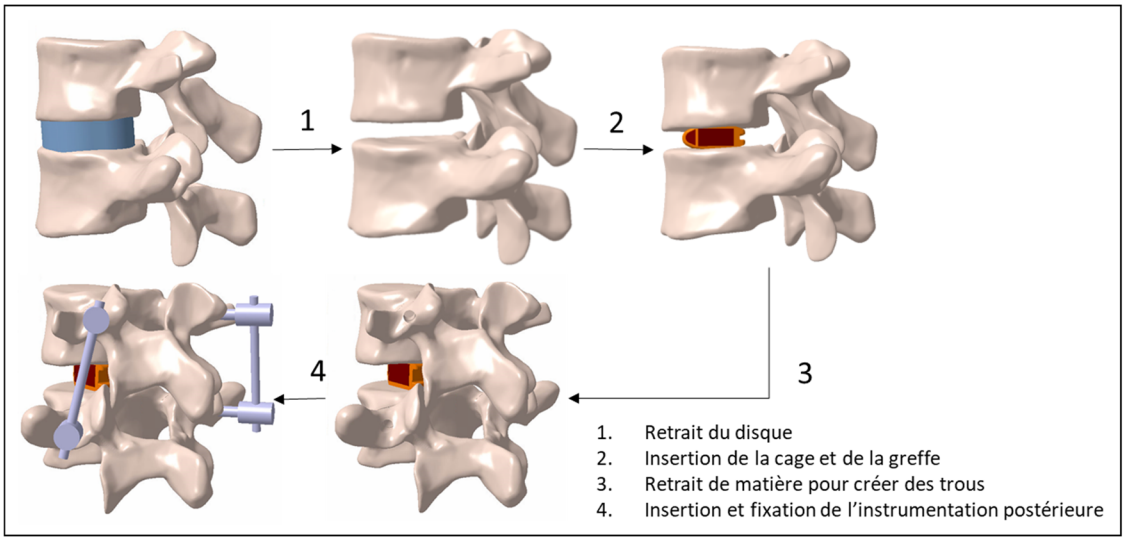


Figure 3.10 Modifications apportées pour obtenir le segment instrumenté

3.5.3 MEF#2-instrumenté, sans fusion : maillage du segment L3-L5 instrumenté

La Figure 3.11 et le Tableau 3.4 présentent les détails en ce qui a trait au maillage du segment L3-L5 instrumenté. La géométrie du segment L3-L5 instrumenté est importée sur ANSYS en fichier STEP afin de permettre le maillage de celui-ci. En ce qui concerne le maillage des vertèbres, celui-ci est légèrement différent du segment intact, car son nombre total d'éléments est plus faible. Ceci est dû au fait qu'on a enlevé de la matière dans l'os afin de placer les vis orthopédiques. Le type et la taille d'éléments utilisés pour le maillage des vertèbres demeurent identiques. Pour ce qui est du maillage de la cage intervertébrale et de la greffe osseuse, des éléments solides de type tétraèdre (SOLID185) sont utilisés. Le maillage des tiges et des vis orthopédiques, quant à lui, est aussi composé d'éléments solides de type tétraèdre (SOLID185). Pour les modèles d'éléments finis du segment L3-L5 instrumenté, les ligaments sous forme de ressorts non-linéaires (COMBIN39) demeurent intacts. Le choix de garder les ligaments est justifié par le fait que les résultats ne varient pas significativement en l'absence de ceux-ci.

Tableau 3.4 Détails du maillage du segment L3-L5 instrumenté

Vertèbres	**Élément**	**Nombre d'éléments**	**Taille d'élément (mm)**
L3	Tétraèdre : SOLID185	31 169	3
L4		26 595	
L5		26 686	
Disque (L3/L4)	**Élément**	**Nombre d'éléments**	**Taille d'élément (mm)**
Noyau pulpeux	Tétraèdre : SOLID285	3 980	2
Anneau fibreux		7 486	
Fibres de collagène	Filaire : LINK180	80	-
Ligaments	**Élément**	**Nombre d'éléments**	**Taille d'élément (mm)**
ALL	Ressort : COMBIN39	10	-
PLL		4	
LF		6	
ISL		4	
SSL		4	
ITL		8	
FCL		40	
Implant	**Élément**	**Nombre d'éléments**	**Taille d'élément (mm)**
Cage	Tétraèdre : SOLID185	16 528	1
Greffe		6 620	
Instrumentation postérieure	**Élément**	**Nombre d'éléments**	**Taille d'élément (mm)**
Tiges	Tétraèdre : SOLID185	1 293	2
Vis orthopédiques		5 652	

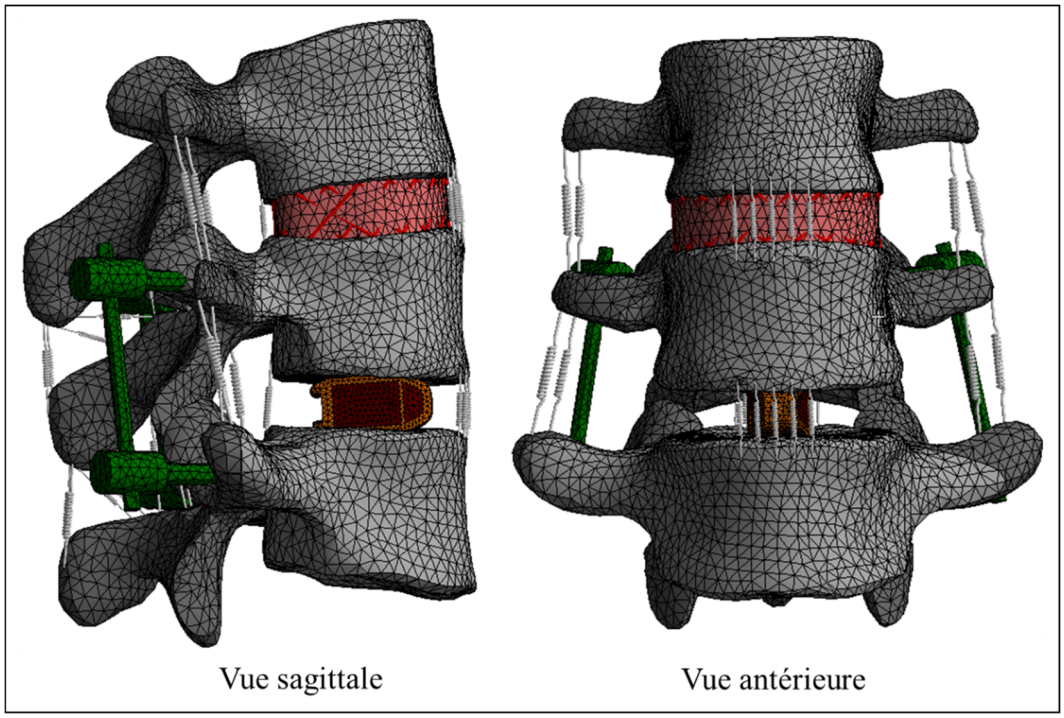


Figure 3.11 Maillage du segment L3-L5 instrumenté

3.5.4 MEF#2-instrumenté, sans fusion : propriétés mécaniques du segment

Les comportements et propriétés mécaniques du modèle sont résumés dans le Tableau 3.5. Les comportements des structures telles que l'os cortical, l'os spongieux, l'os postérieur, le disque intervertébral, les fibres de collagènes et les ligaments ne sont pas mentionnées dans ce tableau, car leurs propriétés mécaniques demeurent les mêmes que pour le MEF L3-L5 intact. Étant donné sa nature, la greffe osseuse se voit attribuer un comportement identique à celui de l'os spongieux. Pour ce qui est de la cage intervertébrale, on lui associe un comportement linéaire et élastique ainsi que les propriétés mécaniques du Ti6Al4V. Différents E sont utilisés pour définir les parties externe et interne de la cage (Quevedo Gonzalez & Nuno, 2016). Ceci est effectué dans le but de simuler la porosité de la cage; la partie externe est considérée solide tandis que la partie interne peut être soit solide, soit poreuse. Il est à noter que plus un matériau est poreux, plus son module d'élasticité est faible (Zhang, Li, *et al.*, 2018; C. Chen *et al.*, 2019). Finalement, l'instrumentation postérieure possède les propriétés de l'alliage de titane Ti6Al4V à l'état entièrement solide. L'effet de porosité n'est pas étudié sur les tiges et vis, car celles-ci

ont pour but de stabiliser et fixer le segment vertébral. La rigidité de l'instrumentation postérieure permet de diminuer les risques de mouvements excessifs dans les différents plans anatomiques.

Tableau 3.5 Comportements et propriétés mécaniques des structures du segment instrumenté

Implant		**Comportement**	**E (MPa)**	**ν**	**Source**
Cage (partie externe)		Linéaire, élastique	110 000	0,3	(Quevedo Gonzalez & Nuno, 2016)
Cage (partie interne)	Solide		110 000	0,3	
	P76		13 900		
	P89		5 520		
Greffe		Linéaire, élastique	100	0,2	(Z. Xiao, Wang, Gong, & Zhu, 2012)
Instrumentation postérieure		**Comportement**	**E (MPa)**	**ν**	**Source**
Tige		Linéaire, élastique	110 000	0,3	(Yang *et al.*, 2017)
Vis					

3.5.5 MEF#2-instrumenté, sans fusion : conditions frontières du segment

La Figure 3.12 met en évidence le scénario de chargement du MEF#2. Les conditions frontières et les chargements du MEF instrumenté sont les mêmes que ceux du MEF intact (*voir* Tableau 3.3). La surface supérieure de la vertèbre L3 est alors utilisée pour appliquer la force compressive ainsi que les moments de force permettant de générer les mouvements anatomiques du segment vertébral. Ensuite, le support fixe du MEF instrumenté est défini par la surface inférieure de la vertèbre L5 pour empêcher la translation et la rotation dans tous les axes. Pour ce qui est des conditions de contact relatives aux vertèbres, les structures osseuses qui les composent sont liées entre-elles. Comme pour le MEF intact, un contact sans friction est modélisé

sur les facettes articulaires pour permettre un glissement entre ces surfaces sans aucune résistance de friction (Zhang, Li, *et al.*, 2018; Jiang & Li, 2019). Par la suite, le contact entre la cage intervertébrale et les vertèbres est défini par un coefficient de friction de 0,5 (Tsuang *et al.*, 2009; Calvo-Echenique, Cegonino, Chueca, & Perez-Del Palomar, 2018). Ce coefficient permet d'imiter l'effet des dents de scie incorporées dans le design de l'implant, sans devoir les modéliser (Galbusera, Schmidt, & Wilke, 2012; Bozkurt *et al.*, 2018). Le rôle de ces dents est d'assurer un ancrage adéquat de la cage à la suite de son insertion, limitant alors les mouvements excessifs de celle-ci (Cho *et al.*, 2008; Kang *et al.*, 2013). Le fait de considérer la friction entre ces surfaces permet donc à la cage de migrer lors des chargements du MEF instrumenté. On suppose un contact avec friction à ce niveau étant donné que ce MEF considère que la fusion osseuse n'a pas encore eu lieu. Puis, des conditions de contact de type lié sont définies entre l'instrumentation postérieure et les vertèbres. Ce MEF simule ainsi les mouvements anatomiques du segment vertébral lors de la période de temps immédiatement après l'insertion de la cage, c'est-à-dire lorsque la fusion osseuse n'est pas encore entamée.

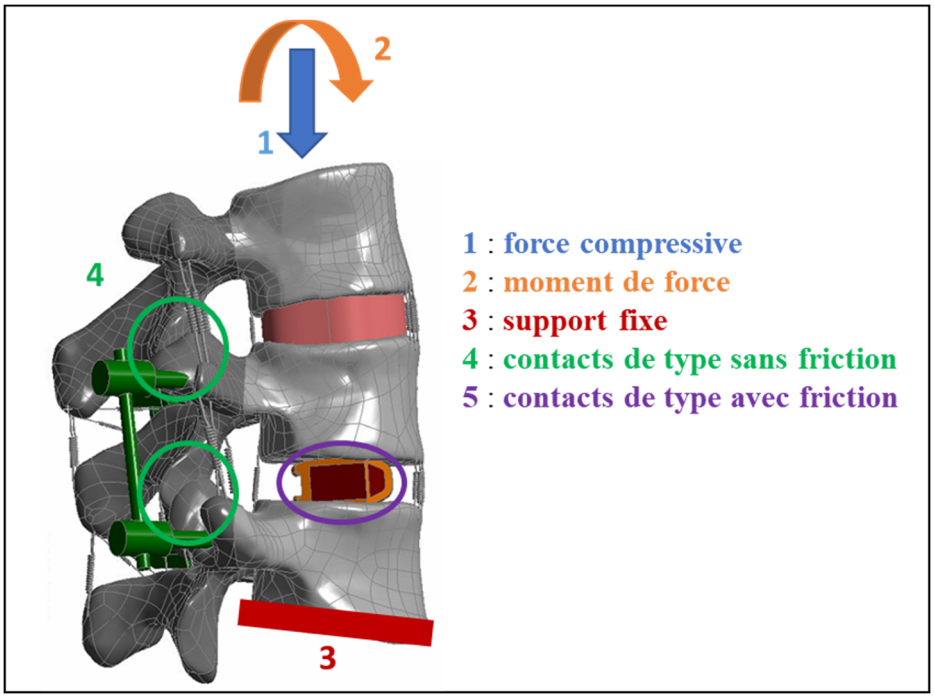


Figure 3.12 Conditions frontières du MEF#2 – instrumenté, sans fusion osseuse

3.6 MEF#3 : segment L3-L5 instrumenté, avec fusion osseuse

La géométrie et le maillage du segment L3-L5 instrumenté, avec fusion osseuse sont identiques à ceux du MEF#2 – instrumenté, sans fusion osseuse. La méthodologie demeure donc la même concernant les étapes de modélisation et de maillage. Cependant, une modification est apportée aux conditions de contact pour simuler la fusion osseuse.

3.6.1 MEF#3-instrumenté, avec fusion : conditions frontières du segment

La Figure 3.13 fait une synthèse des conditions frontières et chargements appliqués au MEF#3 – instrumenté, avec fusion et le Tableau 3.6 présente la différence entre les conditions de contact des MEF instrumentés. Les conditions frontières et les chargements du MEF avec fusion sont les mêmes que ceux du MEF sans fusion étant donné que les MEF sont identiques (*voir* Tableau 3.3). Or, la seule différence réside dans le fait que le MEF actuel considère la réussite de la fusion osseuse. Les conditions de contact entre la cage et les vertèbres sont alors de type lié, contrairement au précédent MEF instrumenté. Il n'y a donc plus de glissement induit par la friction entre la cage et les vertèbres étant donné que ces structures sont désormais fortement liées. Autrement dit, la fusion osseuse permet au segment instrumenté d'atteindre une stabilisation adéquate.

Tableau 3.6 Différence entre les conditions de contact des MEF#2 et 3

MEF	**Corps d'application**	**Condition de contact**	**Représentation physiologique**
MEF#2 : instrumenté, sans fusion osseuse	Cage intervertébrale et surfaces des vertèbres L4 et L5	Friction, avec un coefficient de friction de 0,5	Simuler l'absence de fusion osseuse
MEF#3 : instrumenté, avec fusion osseuse		Lié	Simuler la fusion osseuse

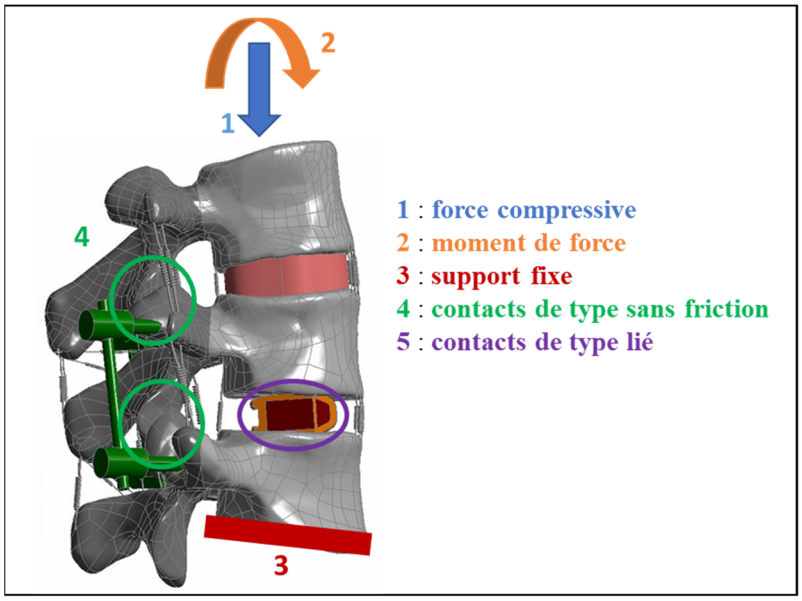


Figure 3.13 Conditions frontières du MEF#3-instrumenté, avec fusion osseuse

3.7 Résumé des trois MEF développés

Le Tableau 3.7 synthétise les MEF développés ainsi que les résultats évalués lors du post-traitement. L'approche méthodologique de ce mémoire a mené au développement de trois MEF distincts, soit le segment intact (MEF#1), le segment instrumenté, sans fusion (MEF#2) et le segment instrumenté, avec fusion (MEF#3). D'abord, le MEF#1 représente le segment L3-L5 intact et comprend les vertèbres, les disques intervertébraux ainsi que les ligaments. Ensuite, le MEF#2 retire le disque L4/L5 afin d'insérer à ce niveau la cage intervertébrale, la greffe osseuse ainsi que l'instrumentation postérieure. Un contact avec friction est alors défini entre l'interface cage-vertèbres pour considérer l'absence de fusion osseuse. Finalement, le MEF#3 modifie l'interface cage-vertèbres pour un contact de type lié dans le but de simuler la réussite de la fusion osseuse. En ce qui concerne le post-traitement, il est à noter que différents résultats sont évalués en fonction du cas de chargement appliqué. Par exemple, le *range of motion* (ROM) et la pression intradiscale du MEF#1 sont comparées aux résultats obtenus par d'autres études pour la validation du modèle.

Tableau 3.7 Synthèse des MEF développés et résultats évalués

<table>
<tr><th>MEF</th><th>Structures</th><th>Contact cage-vertèbres</th><th>Porosité de la cage</th><th>Cas de chargement</th><th>Résultats évalués</th></tr>
<tr><td rowspan="5">MEF#1 (intact)</td><td rowspan="5">• Vertèbres
• Disques intervertébraux
• Ligaments</td><td rowspan="5">-</td><td rowspan="5">-</td><td>10 Nm</td><td>ROM (validation)</td></tr>
<tr><td>1000 N</td><td>Pression intradiscale (validation)</td></tr>
<tr><td rowspan="3">400 N et 10 Nm</td><td>ROM</td></tr>
<tr><td>Pression intradiscale</td></tr>
<tr><td>Force aux facettes</td></tr>
<tr><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td>Distribution des contraintes</td></tr>
<tr><th>MEF</th><th>Structures</th><th>Contact cage-vertèbres</th><th>Porosité de la cage</th><th>Cas de chargement</th><th>Résultats évalués</th></tr>
<tr><td rowspan="2">MEF#2 (instrumenté, sans fusion osseuse)</td><td rowspan="4">• Vertèbres
• Disque intervertébral L3/L4
• Ligaments
• Cage intervertébrale
• Greffe osseuse
• Instrumentation postérieure</td><td rowspan="2">Avec friction</td><td rowspan="4">• Cage solide
• Cage poreuse à 76%
• Cage poreuse à 89%</td><td rowspan="4">400 N et 10 Nm</td><td>ROM</td></tr>
<tr><td>Pression intradiscale</td></tr>
<tr><td rowspan="2">MEF#3 (instrumenté, avec fusion osseuse)</td><td rowspan="2">Lié</td><td>Force aux facettes</td></tr>
<tr><td>Distribution des contraintes</td></tr>
<tr><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td>Migration de la cage</td></tr>
</table>

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 MEF#1-intact : observations et mesures effectuées

La section qui suit présente les principaux résultats concernant le modèle du segment L3-L5 intact. Les résultats d'intérêt sont le ROM, la pression intradiscale, les forces aux facettes articulaires et la distribution des contraintes.

4.1.1 MEF#1-intact : ROM

Les ROM des segments L3/L4 et L4/L5 sont mesurés dans les quatre directions étudiées, soit la flexion, l'extension, la flexion latérale et la rotation axiale. La Figure 4.1 présente les courbes de ROM du MEF – intact. Un cas de chargement utilisant des moments de force est choisi dans le but de valider le MEF – intact avec la littérature. Lorsqu'on applique des moments purs de 10 Nm sur le segment intact, on remarque le comportement non-linéaire du modèle. En général, plus le moment de force exercé augmente, plus le taux de croissance du ROM diminue. Ceci est vrai pour la flexion, l'extension et la rotation axiale, qui tendent vers une asymptote, soit une valeur limite. Cependant, le ROM en flexion latérale ne semble pas avoir atteint son maximum. Ensuite, une certaine symétrie est observée pour le mouvement de flexion-extension. En fait, le $ROM_{L3/L4}$ en flexion est identique à celui en extension, soit de 3,9°. Cette symétrie n'est pas observée au niveau du segment L4/L5, car le $ROM_{L4/L5}$ est de 4,4° en flexion et de 5,3° en extension. Quant à la flexion latérale, elle possède la plus grande amplitude de mouvement, soit de 7,2° pour L3/L4 et de 7,5° pour L4-L5. À l'opposé, la rotation axiale présente le ROM le plus faible, tel que $ROM_{L3/L4}$ = 2,7° et $ROM_{L4/L5}$ = 2,4°. On observe aussi que le $ROM_{L3/L4}$ est inférieure au $ROM_{L4/L5}$ dans toutes les directions, sauf en rotation axiale. Finalement, on observe une stabilité du segment intact dans toutes les directions, car les courbes de ROM ne présentent pas de changements abrupts lorsque le moment de force augmente.

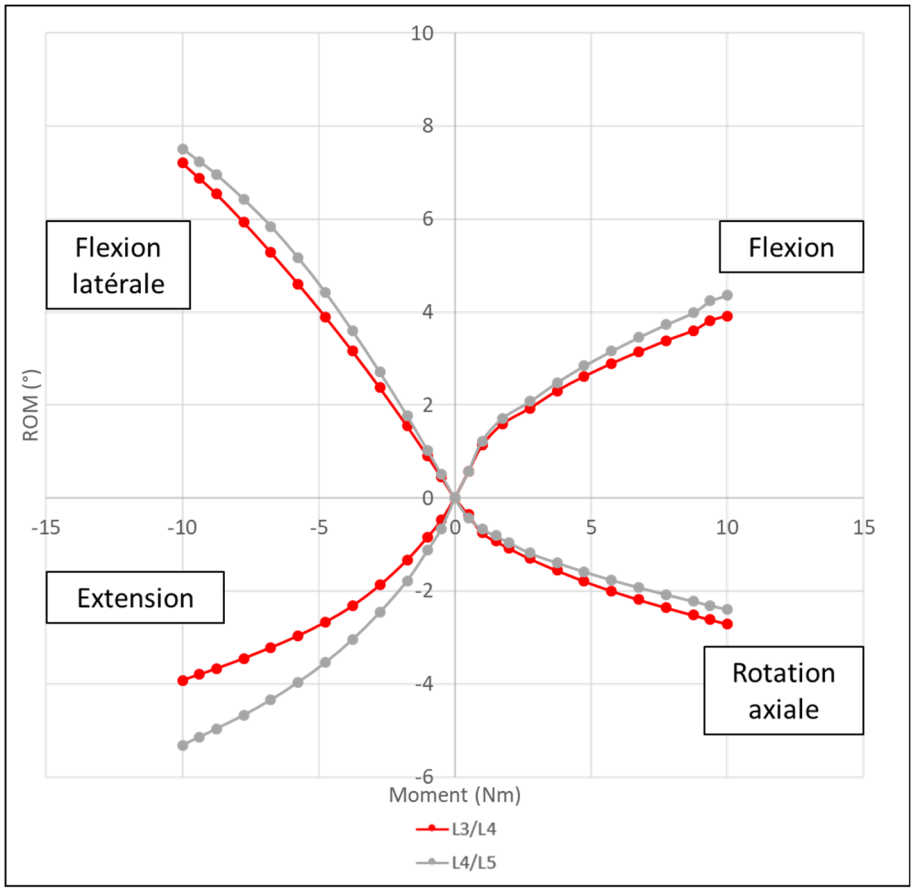


Figure 4.1 MEF#1-intact : ROM des segments L3/L4 et L4/L5 en fonction du moment dans les quatre directions

La Figure 4.2 met en relation les $ROM_{L3/L4}$ et $ROM_{L4/L5}$ avec les valeurs de ROM obtenues dans une étude *in vitro* (Yamamoto, Panjabi, Crisco, & Oxland, 1989). Les valeurs maximales du MEF#1 sont présentées dans cette figure. De plus, la somme des ROM en flexion et en extension est effectuée afin de permettre la comparaison. Concernant les ROM en flexion latérale et en rotation axiale, il est à noter qu'ils sont calculés uniquement pour un côté, c'est-à-dire pour une flexion latérale vers la droite et une rotation axiale dans le sens antihoraire. On observe donc que les $ROM_{L3/L4}$ et $ROM_{L4/L5}$ du MEF#1 se situent à l'intérieur de l'intervalle déterminé par Yamamoto (1989).

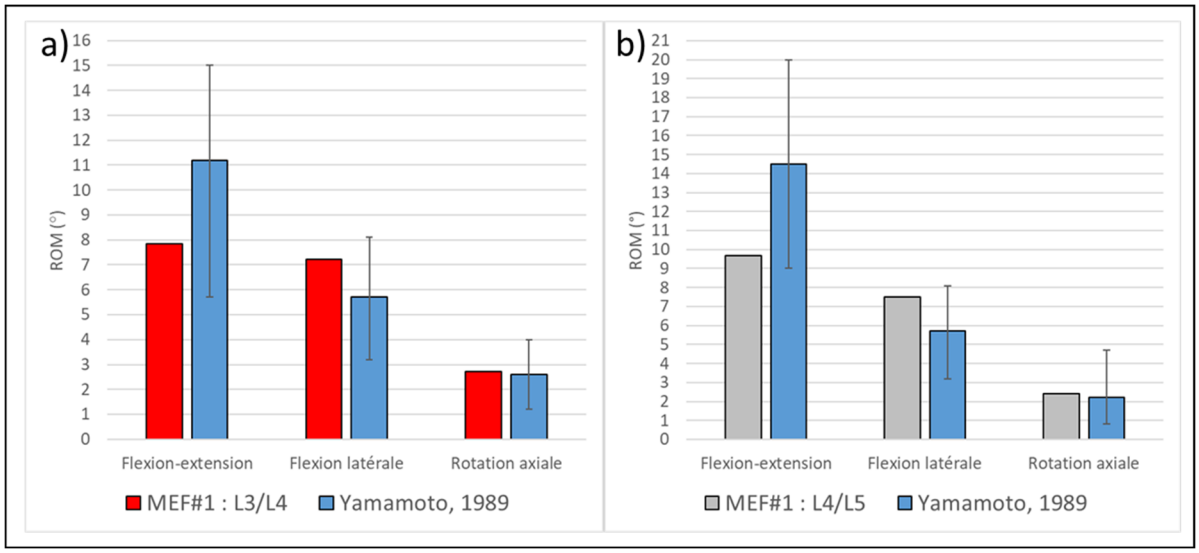


Figure 4.2 MEF#1-intact : ROM des segments a) L3/L4 et b) L4/L5 en comparaison avec ceux de Yamamoto (1989)

La Figure 4.3 superpose les courbes de ROM du MEF#1 sur celles provenant de l'étude de Naserkhaki (2018). Elle comprend les résultats d'une étude *in vitro* (orange) et de huit études numériques (vert et violet). On observe d'abord que le comportement non-linéaire du MEF#1 est similaire à celui des autres études. Pour les mouvements de flexion et d'extension, le ROM du MEF#1 se trouve à l'intérieur des courbes issues des études numériques. La courbe en flexion est en deçà des valeurs *in vitro* avec une différence de 0,56° tandis que celle en extension est comprise dans ces valeurs. Pour ce qui est de la flexion latérale, son ROM est fidèle aux résultats de la littérature pour les moments de force situés entre 0 et 5 Nm. Cependant, son amplitude de mouvement maximale s'avère être supérieure à celle des études *in vitro* et numériques avec un écart de 0,33°. Finalement, le ROM en rotation axiale est plus élevé que celui des études numériques de 0,53° alors qu'il se situe à l'intérieur de l'intervalle déterminé par l'étude *in vitro*.

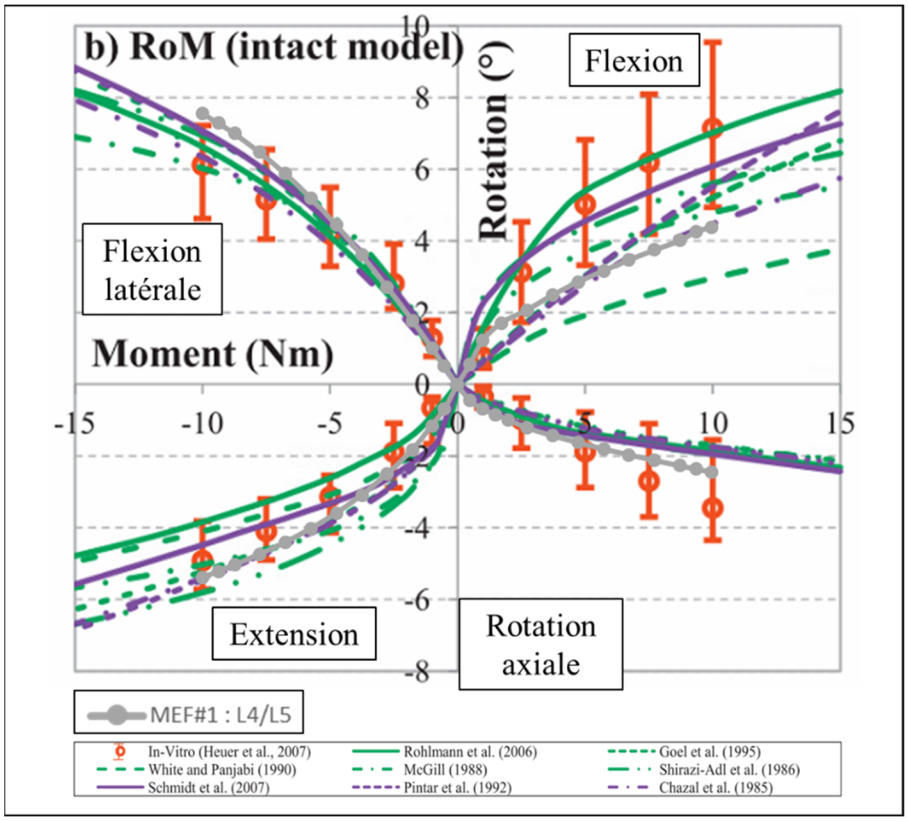


Figure 4.3 MEF#1-intact : ROM du segment L4/L5 en comparaison avec ceux de la littérature
Adaptée de Naserkhaki *et al.* (2018)

4.1.2 MEF#1-intact: pression intradiscale

La pression intradiscale du segment L4/L5 est mesurée en appliquant une force compressive de 1000 N sur le modèle intact. Ce cas de chargement est utilisé afin de valider le modèle avec l'étude de Dreischarf (2014). La Figure 4.4 illustre l'évolution de la pression intradiscale en fonction de la force compressive. On dénote d'abord que la pression augmente proportionnellement avec la force de compression et qu'une relation quasi-linéaire existe. En fait, une force de 200 N induit une pression de 0,25 MPa alors qu'une force de 1000 N permet d'atteindre une pression interne de 1 MPa. Finalement, on constate que la pression intradiscale mesurée dans le MEF#1 se situe à l'intérieur des valeurs présentées par Dreischarf (2014) qui proviennent d'études *in vitro* et numériques.

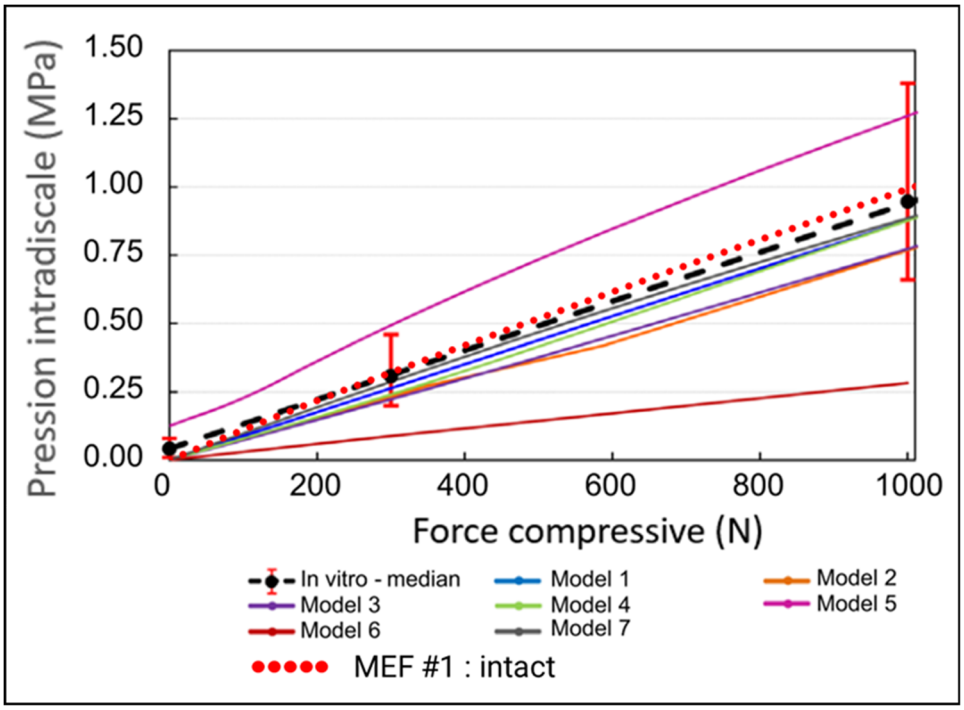


Figure 4.4 MEF#1-intact : pression intradiscale du segment L4/L5 en fonction de la force compressive
Adaptée de Dreischarf *et al.* (2014)

La Figure 4.5 présente les pressions intradiscales du segment L3/L4 mesurées dans le MEF#1 lors des différents mouvements. Pour obtenir ces valeurs, le scénario de chargement consiste à exercer une force compressive de 400 N suivie d'un moment de force de 10 Nm. Ceci permet de valider les pressions intradiscales du MEF#1 avec celles de l'étude numérique de Jiang (2019), qui se trouvent aussi sur cette figure. On observe d'abord que la pression à l'intérieur du nucléus est toujours plus faible que celle exercée sur l'annulus. Ensuite, il s'avère que le mouvement de flexion latérale exerce les pressions les plus élevées, autant dans le nucléus que dans l'annulus. À l'opposé, la rotation axiale induit les plus faibles pressions intradiscales. Pour finir, les pressions calculées dans le MEF#1 sont généralement plus faibles que celles déterminées par Jiang (2019).

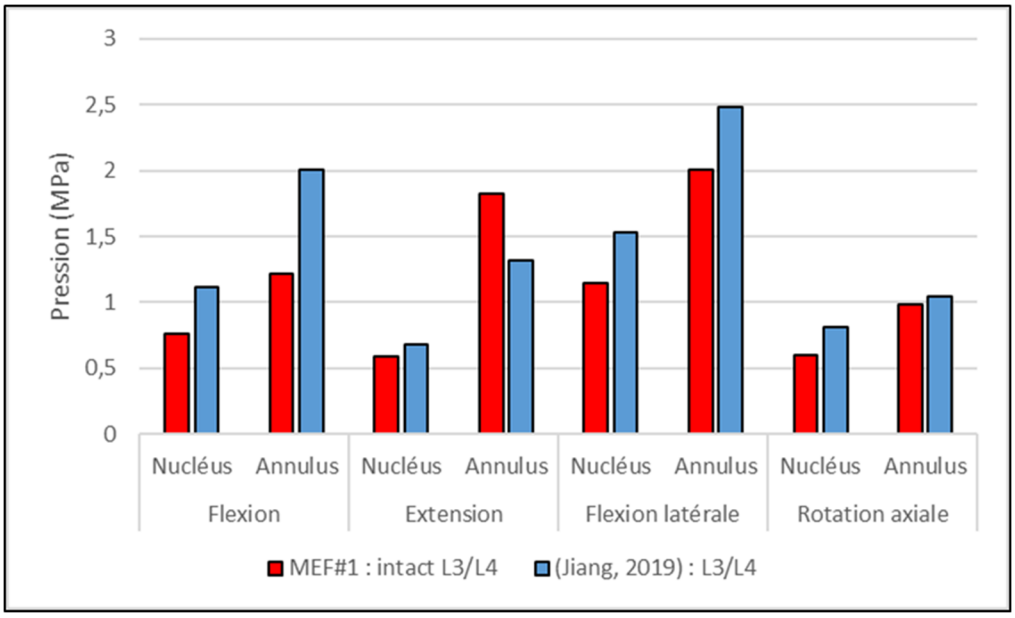


Figure 4.5 MEF#1-intact : pression à l'intérieur du disque L3/L4 selon le mouvement simulé, en comparaison avec Jiang (2019)

4.1.3 MEF#1-intact : forces aux facettes articulaires

Les forces aux facettes articulaires sont mesurées en utilisant des sondes positionnées sur les facettes des segments L3/L4 et L4/L5 du modèle intact. Le cas de chargement utilisé est une force compressive de 400 N et un moment de force de 10 Nm. La Figure 4.6 présente les forces de réaction calculées sur la surface entière des facettes gauche et droite en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale. On constate en premier lieu que les forces de réaction n'ont pas la même amplitude, selon le segment d'intérêt et le mouvement simulé. Premièrement, le segment L4/L5 présente des forces aux facettes en flexion et en extension tandis qu'aucune force n'est mesurée pour le segment L3/L4. Deuxièmement, les forces maximales sont exercées sur les facettes droites lors de la rotation axiale. En fait, ce mouvement induit des forces de 169,3 N (L3/L4) et de 157,0 N (L4/L5) tandis que les autres mouvements produisent des forces entre 0 et 85,3 N. Troisièmement, l'asymétrie anatomique du segment L4-L5 transparaît par le fait que les forces exercées sur les facettes gauche et droite ne sont pas identiques pour tous les mouvements. Finalement, les écarts de forces entre les facettes gauche et droite sont

plus prononcés en flexion latérale et rotation axiale. Ceci est dû au fait que ce sont des mouvements naturellement asymétriques. En d'autres mots, il est attendu d'observer une facette articulaire qui soit moins sollicitée ou aucunement sollicitée, tel que pour la rotation axiale.

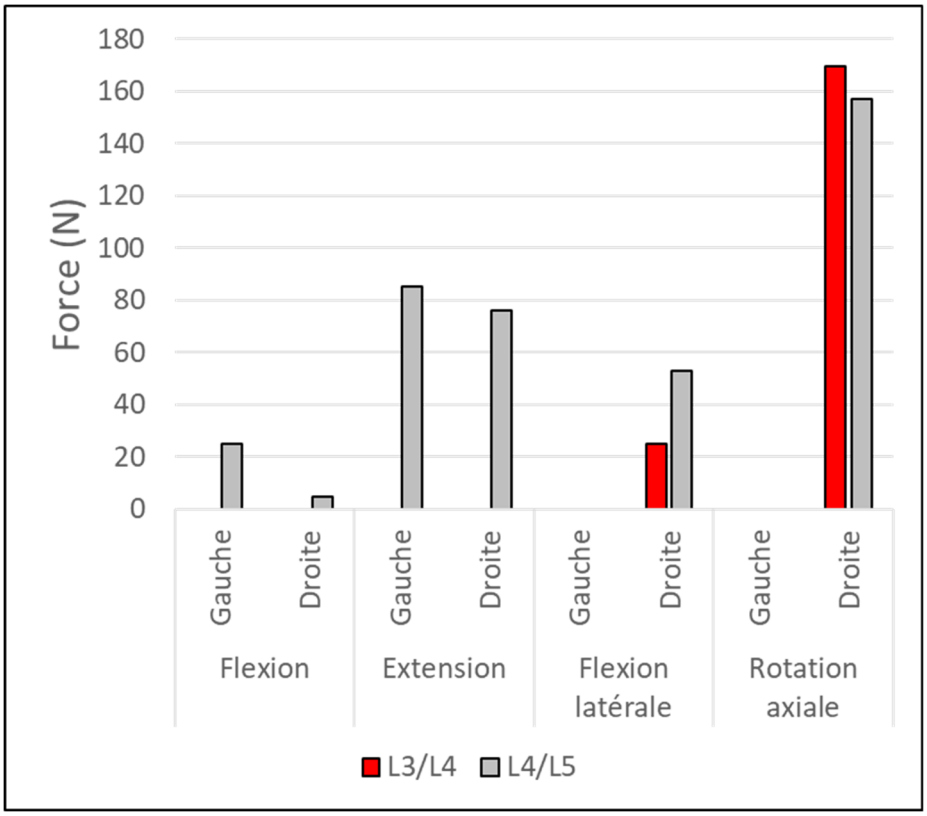


Figure 4.6 MEF#1-intact : forces de réaction sur les facettes des segments L3/L4 et L4/L5 selon les mouvements

4.1.4 MEF#1-intact : distribution des contraintes

La Figure 4.7 illustre la distribution des contraintes équivalentes selon le mouvement simulé et le Tableau 4.1 présente les contraintes maximales ainsi que leur localisation sur le segment L3-L5. Une force de 400 N et un moment de 10 Nm sont appliqués sur MEF#1. Lors de la flexion, les contraintes sont davantage concentrées sur les os postérieurs, les pédicules et les corps vertébraux. Une contrainte maximale de 49,2 MPa se trouve sur l'extrémité de l'os postérieur de la vertèbre L4. De plus, les contraintes sont principalement distribuées sur les ver-

tèbres L3 et L5. Ensuite, le mouvement d'extension induit une plus faible distribution des contraintes, par rapport à la flexion. En fait, les contraintes se situent majoritairement sur les pédicules ainsi que les côtés des corps vertébraux L3 et L4. Lors de l'extension, une contrainte maximale de 32,1 MPa est exercée sur la facette droite de la vertèbre L3. Quant à la flexion latérale, on observe que les charges se concentrent plutôt sur le côté droit des corps vertébraux. De plus, on remarque que ces contraintes diminuent tout au long du segment L3-L5. Un maximum de 25,8 MPa est mesuré sur la facette gauche de la vertèbre L4. Finalement, la rotation axiale entraîne une forte concentration de contraintes sur les pédicules et les facettes droites des segments L3/L4 et L4/L5. La contrainte maximale se situe alors sur la facette droite de la vertèbre L4 et possède une valeur de 38,2 MPa. Pour finir, la distribution des contraintes permet de cerner les structures les plus sollicitées lors des mouvements appliqués au modèle intact.

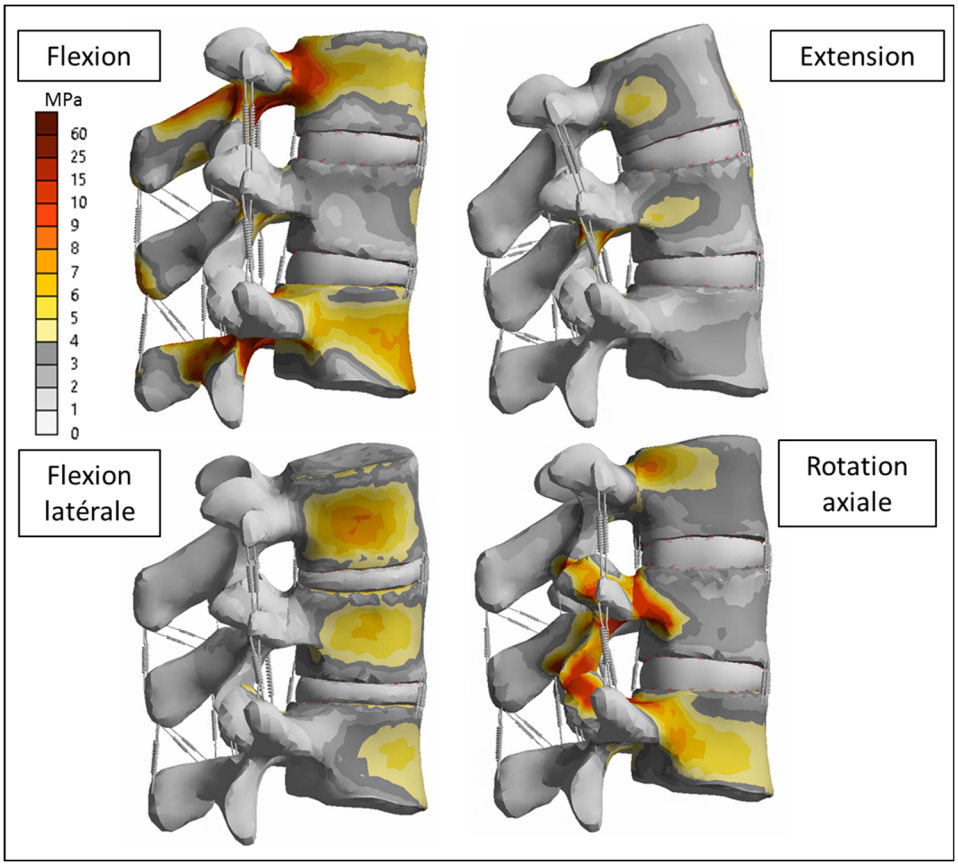


Figure 4.7 MEF#1-intact : distribution des contraintes en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale

Tableau 4.1 MEF#1-intact : contraintes maximales et leur localisation selon le mouvement simulé

Mouvement	**Contrainte maximale (MPa)**	**Localisation de la contrainte maximale**
Flexion	49,2	Extrémité de l'os postérieur L4
Extension	32,1	Facette droite de la vertèbre L3
Flexion latérale	25,8	Facette gauche de la vertèbre L4
Rotation axiale	38,2	Facette droite de la vertèbre L4

4.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : observations et mesures effectuées

Les résultats concernant le MEF#2 et le MEF#3 sont présentés dans la section qui suit. Le MEF#2 représente le modèle instrumenté, sans fusion osseuse, tandis que le MEF#3, quant à lui, simule la fusion osseuse. Les résultats pertinents tel que le ROM, la pression intradiscale, les forces aux facettes articulaires et la distribution des contraintes permettent d'évaluer les effets liés à l'insertion de la cage intervertébrale, à la fixation de vis orthopédiques et à la fusion osseuse. Il est important de souligner le fait que les MEF #2 et #3 possèdent chacune trois séries de données. Ceci est dû au fait que l'on simule trois cages ayant différentes porosités, soit une cage solide (P0), une cage poreuse à 76% (P76) et une cage poreuse à 89% (P89).

4.2.1 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison du ROM

Le ROM est calculé dans les segments L3/L4 et L4/L5 pour les quatre cas de chargement. La Figure 4.8 présente ces amplitudes de mouvement pour le MEF#1, le MEF#2 et le MEF#3. Dans la Figure 4.8a), on trouve les ROM mesurés au niveau du segment L3/L4. On note alors

que les valeurs de ROM des MEF#2 et 3 sont plus élevées que celles du MEF#1. Cette affirmation est juste pour la flexion, l'extension et la flexion latérale. En fait, on observe une augmentation de 1-2° par rapport au MEF intact. Cependant, le ROM en rotation axiale demeure constant entre les MEF intact et instrumentés. De plus, aucune différence importante n'est observée entre le ROM des MEF instrumentés avec et sans fusion osseuse. À l'opposé, plusieurs différences sont observées dans la Figure 4.8b), qui présente les valeurs de ROM du segment L4/L5, dans laquelle la cage intervertébrale est insérée. Par rapport au ROM du MEF intact, les ROM du MEF instrumenté sans fusion osseuse sont réduits de 84,3% en flexion, de 83,6% en extension, de 81,8% en flexion latérale et de 50,0% en rotation axiale. Finalement, les ROM du MEF instrumenté avec fusion osseuse sont diminués de 90,4-94,9%, tel que les valeurs de ROM soient moins de 0,6° pour tous les mouvements.

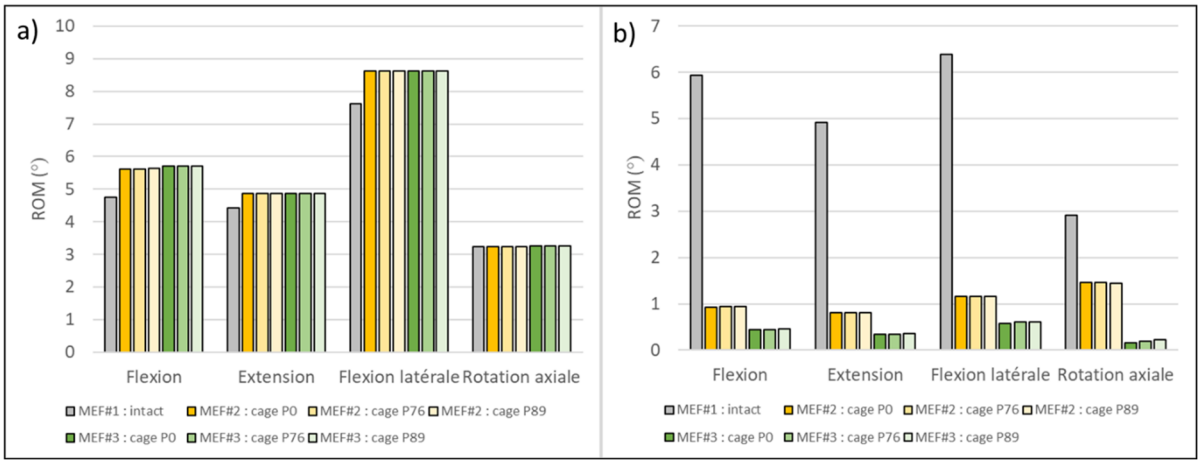


Figure 4.8 Comparaison des ROM mesurés au niveau du segment a) L3/L4 et b) L4/L5 selon les mouvements et MEF simulés

4.2.2 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison de la pression intradiscale

Les pressions intradiscales maximales du segment L3/L4 sont mesurées et présentées à la Figure 4.9. Dans la Figure 4.9a), on observe d'abord que la pression du nucléus augmente dans le cas du MEF#2 et du MEF#3. Les plus grands écarts de pression entre le MEF intact et les

MEF instrumentés se produisent lors de la flexion et de la flexion latérale. On remarque également qu'il n'y a pas de différence de pression entre les MEF instrumentés. En ce qui concerne les pressions à l'intérieur de l'annulus (*voir* Figure 4.9b)), elles sont quasi-identiques pour les MEF#2 et 3. De plus, les pressions du MEF intact sont inférieures à celles des autres MEF, l'exception étant la pression produite lors du mouvement d'extension. Finalement, les pressions exercées dans l'annulus sont globalement plus élevées que celles mesurées dans le nucléus.

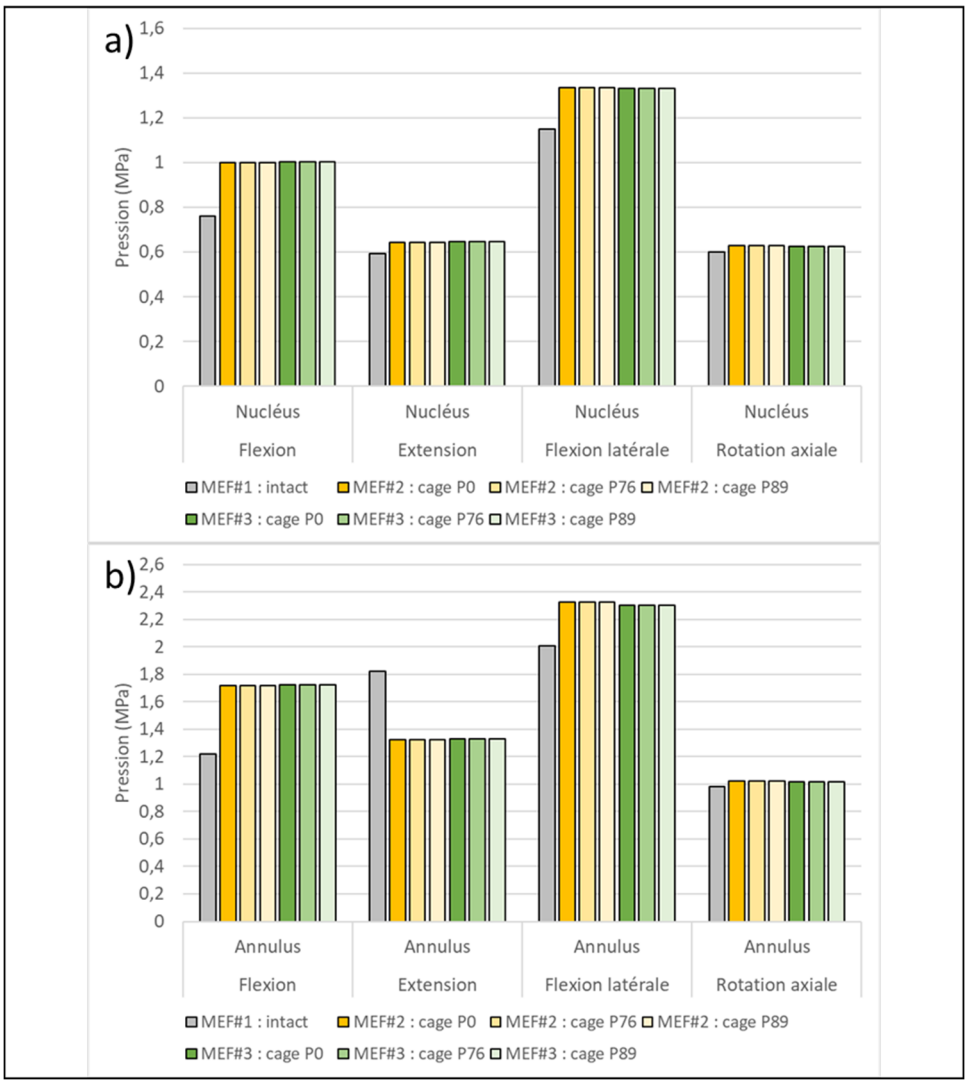


Figure 4.9 Comparaison des pressions à l'intérieur du a) nucléus et de b) l'annulus selon les mouvements et MEF simulés

4.2.3 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison des forces aux facettes articulaires

La Figure 4.10 fait la comparaison des forces aux facettes entre le MEF intact et les MEF instrumentés. La Figure 4.10a) présente les forces au niveau du segment L3/L4. Lors de l'extension, le MEF#3 présente de faibles forces aux facettes de l'ordre de 0,15 N. Pour les autres mouvements, il est possible de voir que les forces de réactions sont du même ordre de grandeur et demeurent inchangées pour tous les modèles. Ceci n'est pas le cas au niveau du segment L4/L5 (*voir* Figure 4.10b)). Contrairement au modèle intact, le MEF#3 présente des forces de réaction nulles sur les facettes dans toutes les directions. Le MEF#2, quant à lui, produit seulement une force de réaction sur la facette droite lors de la rotation axiale.

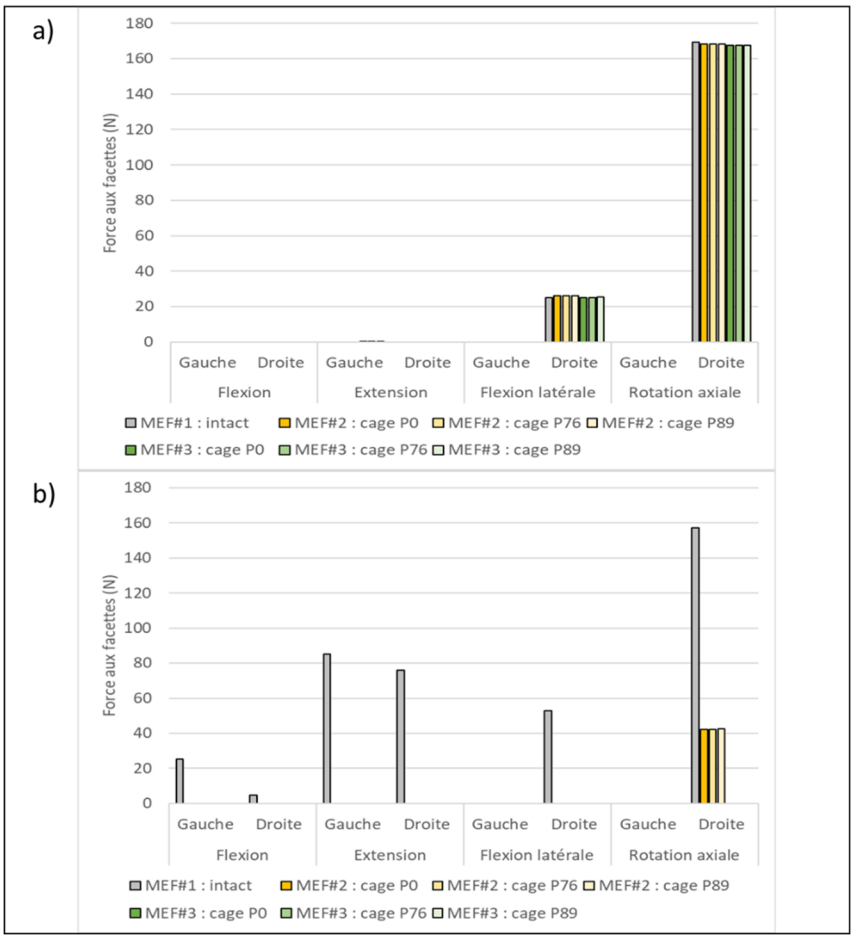


Figure 4.10 Comparaison des forces aux facettes des segments a) L3/L4 et b) L4/L5 selon les mouvements et MEF simulés

4.2.4 MEF#2-instrumenté, sans fusion : migration de la cage

La migration de la cage est uniquement calculée pour le MEF#2 étant donné que ce modèle considère un contact de type friction entre l'implant et les vertèbres. La Figure 4.11a) illustre l'évolution de la migration d'une cage solide et la Figure 4.11b) présente les différentes distances de migration selon les porosités. Il est à noter que la migration de la cage se produit uniquement lors de la rotation axiale. En d'autres mots, elle est quasi-nulle pour tous les autres scénarios de chargement. Dans un premier temps, on observe que la migration demeure négligeable lors du premier pas de chargement, soit une force compressive de 400 N. Dans un deuxième temps, la cage migre progressivement lors du deuxième pas de chargement qui implique une rotation axiale de 10 Nm. La migration de la cage atteint un plateau à 0,4 mm. Dans la Figure 4.11b), on constate que la migration diminue lorsque la porosité s'élève. Des écarts de l'ordre de 0,001 mm sont notés.

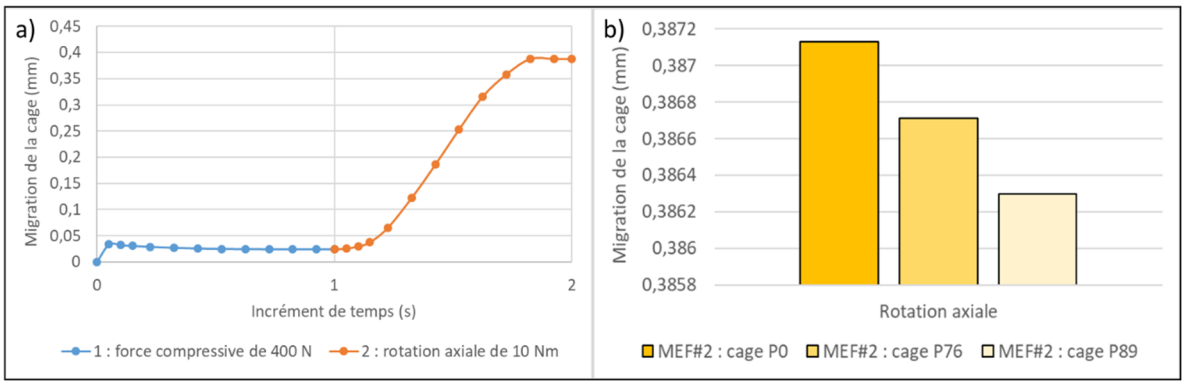


Figure 4.11 a) Exemple de migration de la cage solide (P0) en fonction de l'incrément de temps et b) migration de la cage lors de la rotation axiale pour les cages P0, P76 et P89

4.2.5 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison de la distribution des contraintes

La comparaison de la distribution des contraintes se fait sur différents niveaux. Les contraintes équivalentes sont d'abord observées sur le plan global, c'est-à-dire sur l'entièreté du segment L3-L5 pour les trois MEF. Par la suite, on observe la distribution des contraintes sur le plan

local, soit sur les structures d'intérêt telles que la cage intervertébrale, les plateaux vertébraux, l'instrumentation postérieure et la greffe osseuse.

4.2.5.1 MEF#1-intact, MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : comparaison de la distribution des contraintes sur le segment L3-L5

La Figure 4.12 présente les contraintes équivalentes du segment L3-L5 avec une cage solide (MEF#2 : cage P0) et le Tableau 4.2 présente la valeur et la localisation des contraintes maximales, selon les directions. Étant donné que la distribution globale des contraintes demeure similaire entre les MEF#2 et 3, un seul exemple est nécessaire pour comparer les résultats des MEF instrumentés avec ceux du MEF intact (*voir* Figure 4.7). Les affirmations effectuées sur l'exemple ci-contre sont donc valides pour tous les MEF instrumentés simulés. En premier lieu, on remarque que les contraintes équivalentes des MEF instrumentés sont concentrées dans les mêmes régions que celles du MEF intact. En moyenne, les contraintes sont de 3 à 10 fois plus élevées dans les MEF#2 et 3. En deuxième lieu, il est possible d'observer que les plus fortes contraintes sont exercées sur l'instrumentation postérieure ainsi que les cages intervertébrales. En fait, la contrainte maximale se trouve toujours sur le corps externe de la cage. Ceci est vrai pour tous les modèles instrumentés et pour tous les mouvements simulés, que la cage soit solide ou poreuse. Finalement, les pédicules et facettes articulaires des vertèbres L4 et L5 sont plus sollicitées dans les MEF instrumentés, comparativement au MEF intact.

Tableau 4.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion avec cage solide : contraintes maximales et leur localisation selon le mouvement simulé

Mouvement	**Contrainte maximale (MPa)**	**Localisation de la contrainte maximale**
Flexion	237,7	Corps externe de la cage
Extension	234,0	
Flexion latérale	232,9	
Rotation axiale	377,9	

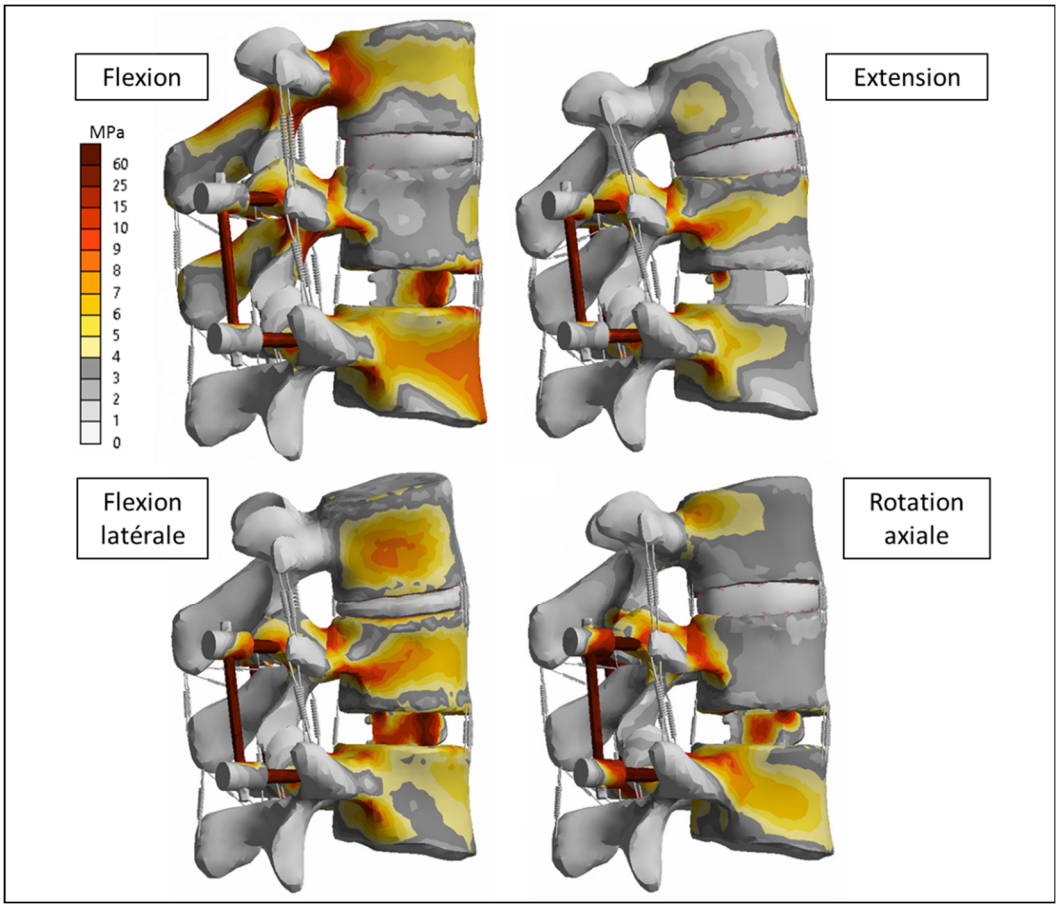


Figure 4.12 MEF#2-instrumenté, sans fusion avec cage solide : distribution des contraintes en flexion, extension, flexion latérale et rotation axiale

4.2.5.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : distribution des contraintes sur la cage intervertébrale

Les contraintes maximales générées sur les cages des MEF instrumentés sont présentées à la Figure 4.13. En comparant les résultats des MEF, on remarque que les contraintes du MEF#2 sont supérieures à celles du MEF#3. Pour les mouvements de flexion et de flexion latérale, on dénote une croissance de la contrainte maximale lorsque la porosité de la cage augmente. Or, le comportement opposé est observé en extension et en rotation axiale. Lors de ces mouvements, la contrainte maximale décroît quand la porosité s'élève. Il est intéressant de témoigner du fait que ces relations n'existent pas pour les résultats du MEF#3. D'autant plus, les cages

du MEF#3 ayant une porosité de 76% obtiennent les plus faibles contraintes. Quoique ceci soit plus visible en flexion et en flexion latérale, cela demeure juste pour toutes les directions.

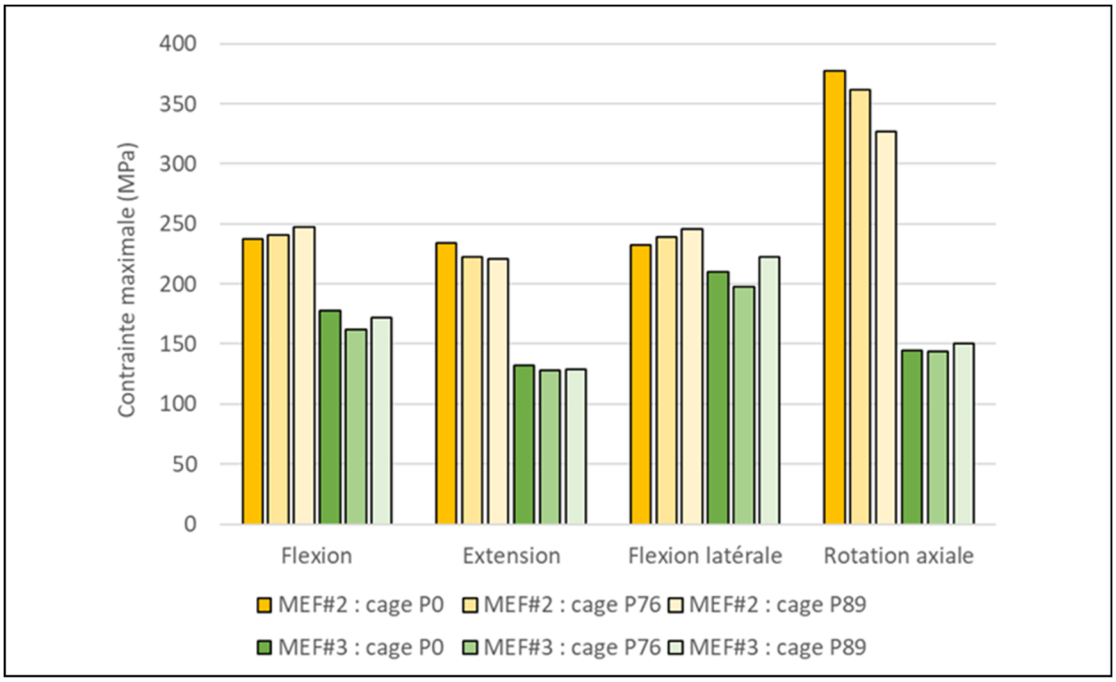


Figure 4.13 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur la cage intervertébrale

La Figure 4.14 permet d'observer la distribution des contraintes sur la cage lorsque la porosité varie. Pour ce faire, les cages solide et poreuses provenant des MEF#2 et 3 sont mises en évidence lors de la flexion. Les observations qui suivent sont également applicables aux mouvements d'extension, de flexion latérale et de rotation axiale. En premier lieu, les cages solides possèdent une distribution des contraintes qui est uniforme à travers leur géométrie. On peut aussi observer le fait que les régions les plus sollicitées sont celles qui sont en contact avec les plateaux vertébraux. En deuxième lieu, les cages poreuses à 76% ont une distribution des contraintes qui est plus localisée sur le corps externe de la cage. La partie interne et poreuse subit tout de même des contraintes entre 0 et 25 MPa. En troisième lieu, le corps externe des cages ayant une porosité de 89% soutiennent quasiment la totalité des contraintes. Ceci transparaît

par le fait que les contraintes supportées par la partie interne sont de moins de 10 MPa. Finalement, on constate que l'extrémité postérieure des cages du MEF#2 est plus ou moins sollicitée tandis que celle des cages du MEF#3 partage une partie des contraintes.

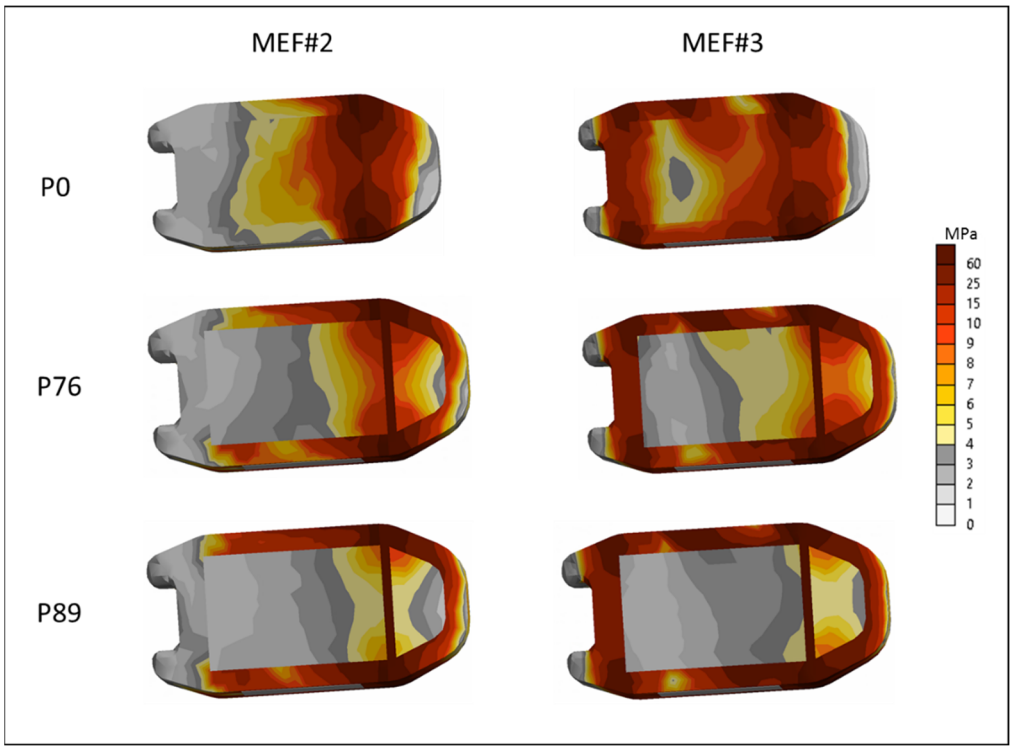


Figure 4.14 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion en flexion : distribution des contraintes sur les cages P0, P76 et P89

4.2.5.3 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : distribution des contraintes sur les plateaux vertébraux

La Figure 4.15 présente les contraintes maximales agissant sur le plateau vertébral inférieur à la cage. Il est pertinent de souligner le fait que la cage intervertébrale est en contact avec deux plateaux, soit ceux des vertèbres L4 et L5. Néanmoins, seulement les contraintes équivalentes du plateau vertébral L5 sont présentée ci-dessous, car les valeurs maximales se situent sur ce dernier. Tout d'abord, la porosité n'influence pas les contraintes subies par le plateau vertébral pour tous les mouvements, à l'exception de la rotation axiale. Ensuite, l'extension génère les plus faibles contraintes tandis que la rotation axiale et la flexion latérale induisent les plus

fortes contraintes pour les MEF#2 et 3, respectivement. Par la suite, les contraintes issues du MEF#2 sont généralement du même ordre de grandeur, voire plus faibles, que celles provenant du MEF#3. Finalement, les contraintes sont globalement en deçà de 35 MPa pour tous les modèles simulés.

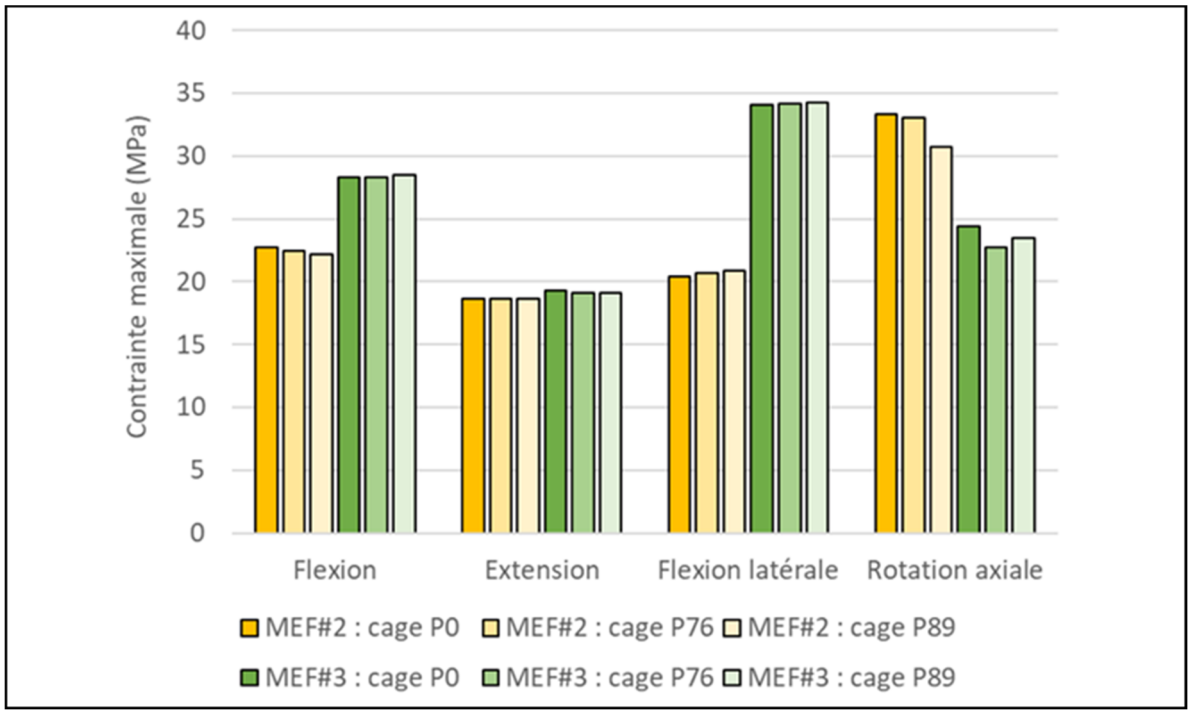


Figure 4.15 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur le plateau vertébral inférieur à la cage

La distribution des contraintes sur le plateau vertébral d'intérêt est illustrée à la Figure 4.16. Premièrement, on aperçoit que les contraintes maximales se localisent en fonction du mouvement simulé. Par exemple, une forte concentration de contraintes se situe antérieurement lors de la flexion tandis que la partie postérieure du plateau est plutôt sollicitée à la suite de l'extension. On peut également voir que le côté droit subit les plus grandes charges pendant la flexion latérale. De plus, la rotation axiale, qui se fait dans le sens antihoraire, engendre une localisation des contraintes au niveau des points de contact entre la cage et le plateau. Finale-

ment, l'allure de la distribution diffère entre les deux modèles instrumentés. En effet, on constate que le MEF#3 permet d'obtenir une répartition plus uniforme des contraintes, comparativement au MEF#2.

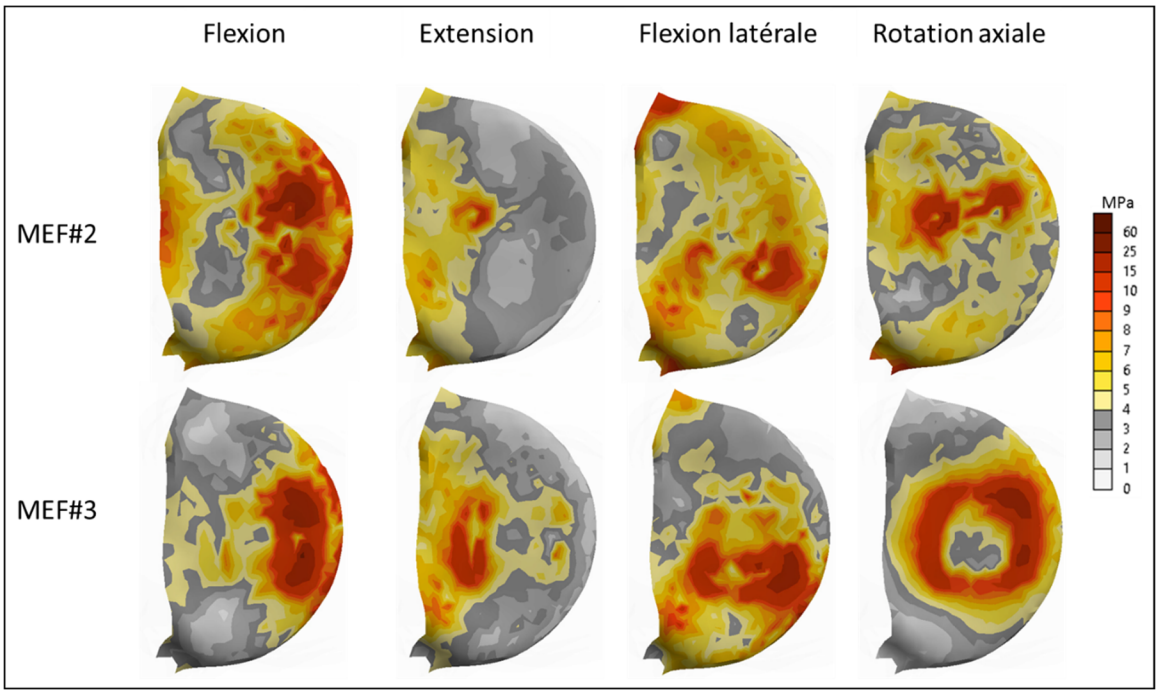


Figure 4.16 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion avec cage solide : distribution des contraintes sur le plateau vertébral inférieur à la cage selon les mouvements simulés

4.2.5.4 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : distribution des contraintes sur l'instrumentation postérieure

Les contraintes maximales sur l'instrumentation postérieure sont présentées à la Figure 4.17. Premièrement, toutes les contraintes calculées sur les vis et tiges orthopédiques sont moins de 200 MPa. Pour tous les mouvements, le MEF#2 induit des charges plus élevées par rapport au MEF#3, les contraintes les plus fortes se produisant lors de la flexion latérale et de la rotation axiale. Or, il est intéressant d'apercevoir que la contrainte la plus faible est générée lors de la rotation axiale du MEF#3. En ce qui concerne la flexion et l'extension, les contraintes s'avèrent être du même ordre de grandeur, autant pour le MEF#2 que le MEF#3. Finalement, les cages

solide et poreuses des MEF instrumentés entraînent de faibles différences au niveau des contraintes. Ceci est vrai pour tous les mouvements, sauf pour la flexion latérale et la rotation axiale du MEF#3. En fait, on dénote une croissance des contraintes lorsque la porosité de la cage augmente.

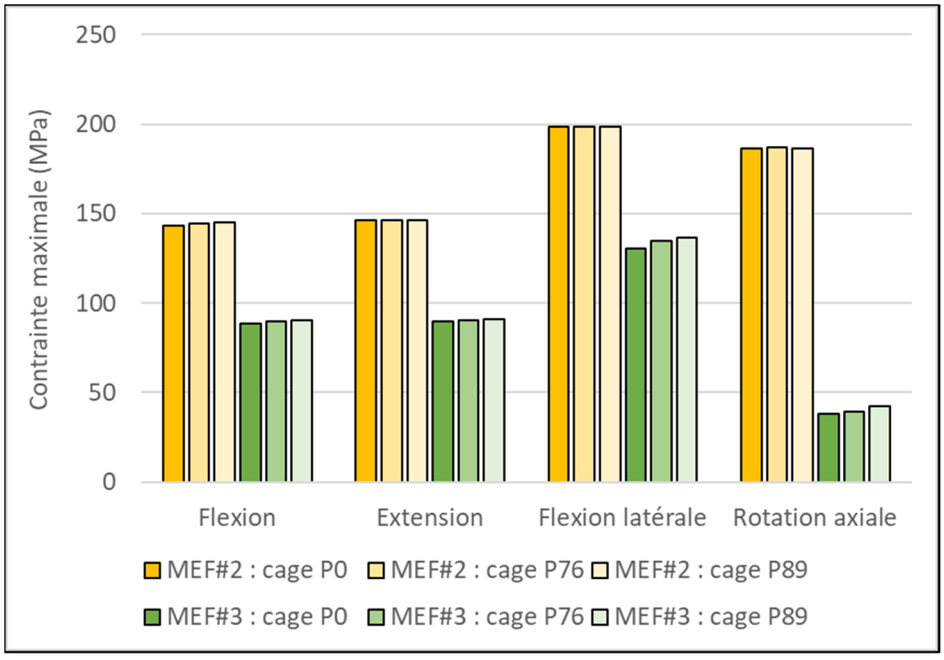


Figure 4.17 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur l'instrumentation postérieure

La Figure 4.18 présente un exemple de distribution de contraintes sur les vis et tiges orthopédiques pour le MEF#2 avec une cage solide. Lors de la simulation, il est possible de voir que l'origine de propagation des contraintes se positionne au centre des vis et des tiges. En fait, les extrémités de l'instrumentation postérieure ne sont que faiblement sollicitées, par rapport à son centre. Tel que mentionné précédemment, l'allure de la distribution entre la flexion et l'extension est similaire. Finalement, la différence principale entre les distributions de contraintes réside dans le fait que la tête des vis prend plus de charge, selon le mouvement. Ceci est observable au niveau de la flexion latérale et de la rotation axiale.

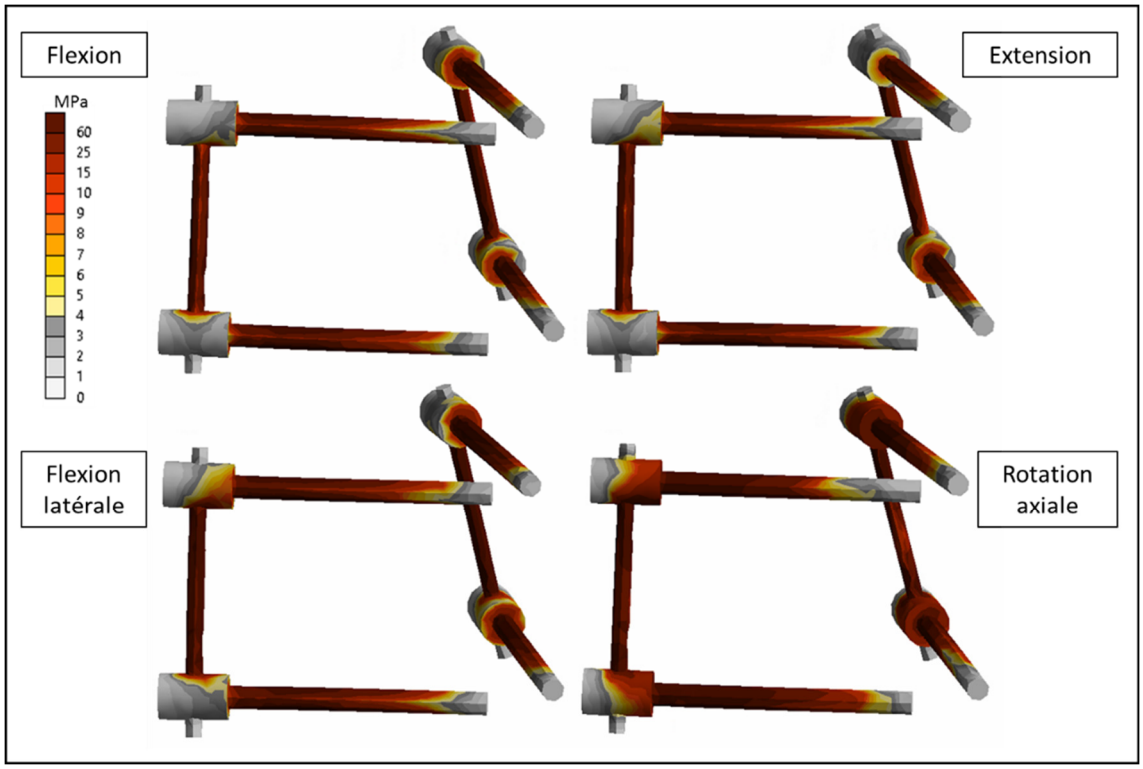


Figure 4.18 MEF#2-instrumenté, sans fusion avec cage solide: distribution des contraintes sur l'instrumentation postérieure selon les mouvements

4.2.5.5 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : distribution des contraintes sur la greffe osseuse

La greffe osseuse se situe à l'intérieur de la cage intervertébrale et présente les plus faibles contraintes à travers toutes les structures évaluées. La Figure 4.19 présente la magnitude des contraintes agissant sur la greffe. D'abord, la contrainte subie par la cage solide représente un minimum dans tous les mouvements. À l'opposé, cette contrainte atteint un maximum lors des mouvements simulés avec une cage poreuse à 89%. On observe d'ailleurs une contrainte maximale de 0,2 MPa qui se produit en rotation axiale. Finalement, on note que les contraintes demeurent du même ordre de grandeur pour les MEF#2 et 3.

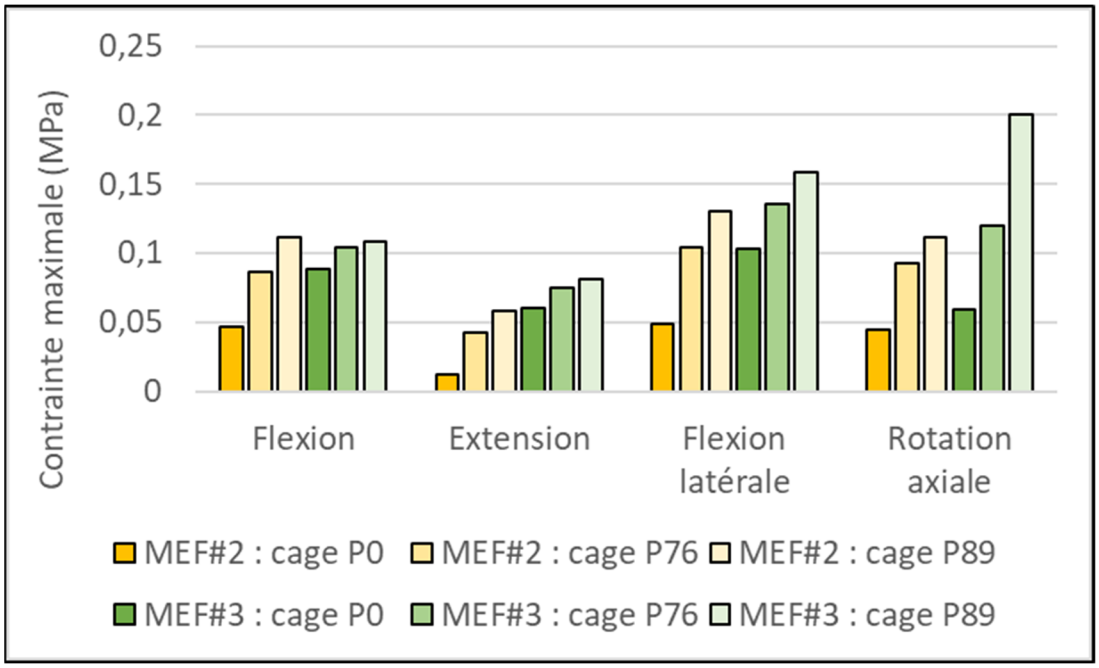


Figure 4.19 MEF#2-instrumenté, sans fusion et MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur la greffe osseuse

4.3 Résumé des principaux résultats

Le Tableau 4.3 présente une synthèse des principaux résultats observés dans ce chapitre. Un grand nombre de résultats a été évalué et ce tableau permet de les classer selon leur objectif, c'est-à-dire pour la validation ou pour la comparaison des MEF. Ceci permet donc au lecteur d'avoir une vue d'ensemble sur ce qui a été fait dans le cadre de ce mémoire.

Tableau 4.3 Synthèse des principaux résultats

MEF#1-intact : validations et résultats						
MEF et résultats	**Paramètre mesuré**	**Structure d'intérêt**	**Flexion**	**Extension**	**Flexion latérale**	**Rotation axiale**
MEF#1-intact : validation du ROM (10 Nm)	ROM (°)	L3/L4	3,916	3,920	7,209	2,710
		L4/L5	4,363	5,315	7,512	2,400
MEF#1-intact : validation de la pression (1000N)	$Pression_{L4/L5}$ (MPa)	Nucléus	1,000			
MEF#1-intact : validation de la pression (400 N + 10 Nm)	$Pression_{L3/L4}$ (MPa)	Nucléus	0,761	0,591	1,148	0,601
		Annulus	1,221	1,820	2,009	0,983
MEF#1-intact : forces aux facettes (400 N + 10 Nm)	$Force_{L3/L4}$ (N)	Facette gauche	0	0	0	0
		Facette droite	0	0	24,910	169,340
	$Force_{L4/L5}$ (N)	Facette gauche	25,186	85,297	0	0
		Facette droite	4,901	75,924	52,828	157,020
MEF#1-intact : contraintes maximales (400 N + 10 Nm)	Contrainte (MPa)	L3-L5	49,183	32,061	25,806	38,172
MEF#1, 2 et 3 : comparaison des MEF (400 N + 10 Nm)						
MEF et résultats	**Paramètre mesuré**	**Structure d'intérêt**	**Flexion**	**Extension**	**Flexion latérale**	**Rotation axiale**
MEF#1-intact : ROM	$ROM_{L3/L4}$ (°)	Intact	4,743	4,422	7,625	3,237
MEF#2-instrumenté, sans fusion : ROM		Cage P0	5,624	4,861	8,631	3,228
		Cage P76	5,625	4,861	8,631	3,228
		Cage P89	5,626	4,861	8,631	3,228
MEF#3-instrumenté, avec fusion : ROM		Cage P0	5,701	4,858	8,611	3,261
		Cage P76	5,699	4,858	8,611	3,259
		Cage P89	5,699	4,858	8,612	3,257
MEF#1-intact : ROM	$ROM_{L4/L5}$ (°)	Intact	5,931	4,920	6,385	2,920
MEF#2-instrumenté, sans fusion : ROM		Cage P0	0,928	0,805	1,166	1,455
		Cage P76	0,934	0,804	1,165	1,458
		Cage P89	0,936	0,804	1,163	1,442
MEF#3-instrumenté, avec fusion : ROM		Cage P0	0,433	0,341	0,576	0,149
		Cage P76	0,445	0,347	0,600	0,198
		Cage P89	0,451	0,349	0,613	0,230

MEF#1, 2 et 3 : comparaison des MEF (400 N + 10 Nm)						
MEF et résultats	**Paramètre mesuré**	**Structure d'intérêt**	**Flexion**	**Extension**	**Flexion latérale**	**Rotation axiale**
MEF#1-intact : pression	$Pression_{L3/L4}$ (MPa)	Nucléus	0,761	0,591	1,148	0,601
MEF#2-instrumenté, sans fusion : pression		Nucléus, cage P0	0,998	0,644	1,335	0,629
		Nucléus, cage P76	0,998	0,644	1,336	0,629
		Nucléus, cage P89	0,998	0,644	1,336	0,630
MEF#3-instrumenté, avec fusion : pression		Nucléus, cage P0	1,001	0,647	1,331	0,624
		Nucléus, cage P76	1,001	0,647	1,331	0,624
		Nucléus, cage P89	1,001	0,647	1,331	0,624
MEF#2-instrumenté, sans fusion : migration de la cage	Migration (mm)	Cage P0	0	0	0	0,387
		Cage P76	0	0	0	0,387
		Cage P89	0	0	0	0,386
MEF#2-instrumenté, sans fusion : contraintes maximales sur la cage	Contrainte (MPa)	Cage P0	237,690	233,970	232,860	377,870
		Cage P76	240,880	222,900	239,160	361,590
		Cage P89	247,200	220,600	245,340	326,810
MEF#3-instrumenté, avec fusion : contraintes maximales sur la cage		Cage P0	177,970	132,400	209,890	144,520
		Cage P76	162,270	128,160	197,790	143,760
		Cage P89	172,220	128,970	222,330	150,600

CHAPITRE 5

INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS ET DISCUSSION

Le chapitre 5 présente l'interprétation des résultats obtenus au chapitre précédent. La discussion ci-dessous a pour but de comparer les résultats avec ceux de la littérature et ainsi établir des liens avec celle-ci. Tel que mentionné dans le chapitre 2, l'objectif principal de ce mémoire est d'investiguer l'impact de la fusion lombaire sur le comportement biomécanique de la colonne vertébrale en utilisant des cages solides et poreuses.

5.1 MEF#1-intact : validation du segment L3-L5 intact

La validation du MEF#1 est une étape primordiale étant donné qu'elle permet de confirmer si le modèle développé est en accord avec ce qui est démontré dans la littérature. L'importance de cette validation est d'autant plus justifiée par le fait que les MEF instrumentés découlent principalement du MEF intact. Ainsi, les conditions frontières et chargements appropriés sont appliqués au MEF intact dans le but de comparer les résultats obtenus à ceux issus des études antérieures.

5.1.1 MEF#1-intact : validation du ROM

Dans un premier temps, le ROM du MEF intact est comparé à celui obtenu par Yamamoto (1989) dans son étude *in vitro* et à ceux calculés par Naserkhaki (2018) dans son étude numérique. Pour ce faire, des moments purs de 10 Nm sont appliqués sur la surface supérieure de la vertèbre L3 tandis que la surface inférieure de la vertèbre L5 est fixée. D'après la Figure 4.2, les $ROM_{L3/L4}$ et $ROM_{L4/L5}$ se situent à l'intérieur des bornes établies par Yamamoto (1989). Toutefois, des faibles différences sont observées entre le ROM du MEF intact et le ROM moyen mesuré par Yamamoto (1989). Ensuite, la Figure 4.3 démontre que le $ROM_{L4/L5}$ du MEF#1 est acceptable par rapport aux limites déterminées par Naserkhaki (2018), malgré les faibles écarts. Ces différences peuvent être liées à différentes causes. Il est possible que des paramètres géométriques tels que la hauteur et la forme du disque intervertébral influencent le

ROM du segment vertébral (Jaramillo S, 2018). Par la suite, une différence au niveau des propriétés mécaniques des ligaments peut avoir un impact sur l'amplitude de mouvement, étant donné leur rôle stabilisateur. En somme, le MEF intact est valide au niveau de sa géométrie, de ses propriétés mécaniques et de ses conditions frontières.

5.1.2 MEF#1-intact : validation de la pression intradiscale

Dans un deuxième temps, l'étude de Dreischarf (2014) permet de comparer la pression intradiscale du MEF intact avec celle provenant des études *in vitro* et numériques (*voir* Figure 4.4). La validation consiste à appliquer une force compressive de 1000 N et mesurer la pression exercée à l'intérieur du disque L4/L5. Le MEF intact est validé selon les résultats obtenus. Premièrement, la courbe de pression intradiscale en fonction de la force compressive passe à travers les points médians de l'étude *in vitro*. Deuxièmement, le MEF intact présente une courbe suivant une relation quasi-linéaire comme les autres modèles. Finalement, les valeurs de pressions obtenues se trouvent à l'intérieur des seuils inférieur et supérieur de l'étude de Dreischarf (2014).

5.1.3 MEF#1-intact : validation des contraintes

Dans un troisième temps, l'évaluation des contraintes équivalentes dans le MEF intact permet d'identifier les régions les plus sollicitées lors de la flexion, de l'extension, de la flexion latérale et de la rotation axiale. Une contrainte maximale de 49,2 MPa se produit lors de la flexion. Or, la résistance à la compression de l'os est de 205 MPa (Matweb, 2019a). Cela permet de supporter le fait que les propriétés des matériaux et les conditions frontières appliquées sont adéquates, car les contraintes équivalentes sont largement inférieures à la résistance de l'os de sorte que les risques de fracture osseuse sont inexistants (Tsouknidas *et al.*, 2012).

5.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet de la cage et de l'instrumentation postérieure sur le comportement biomécanique du segment L3-L5

Le MEF#2 implique le retrait du disque intervertébral, l'insertion de la cage intervertébrale et la fixation de l'instrumentation postérieure au niveau du segment L4/L5. La section qui suit met alors en évidence l'effet du MEF#2 sur le segment L3-L5 en ce qui a trait au ROM, à la pression intradiscale, à la force aux facettes et à la distribution des contraintes.

5.2.1 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet sur le ROM du segment L3-L5

À la suite de l'insertion de la cage et de l'instrumentation postérieure, le $ROM_{L3/L4}$ croît légèrement en flexion, en extension et en flexion latérale. La technique de fusion lombaire peut alors contribuer à la dégénération précoce du segment adjacent L3/L4 étant donné que l'amplitude de mouvement augmente à ce niveau (Zhao *et al.*, 2018; Jiang & Li, 2019). Il se peut que cette augmentation soit une compensation par rapport au fait que le ROM est significativement réduit au niveau du segment L4/L5. Selon les quatre directions, les réductions du $ROM_{L4/L5}$ sont entre 50,1% et 84,4%, ce qui est en accord avec la littérature (Oxland & Lund, 2000; Lu & Lu, 2019). Cependant, le $ROM_{L3/L4}$ du MEF#2 ne varie pas en rotation axiale. Lorsqu'on observe son $ROM_{L4/L5}$, on constate que l'amplitude de mouvement n'est pas autant diminuée, par rapport aux autres mouvements. Cela est expliqué par le fait que le MEF#2 ne simule pas la fusion osseuse, permettant ainsi à la cage de glisser relativement aux plateaux vertébraux. Or, selon nos simulations, la cage subit une migration uniquement lors de la rotation axiale. Il est donc attendu que le $ROM_{L4/L5}$ soit plus élevé dans cette direction et que le $ROM_{L3/L4}$ demeure inchangé.

5.2.2 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet sur la pression intradiscale du segment L3/L4

L'effet du MEF#2 sur la pression intradiscale du segment L3/L4 est évalué sur les parties interne et externe du disque, soit le nucléus et l'annulus. Tout d'abord, la présence de la cage et de l'instrumentation postérieure a pour effet d'augmenter la pression exercée sur le nucléus.

Cette affirmation est également vraie pour la partie externe du disque. Ces tendances sont aussi observées dans l'étude de Zhao (2018) et de Jiang (2019). Cependant, la pression de l'annulus du MEF#2 diminue lors de l'extension. Autrement dit, l'annulus est moins sollicité. Dans cette direction, il se peut donc que la partie interne du disque subisse la majorité des contraintes. Finalement, en ce qui concerne la rotation axiale, on remarque que la pression intradiscale n'augmente que légèrement. Cela peut être attribué à la migration de la cage lors de ce mouvement. En somme, le disque adjacent L3/L4 est davantage sollicité à la suite de l'insertion de la cage et de l'instrumentation postérieure au niveau L4/L5. Ceci peut s'avérer néfaste pour le segment adjacent, car une sollicitation trop importante du disque peut nuire à la stabilité et au comportement mécanique de ce dernier (C.-S. Chen *et al.*, 2001; Schmidt, Kettler, *et al.*, 2007; Farshad-Amacker *et al.*, 2015; Zhao *et al.*, 2018).

5.2.3 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet sur les forces aux facettes articulaires

Les forces de réaction situées sur les facettes articulaires sont mesurées afin de témoigner de l'effet du MEF#2 sur celles-ci. Au niveau du segment L3/L4, aucune différence significative n'est observée étant donné que le disque intervertébral est intact. Cela signifie donc que les faibles augmentations de ROM observées à ce niveau ont peu d'influence sur les forces aux facettes. En revanche, le segment L4/L5 instrumenté a grandement diminué ces forces. Ceci est attendu, car le $ROM_{L4/L5}$ est réduit à un point tel que les facettes n'entrent plus en contact, la seule exception étant le mouvement de rotation axiale. Cette diminution est principalement causée par l'instrumentation postérieure qui restreint le mouvement du segment L4/L5 (S. H. Chen, Chiang, Lin, Lin, & Hung, 2013).

5.2.4 MEF#2-instrumenté, sans fusion : effet sur la distribution des contraintes

Les contraintes équivalentes se voient largement augmentées lorsque l'on introduit la cage et l'instrumentation postérieure. Ceci est d'abord expliqué par le fait que ces structures possèdent les propriétés mécaniques de l'alliage de titane Ti6Al4V. Or, ce matériau est significativement plus rigide que les structures du segment L3-L5. La nature de la fusion lombaire contribue

également à l'augmentation des contraintes, étant donné qu'elle vise à restreindre les mouvements du segment traité. Les structures osseuses sont alors assujetties à de plus fortes contraintes, car leur déplacement est résisté par la cage et l'instrumentation postérieure. Malgré la présence de structures métalliques, les contraintes agissant sur les vertèbres demeurent en dessous du seuil de 205 MPa. En ce qui concerne les plateaux vertébraux, ils présentent des contraintes entre 18,6 MPa et 33,3 MPa. Or, ces valeurs sont du même ordre de grandeur que celles déterminées dans la littérature (Zhang, Li, *et al.*, 2018; Lu & Lu, 2019). Il est possible que cela signifie que les risques d'affaissement de la cage à travers les plateaux vertébraux sont moindres, selon les conditions frontières appliquées au modèle (Calvo-Echenique, Cegonino, & Perez Del Palomar, 2019). En ce qui concerne la cage et l'instrumentation postérieure, les contraintes les plus élevées qu'elles subissent sont respectivement de 377,9 MPa et 198,6 MPa. Or, ces valeurs s'avèrent être faibles par rapport à la résistance du Ti6Al4V qui est de 1070 MPa (Matweb, 2019b). Le point de fracture de la cage, des vis et des tiges n'est donc pas atteint lors de nos simulations.

5.3 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet de la fusion osseuse sur le comportement biomécanique du segment L3-L5

Le MEF#3 simule la fusion osseuse en considérant que toutes les structures du modèle soient connectées avec des contacts de type lié. L'effet du MEF#3 sur le segment L3-L5 est donc évalué en fonction du ROM, de la pression intradiscale, des forces aux facettes et de la distribution des contraintes.

5.3.1 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet sur le ROM du segment L3-L5

Au niveau du segment L3/L4, la fusion osseuse ne semble pas avoir d'effet significatif sur le $ROM_{L3/L4}$ lorsqu'on le compare avec celui du MEF#2. En revanche, la fusion osseuse réduit considérablement le $ROM_{L4/L5}$. Cela est alloué au fait que la migration n'est plus permise étant donné que la cage est intimement liée aux plateaux vertébraux. Ainsi, la rotation axiale est encore plus restreinte par rapport au MEF#2. Par la suite, les $ROM_{L4/L5}$ du MEF#3 diminuent de 90,4-94,9% lorsqu'on les compare aux $ROM_{L4/L5}$ du MEF#1. Ces réductions d'amplitude

de mouvement à la suite de la fusion lombaire concordent avec celles observées dans la littérature (Zhang, Li, *et al.*, 2018; Lu & Lu, 2019). En fait, Zhang (2018) mesure des diminutions de plus de 90% alors que Lu (2019) calcule des réductions variant entre 75-99%. Bref, il est attendu que le ROM du MEF#3 représente le minimum entre tous les MEF, car ce dernier simule la fusion osseuse du segment L4/L5.

5.3.2 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet sur la pression intradiscale du segment L3/L4

En comparant la pression intradiscale du MEF#3 avec celle du MEF#2, on réalise que la fusion osseuse ne comporte aucune répercussion sur ce paramètre. Dans ce cas, il est probable que les contraintes soient partagées à travers la cage intervertébrale et l'instrumentation postérieure, plutôt que dans le disque.

5.3.3 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet sur les forces aux facettes articulaires

Les forces aux facettes exercées sur le segment L3/L4, soit le niveau intact, demeurent inchangées malgré le fait qu'on simule la fusion osseuse. Cependant, la différence réside au niveau du segment traité. Étant donné que la cage ne migre plus lors de la rotation axiale, le $ROM_{L4/L5}$ est significativement diminué. Par conséquent, aucune force de réaction mesurable n'est observée dans toutes les directions, car l'instrumentation postérieure ainsi que la fusion lombaire limitent les mouvements possibles.

5.3.4 MEF#3-instrumenté, avec fusion : effet sur la distribution des contraintes

D'abord, la fusion osseuse tend à minimiser les contraintes que l'on mesure sur la cage intervertébrale ainsi que sur les vis et tiges orthopédiques. Cette tendance peut être attribuée au fait que le $ROM_{L4/L5}$ est minimal pour le MEF#3. En effet, un mouvement moindre du segment L4/L5 entraîne une sollicitation moins importante des structures rigides telles que la cage et l'instrumentation postérieure. Cependant, ce même raisonnement ne semble pas être véridique pour les contraintes exercées sur les plateaux vertébraux. À la suite de la fusion osseuse, celles-

ci semblent être plus importantes en flexion et en flexion latérale tandis qu'elles demeurent constantes en extension. Il est possible que cela soit dû au fait que le $ROM_{L4/L5}$ soit plus élevé dans ces directions. De plus, les contraintes des plateaux vertébraux sont distribuées sur une plus petite surface lors de ces mouvements (*voir* Figure 4.16). À l'opposé, la rotation axiale répartit uniformément les contraintes sur le plateau de sorte que ces dernières soient plus faibles, lorsque la fusion osseuse est simulée. Une distribution uniforme des contraintes est également observée sur la cage intervertébrale. Ceci est causé par les conditions de contact à ce niveau, car elles sont définies comme étant liées. Les surfaces supérieure et inférieure de la cage sont alors toujours en contact avec les plateaux, permettant ainsi une distribution uniforme des charges tel qu'observé par d'autres études (S. H. Chen *et al.*, 2013; Y. H. Lee *et al.*, 2016). Il se peut que cela soit bénéfique pour la fusion lombaire, car une distribution optimale des contraintes contribue à réduire le risque de *stress-shielding*. Puis, la fusion du segment L4/L5 n'apporte aucune différence notable en ce qui a trait à la distribution des contraintes sur les vis et tiges, malgré le fait que les contraintes s'éloignent d'autant plus de la résistance maximale du Ti6Al4V.

5.4 MEF#2 et 3 : effet de la porosité sur le segment L3-L5

Les simulations des MEF#2 et 3 ont permis d'évaluer l'effet de la porosité de la cage sur le segment L3-L5.

Pour commencer, la porosité n'influence pas le $ROM_{L3/L4}$, d'après les résultats obtenus. Cependant, le $ROM_{L4/L5}$ du MEF#3 croît légèrement lorsque la porosité s'élève. Ces augmentations pourraient être négligeables parce qu'elles sont en deçà de 0,1°. Ensuite, la pression intradiscale ainsi que les forces aux facettes du segment L3/L4 demeurent similaires, que la cage soit simulée comme étant solide ou poreuse. De plus, malgré le fait que la migration de la cage diminue avec une porosité grandissante, ces écarts de distances demeurent faibles et pourraient être négligés (<0,001 mm). Puis, les distances de migration observées sont faibles, étant en dessous de 0,4 mm. La faible migration mesurée par le MEF#2 indique que le risque de migration est moindre lorsqu'on constate que l'étude clinique menée par Li (2017) investigue des

cas de migration de l'ordre de 6 à 10 mm (Li, Wang, Zhu, Ding, & Wang, 2017). Il est possible que ce risque de migration augmente si on considère un coefficient de friction plus faible entre la cage et les vertèbres.

Par ailleurs, la porosité de la cage semble avoir un effet plus important sur les contraintes maximales ainsi que sur la distribution des contraintes. En rotation axiale, par exemple, la cage solide du MEF#2 subit une contrainte maximale de 377,9 MPa tandis que celle-ci est réduite à 326,8 MPa lorsque la porosité est de 89%. Cependant, une généralisation ne peut pas être établie avec certitude sur les tendances des contraintes maximales en fonction de la porosité de la cage. Effectivement, ces contraintes augmentent ou diminuent selon les directions et les structures étudiées. La distribution des contraintes sur la cage, quant à elle, est significativement affectée par la porosité, tel qu'illustré à la Figure 4.14. Tout d'abord, la cage solide répartit les contraintes uniformément à travers sa structure, en fonction du mouvement. Ceci est dû au fait que les parties externe et interne de la cage possèdent les mêmes propriétés mécaniques. Lorsque la porosité du corps intérieur s'élève, les contraintes se concentrent progressivement sur la coquille externe de la cage. Ce résultat est attendu étant donné la disparité entre la rigidité entre les corps externe et interne. Ce raisonnement est davantage supporté par le fait que les disques intervertébraux sont peu sollicités par rapport aux structures osseuses qui les entourent. En fait, les contraintes ont tendance à se localiser vers les structures les plus rigides. D'après la Figure 4.19, il est plausible d'émettre le fait que la porosité tend à réduire le *stress-shielding*. En effet, la greffe osseuse est d'autant plus sollicitée lorsque les cages deviennent de plus en plus poreuses. Or, les charges mécaniques exercées sur l'os contribuent au remodelage osseux (C. Chen *et al.*, 2019). Ainsi, cela soutient le fait qu'un implant poreux, ayant une rigidité proche de l'os, est favorable et pourrait améliorer l'ostéointégration de ce dernier (Y. H. Lee *et al.*, 2016; Zhang, Li, *et al.*, 2018).

CONCLUSION, LIMITATIONS ET TRAVAUX FUTURS

Le dernier chapitre résume ce qui a été fait dans le cadre de cette maîtrise. D'abord, un rappel de la problématique et des objectifs permet de tirer une conclusion sur la méthodologie suivie ainsi que les contributions apportées par ce travail. Ensuite, ce chapitre explicite les différentes limitations de ce projet de recherche. Finalement, il émet une liste de recommandations afin d'apporter des pistes d'amélioration.

La revue de la littérature a d'abord permis de cerner la problématique en lien avec la modélisation numérique de la colonne ainsi que la technique de fusion lombaire. Un choix approprié du matériau concernant la cage intervertébrale s'avère être important, étant donné que l'implant orthopédique tend à perturber la distribution des contraintes à travers la colonne. Tel que mentionné à maintes reprises, un grand écart entre la rigidité des implants et celle des structures osseuses entraîne des problèmes de résorption osseuse, liés au *stress-shielding*. Cela met de l'avant l'intérêt d'utiliser la fabrication additive pour incorporer des pores à l'intérieur de la cage, diminuant ainsi sa rigidité.

Dans le but d'apporter une solution à cette problématique, l'objectif principal de ce travail était d'investiguer l'effet des cages solides et poreuses sur la biomécanique de la colonne par l'entremise de la méthode par éléments finis. Or, les objectifs secondaires ont mené au développement de trois MEF. En premier lieu, le MEF#1 (intact) du segment L3-L5 a été développé. La validation du MEF#1 s'est avérée essentielle étant donné qu'elle est la fondation sur laquelle les MEF subséquents ont été construits. En deuxième lieu, la greffe osseuse, la cage intervertébrale et l'instrumentation postérieure ont été modélisées. Ces éléments sont par la suite intégrés dans le MEF intact de manière à créer le MEF instrumenté. En considérant un coefficient de friction entre la cage et les plateaux vertébraux, le MEF#2 (instrumenté, sans fusion osseuse) simule l'état du segment lombaire immédiatement après l'opération. En troisième lieu, la fusion lombaire est simulée en définissant un contact de type lié entre la cage et ses alentours. Cela permet d'obtenir le MEF#3 (instrumenté, avec fusion osseuse) qui simule le comportement du segment L3-L5 une fois que la fusion soit accomplie.

La simulation numérique de ces trois MEF a permis d'obtenir des résultats pouvant s'amalgamer à ce qui a été fait dans la littérature. Une première contribution de ce travail concerne le MEF#1. En effet, la validation de ce modèle permet d'enrichir l'ensemble de modèles numériques précédemment développés. Dorénavant, il serait viable d'utiliser ce modèle comme référence afin de s'y comparer. Ensuite, les MEF instrumentés comportent également des contributions. Dans un premier temps, ils permettent d'évaluer l'effet de la fusion osseuse sur la biomécanique de la colonne vertébrale. Dans un deuxième temps, les répercussions de la porosité sur la distribution des charges au sein du segment lombaire ont été identifiées. Pour finir, les MEF conçus dans le cadre de ce travail ont permis d'étudier le comportement du segment lombaire dans un environnement numérique, sans la nécessité d'un spécimen cadavérique.

À la lumière de ce qui a été fait, les modèles développés semblent procurer des résultats favorables quant à l'utilisation de cages poreuses pour la fusion lombaire. En s'adhérant à la nouvelle vague d'implants orthopédiques poreux, il serait effectivement possible de minimiser les problèmes liés au *stress-shielding*.

La méthodologie suggérée dans ce mémoire comporte quelques limitations. Il devient pertinent de cerner les limites de cette étude et d'établir des pistes d'améliorations en ce qui concerne les travaux futurs. La première limitation découle de l'absence d'étude de convergence du maillage. Lors du développement des MEF, quelques tailles d'éléments ont été testés sans toutefois suivre une approche rigoureuse et paramétrisée. L'étude de convergence consiste alors à simuler un MEF en faisant varier la densité du maillage. En observant l'évolution des résultats obtenus selon le nombre d'éléments, cela nous permettrait d'identifier le maillage approprié qui offre un compromis entre la précision des résultats et la consommation des ressources informatiques. La seconde limitation est liée au fait que les matériaux osseux sont considérés linéaires, élastiques et isotropes. Or, il serait plus juste d'associer un comportement anisotrope à l'os étant donné que sa résistance aux contraintes diffère selon les directions (Schmidt *et al.*, 2012). La troisième limitation concerne la modélisation des ligaments. Afin d'économiser sur les ressources informatiques, ils ont été représentés par des éléments filaires auxquels un com-

portement de ressort non-linéaire est attribué. Quoique cette approximation soit juste, les ligaments sont en réalité solides. Une modélisation surfacique, voire solide, pourrait potentiellement améliorer la précision des résultats, au détriment du temps de calcul des simulations. La quatrième limitation est associée au fait que l'on ait modélisé et simulé qu'une partie du rachis lombaire, soit le segment L3-L5. Dans le futur, il serait intéressant de le considérer en entier, c'est-à-dire de la vertèbre L1 jusqu'au sacrum S1. Il serait ainsi possible d'évaluer le comportement biomécanique du rachis lombaire en entier. Il serait également pertinent de déterminer une manière d'appliquer un « follower load » afin de précharger le MEF. Actuellement, le préchargement n'est appliqué que sur la surface supérieure de la vertèbre L3 et n'agit que dans une direction. La pertinence du « follower load » provient du fait que celle-ci permet au préchargement de suivre la courbure de la colonne vertébrale en passant à travers les centres de masse de chacun des corps vertébraux. Cette méthode pourrait améliorer le comportement du modèle selon les différents cas de chargement. Par la suite, la modélisation des disques intervertébraux comporte une cinquième limitation. En fait, la méthodologie proposée n'inclut que deux couches de fibres, soit celles qui reposent sur la périphérie et la partie interne de l'annulus. Pour compléter le modèle du disque, l'ajout des autres couches concentriques pourrait être effectué. De plus, des éléments tétraédriques ont été utilisés pour mailler le disque. Or, dans la littérature, les éléments hexaédriques sont généralement de préférence. Pour être plus conforme aux autres modèles, il serait pertinent de mailler le disque ainsi. L'avantage principal d'utiliser des éléments hexaédriques est de nous permettre de modéliser les fibres de collagène directement sur ces éléments sous forme d'éléments de renfort. Par la suite, la pression intradiscale a été évaluée en utilisant les contraintes de von Mises. Pour mesurer la pression intradiscale, l'utilisation de la pression hydrostatique serait plus juste, car celle-ci calcule la moyenne du tenseur des contraintes, sans tenir compte du tenseur déviatorique. L'utilisation de la contrainte de von Mises pourrait alors expliquer les différences entre les pressions intradiscales obtenues dans le cadre de ce travail. Pour terminer, la dernière limitation découle du fait que les composantes poreuses de la cage sont simulées en leur appliquant un E plus faible. En effet, la modélisation tridimensionnelle des structures poreuses n'a pas réellement été réalisée, en raison des coûts informatiques. Afin d'investiguer davantage les retombées scientifiques de la porosité, des études supplémentaires, au niveau numérique et expérimental, sont suggérées. Cela

permettrait d'une part d'explorer les nombreuses structures poreuses permises par la fabrication additive et d'autre part de les caractériser par le biais d'essais mécaniques. La complémentarité entre les méthodes numériques et expérimentales pourrait prouver l'efficacité des matériaux poreux et déclencher des innovations pertinentes quant au développement des cages intervertébrales et d'autres implants orthopédiques.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Adams, M. A., & Dolan, P. (2005). Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics, 38*(10), 1972-1983. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.03.028. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15936025

ANSYS. (2013). *ANSYS Mechanical APDL Element Reference*. États-Unis.

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*(8), 695-705. doi: 10.1080/10255842.2010.493517. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21229413

Bozkurt, C., Senkoylu, A., Aktas, E., Sarikaya, B., Sipahioglu, S., Gurbuz, R., & Timucin, M. (2018). Biomechanical Evaluation of a Novel Apatite-Wollastonite Ceramic Cage Design for Lumbar Interbody Fusion: A Finite Element Model Study. *Biomed Res Int, 2018*, 4152543. doi: 10.1155/2018/4152543. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29581974

Cain, P. (2019). The impact of layer height on a 3D Print. Repéré le 24 janvier 2019 à https://www.3dhubs.com/knowledge-base/impact-layer-height-3d-print/

Calvo-Echenique, A., Cegonino, J., Chueca, R., & Perez-Del Palomar, A. (2018). Stand-alone lumbar cage subsidence: A biomechanical sensitivity study of cage design and placement. *Comput Methods Programs Biomed, 162*, 211-219. doi: 10.1016/j.cmpb.2018.05.022. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29903488

Calvo-Echenique, A., Cegonino, J., & Perez Del Palomar, A. (2019). Is there any advantage of using stand-alone cages? A numerical approach. *Biomed Eng Online, 18*(1), 63. doi: 10.1186/s12938-019-0684-8. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31113423

Campbell, J. Q., Coombs, D. J., Rao, M., Rullkoetter, P. J., & Petrella, A. J. (2016). Automated finite element meshing of the lumbar spine: Verification and validation with 18 specimen-specific models. *J Biomech, 49*(13), 2669-2676. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.025. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27291694

Centeno, C., Markle, J., Dodson, E., Stemper, I., Williams, C. J., Hyzy, M., Freeman, M. (2017). Treatment of lumbar degenerative disc disease-associated radicular pain with culture-expanded autologous mesenchymal stem cells: a pilot study on safety and efficacy. *J Transl Med, 15*(1), 197. doi: 10.1186/s12967-017-1300-y. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28938891

Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., & Vanneuville, G. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics, 18*(3), 167-176. doi: 10.1016/0021-9290(85)90202-7

Chen, C.-S., Cheng, C.-K., Liu, C.-L., & Lo, W.-H. (2001). Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Medical Engineering & Physics, 23*(7), 485-493. doi: 10.1016/s1350-4533(01)00076-5

Chen, C., Hao, Y., Bai, X., Ni, J., Chung, S.-M., Liu, F., & Lee, I.-S. (2019). 3D printed porous Ti6Al4V cage: Effects of additive angle on surface properties and biocompatibility; bone ingrowth in Beagle tibia model. *Materials & Design, 175*. doi: 10.1016/j.matdes.2019.107824

Chen, S. H., Chiang, M. C., Lin, J. F., Lin, S. C., & Hung, C. H. (2013). Biomechanical comparison of three stand-alone lumbar cages--a three-dimensional finite element analysis. *BMC Musculoskelet Disord, 14*, 281. doi: 10.1186/1471-2474-14-281. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24088294

Cho, W., Wu, C., Mehbod, A. A., & Transfeldt, E. E. (2008). Comparison of cage designs for transforaminal lumbar interbody fusion: a biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 23*(8), 979-985. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.02.008. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18675496

Choi, W. S., Kim, J. S., Hur, J. W., & Seong, J. H. (2018). Minimally Invasive Transforaminal Lumbar Interbody Fusion Using Banana-Shaped and Straight Cages: Radiological and Clinical Results from a Prospective Randomized Clinical Trial. *Neurosurgery, 82*(3), 289-298. doi: 10.1093/neuros/nyx212. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28499016

Daentzer, D., Willbold, E., Kalla, K., Bartsch, I., Masalha, W., Hallbaum, M., Welke, B. (2014). Bioabsorbable interbody magnesium-polymer cage: degradation kinetics, biomechanical stiffness, and histological findings from an ovine cervical spine fusion model. *Spine (Phila Pa 1976), 39*(20), E1220-1227. doi: 10.1097/BRS.0000000000000507. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25010099

Dickman, C. A. (1997). Internal Fixation and Fusion of the Lumbar Spine Using Threaded Interbody Cages. *Barrow Quarterly, 13*(3). Repéré à https://www.barrowneuro.org/education/grand-rounds-publications-and-media/barrow-quarterly/volume-13-no-3-1997/internal-fixation-fusion-lumbar-spine-using-threaded-interbody-cages/

Dicko, A. H., Tong-Yette, N., Gilles, B., Faure, F., & Palombi, O. (2015). Construction and validation of a hybrid lumbar spine model for the fast evaluation of intradiscal pressure and mobility. *International Science Index, Medical and Health Science, 9*(2), 134-145.

Dreischarf, M., Zander, T., Shirazi-Adl, A., Puttlitz, C. M., Adam, C. J., Chen, C. S., 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*(8), 1757-1766. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.002. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24767702

Ebraheim, N. A., Hassan, A., Lee, M., & Xu, R. (2004). Functional anatomy of the lumbar spine. *Seminars in Pain Medicine, 2*(3), 131-137. doi: 10.1016/j.spmd.2004.08.004

Fagan, M. J., Julian, S., & Mohsen, A. M. (2002). Finite element analysis in spine research. *Proc Inst Mech Eng H, 216*(5), 281-298. doi: 10.1243/09544110260216568. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12365787

Fagan, M. J., Julian, S., Siddall, D. J., & Mohsen, A. M. (2002). Patient-specific spine models. Part 1: Finite element analysis of the lumbar intervertebral disc--a material sensitivity study. *Proc Inst Mech Eng H, 216*(5), 299-314. doi: 10.1243/09544110260216577. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12365788

Farshad-Amacker, N. A., Farshad, M., Winklehner, A., & Andreisek, G. (2015). MR imaging of degenerative disc disease. *Eur J Radiol, 84*(9), 1768-1776. doi: 10.1016/j.ejrad.2015.04.002. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26094867

Galbusera, F., Schmidt, H., & Wilke, H. J. (2012). Lumbar interbody fusion: a parametric investigation of a novel cage design with and without posterior instrumentation. *Eur Spine J, 21*(3), 455-462. doi: 10.1007/s00586-011-2014-0. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21918923

Goel, V. K., Monroe, B. T., Gilbertson, L. G., & Brinckmann, P. (1995). Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc: Finite Element Analysis of the L3-L4 Motion Segment Subjected to Axial Compressive Loads. *Spine (Phila Pa 1976), 20*(6), 689-698. Repéré à https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/1995/03150/Interlaminar_Shear_Stresses_and_Laminae_Separation.10.aspx

Goel, V. K., Panjabi, M. M., Patwardhan, A. G., Dooris, A. P., & Serhan, H. (2006). Test protocols for evaluation of spinal implants. *J Bone Joint Surg Am, 88 Suppl 2*, 103-109. doi: 10.2106/JBJS.E.01363. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16595454

Gonzalez-Blohm, S. A., Doulgeris, J. J., Lee, W. E., 3rd, Shea, T. M., Aghayev, K., & Vrionis, F. D. (2015). The current testing protocols for biomechanical evaluation of lumbar spinal implants in laboratory setting: a review of the literature. *Biomed Res Int, 2015*, 506181. doi: 10.1155/2015/506181. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25785272

Gu, Y., Zhang, F., Lineaweaver, W. C., Zhang, J., Jia, L., Qi, J., Zhen, X. (2016). In Vivo Study of Hydroxyapatite-coated Hat Type Cervical Intervertebral Fusion Cage Combined With IGF-I and TGF-beta1 in the Goat Model. *Clin Spine Surg, 29*(5), E267-275. doi: 10.1097/BSD.0b013e3182781d52. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23096128

Izzo, R., Guarnieri, G., Guglielmi, G., & Muto, M. (2013). Biomechanics of the spine. Part I: spinal stability. *European Journal of Radiology, 82*(1), 118-126. doi: 10.1016/j.ejrad.2012.07.024. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23088879

Jain, S., Eltorai, A. E., Ruttiman, R., & Daniels, A. H. (2016). Advances in Spinal Interbody Cages. *Orthop Surg, 8*(3), 278-284. doi: 10.1111/os.12264. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27627709

Jaramillo S, H. E. (2018). How the height and the area of the annulus fibrosus affect the range of motion behavior: A stochastic analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*. doi: 10.1177/1464420718805896

Jiang, S., & Li, W. (2019). Biomechanical study of proximal adjacent segment degeneration after posterior lumbar interbody fusion and fixation: a finite element analysis. *J Orthop Surg Res, 14*(1), 135. doi: 10.1186/s13018-019-1150-9. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31092257

Kang, H., Hollister, S. J., La Marca, F., Park, P., & Lin, C. Y. (2013). Porous Biodegradable Lumbar Interbody Fusion Cage Design and Fabrication Using Integrated Global-Local Topology Optimization With Laser Sintering. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme, 135*(10). doi: Artn 101013 10.1115/1.4025102. Repéré à <Go to ISI>://WOS:000326087600013

Kersten, R. F., van Gaalen, S. M., Arts, M. P., Roes, K. C., de Gast, A., Corbin, T. P., & Oner, F. C. (2014). The SNAP trial: a double blind multi-center randomized controlled trial of a silicon nitride versus a PEEK cage in transforaminal lumbar interbody fusion in patients with symptomatic degenerative lumbar disc disorders: study protocol. *BMC Musculoskelet Disord, 15*, 57. doi: 10.1186/1471-2474-15-57. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24568365

Lee, J. G., Lee, S. M., Kim, S. W., & Shin, H. (2013). Repeated migration of a fusion cage after posterior lumbar interbody fusion. *Korean J Spine, 10*(1), 25-27. doi: 10.14245/kjs.2013.10.1.25. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24757453

Lee, Y. H., Chung, C. J., Wang, C. W., Peng, Y. T., Chang, C. H., Chen, C. H., Li, C. T. (2016). Computational comparison of three posterior lumbar interbody fusion techniques by using porous titanium interbody cages with 50% porosity. *Computers in Biology and Medicine, 71*, 35-45. doi: 10.1016/j.compbiomed.2016.01.024. Repéré à <Go to ISI>://WOS:000373750200004

Li, H., Wang, H., Zhu, Y., Ding, W., & Wang, Q. (2017). Incidence and risk factors of posterior cage migration following decompression and instrumented fusion for degenerative lumbar disorders. *Medicine (Baltimore), 96*(33), e7804. doi: 10.1097/MD.0000000000007804. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28816975

Little, J. P., De Visser, H., Pearcy, M. J., & Adam, C. J. (2008). Are coupled rotations in the lumbar spine largely due to the osseo-ligamentous anatomy?—A modeling study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin, 11*(1), 95-103. doi: 10.1080/10255840701552143

Lu, T., & Lu, Y. (2019). Comparison of Biomechanical Performance Among Posterolateral Fusion and Transforaminal, Extreme, and Oblique Lumbar Interbody Fusion: A Finite Element Analysis. *World Neurosurg, 129*, e890-e899. oi: 10.1016/j.wneu.2019.06.074. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31226452

Lundine, K. M., Davis, G., Rogers, M., Staples, M., & Quan, G. (2014). Prevalence of adjacent segment disc degeneration in patients undergoing anterior cervical discectomy and fusion based on pre-operative MRI findings. *J Clin Neurosci, 21*(1), 82-85. doi: 10.1016/j.jocn.2013.02.039. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24035205

Malham, G. M., Parker, R. M., Blecher, C. M., & Seex, K. A. (2015). Assessment and classification of subsidence after lateral interbody fusion using serial computed tomography. *J Neurosurg Spine, 23*(5), 589-597. doi: 10.3171/2015.1.SPINE14566. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26207320

Matweb. (2019a). Cortical bone. Repéré le 26 mars 2019 à http://www.matweb.com/search/datasheet_print.aspx?matguid=1e9fb6eae0cc4a52a3e9a67f14621a9a

Matweb. (2019b). Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), STA. Repéré le 26 mars 2019 à http://matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=b350a789eda946c6b86a3e4d3c577b39

McGill, S. M. (1988). Estimation of force and extensor moment contributions of the disc and ligaments at L4-L5. *Spine (Phila Pa 1976), 13*(12), 1395-1402. doi: 10.1097/00007632-198812000-00011. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3212573

McGilvray, K. C., Easley, J., Seim, H. B., Regan, D., Berven, S. H., Hsu, W. K., Puttlitz, C. M. (2018). Bony ingrowth potential of 3D-printed porous titanium alloy: a direct comparison of interbody cage materials in an in vivo ovine lumbar fusion model. *Spine J, 18*(7), 1250-1260. doi: 10.1016/j.spinee.2018.02.018. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29496624

Mobbs, R. J., Phan, K., Malham, G., Seex, K., & Rao, P. J. (2015). Lumbar interbody fusion: techniques, indications and comparison of interbody fusion options including PLIF, TLIF, MI-TLIF, OLIF/ATP, LLIF and ALIF. *J Spine Surg, 1*(1), 2-18. doi: 10.3978/j.issn.2414-469X.2015.10.05. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27683674

Naserkhaki, S., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F., & El-Rich, M. (2018). Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model. *J Biomech, 70*, 33-42. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.05.003. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28549604

Okuda, S., Yamashita, T., Matsumoto, T., Nagamoto, Y., Sugiura, T., Takahashi, Y., Iwasaki, M. (2018). Adjacent Segment Disease After Posterior Lumbar Interbody Fusion: A Case Series of 1000 Patients. *Global Spine J, 8*(7), 722-727. doi: 10.1177/2192568218766488. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30443483

Oxland, T. R. (2016). Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions. *Journal of Biomechanics, 49*(6), 817-832. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.035. Repéré à <Go to ISI>://WOS:000374357100002

Oxland, T. R., & Lund, T. (2000). Biomechanics of stand-alone cages and cages in combination with posterior fixation: a literature review. *Eur Spine J, 9 Suppl 1*, S95-101. doi: 10.1007/pl00010028. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10766064

Panjabi, M. M. (2007). Hybrid multidirectional test method to evaluate spinal adjacent-level effects. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 22*(3), 257-265. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.08.006. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17196720

Park, M. K., Kim, K. T., Bang, W. S., Cho, D. C., Sung, J. K., Lee, Y. S., Han, I. (2019). Risk factors for cage migration and cage retropulsion following transforaminal lumbar interbody fusion. *Spine J, 19*(3), 437-447. doi: 10.1016/j.spinee.2018.08.007. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30142459

Park, W. M., Kim, K., & Kim, Y. H. (2013). Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. *Comput Biol Med, 43*(9), 1234-1240. doi: 10.1016/j.compbiomed.2013.06.011. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23930818

Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., & Sances, A. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of Biomechanics, 25*(11), 1351-1356. doi: 10.1016/0021-9290(92)90290-h

ProtoShape. (2019). Advantages of Selective Laser Melting Technology. Repéré le 23 septembre à https://www.protoshape.ch/en/selective-laser-melting-technologie/

Quevedo Gonzalez, F. J., & Nuno, N. (2016). Finite element modelling approaches for well-ordered porous metallic materials for orthopaedic applications: cost effectiveness and geometrical considerations. *Comput Methods Biomech Biomed Engin, 19*(8), 845-854. doi: 10.1080/10255842.2015.1075009. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26260268

Rohlmann, A., Zander, T., Rao, M., & Bergmann, G. (2009). Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. *J Biomech, 42*(10), 1520-1526. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.048. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19433325

Saifi, C., Cazzulino, A., Laratta, J., Save, A. V., Shillingford, J. N., Louie, P. K., Arlet, V. (2019). Utilization and Economic Impact of Posterolateral Fusion and Posterior/Transforaminal Lumbar Interbody Fusion Surgeries in the United States. *Global Spine J, 9*(2), 185-190. doi: 10.1177/2192568218790557. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30984499

Schmidt, H., Galbusera, F., Rohlmann, A., & Shirazi-Adl, A. (2013). What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades? *J Biomech, 46*(14), 2342-2355. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.014. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23962527

Schmidt, H., Galbusera, F., Rohlmann, A., Zander, T., & Wilke, H. J. (2012). Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on spine kinematics and facet joint loads in flexion and extension: a finite element analysis. *Eur Spine J, 21 Suppl 5*, S663-674. doi: 10.1007/s00586-010-1382-1. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20361341

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 (Bristol, Avon), 22*(4), 377-384. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.11.008. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17204355

Schmidt, H., Kettler, A., Heuer, F., Simon, U., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine (Phila Pa 1976), 32*(7), 748-755. doi: 10.1097/01.brs.0000259059.90430.c2. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17414908

Schmidt, H., Shirazi-Adl, A., Galbusera, F., & Wilke, H. J. (2010). Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities--a finite element analysis. *J Biomech, 43*(10), 1849-1856. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.035. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20394933

Serra, T., Capelli, C., Toumpaniari, R., Orriss, I. R., Leong, J. J., Dalgarno, K., & Kalaskar, D. M. (2016). Design and fabrication of 3D-printed anatomically shaped lumbar cage for intervertebral disc (IVD) degeneration treatment. *Biofabrication, 8*(3), 035001. doi: 10.1088/1758-5090/8/3/035001. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27431399

Shih, K. S., Weng, P. W., Lin, S. C., Chen, Y. T., Cheng, C. K., & Lee, C. H. (2016). Biomechanical comparison between concentrated, follower, and muscular loads of the lumbar column. *Comput Methods Programs Biomed, 135*, 209-218. doi: 10.1016/j.cmpb.2016.07.021. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27586492

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*(9), 914-927. Repéré à https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/1986/11000/Mechanical_Response_of_a_Lumbar_Motion_Segment_in.12.aspx

Soltani, N., Jamshidi, N., & Katouzian, H. (2014). Finite Element Study of Lumbar Section before and After Disc Arthroplasty with disc implant (SB Charite III) in comparison to PEEK Twin Peaks Lumbar Cage. *2014 21th Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 173-176. Repéré à <Go to ISI>://WOS:000380551500033

SPINEMarketGroup. (2019). List of 3D Printed Interbody Fusion Cages. Repéré le 23 septembre 2019 à http://www.thespinemarketgroup.com/category/3d-ifc/

Teraguchi, M., Yoshimura, N., Hashizume, H., Muraki, S., Yamada, H., Minamide, A., Yoshida, M. (2014). Prevalence and distribution of intervertebral disc degeneration over the entire spine in a population-based cohort: the Wakayama Spine Study.

Osteoarthritis Cartilage, 22(1), 104-110. doi: 10.1016/j.joca.2013.10.019. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24239943

Thompson, M. K., Moroni, G., Vaneker, T., Fadel, G., Campbell, R. I., Gibson, I., Martina, F. (2016). Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints. *CIRP Annals, 65*(2), 737-760. doi: 10.1016/j.cirp.2016.05.004

Tsouknidas, A., Michailidis, N., Savvakis, S., Anagnostidis, K., Bouzakis, K.-D., & Kapetanos, G. (2012). A Finite Element Model Technique to Determine the Mechanical Response of a Lumbar Spine Segment under Complex Loads. *Journal of Applied Biomechanics, 28*(4), 448-456. doi: 10.1123/jab.28.4.448

Tsuang, Y. H., Chiang, Y. F., Hung, C. Y., Wei, H. W., Huang, C. H., & Cheng, C. K. (2009). Comparison of cage application modality in posterior lumbar interbody fusion with posterior instrumentation--a finite element study. *Med Eng Phys, 31*(5), 565-570. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.11.012. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19117789

Ullrich, P. (2009). Spine Fusion Instrumentation. Repéré le 18 novembre 2018 à https://www.spine-health.com/treatment/spinal-fusion/spine-fusion-instrumentation

Wagnac, E., Arnoux, P. J., Garo, A., El-Rich, M., & Aubin, C. E. (2011). Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads. *J Biomech Eng, 133*(10), 101007. doi: 10.1115/1.4005224. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22070332

Wang, H., Ma, L., Yang, D., Yang, S., & Ding, W. (2017). Incidence and Risk Factors of Postoperative Adjacent Segment Degeneration Following Anterior Decompression and Instrumented Fusion for Degenerative Disorders of the Cervical Spine. *World Neurosurg, 105*, 78-85. doi: 10.1016/j.wneu.2017.05.094. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28559077

WeillCornellBrainandSpine. (2019). TLIF Minimally Invasive Spine Fusion. Repéré le 23 septembre à https://weillcornellbrainandspine.org/procedure/tlif-minimally-invasive-spine-fusion

White, A. A., & Panjabi, M. Clinical biomechanics of the spine. 1990. *Philadelphia, PA, USALippincott*.

Wikipédia. (2014). Colonne vertébrale. Repéré à https://fr.wikipedia.org/wiki/Colonne_vert%C3%A9brale

Xiao, Z., Wang, L., Gong, H., & Zhu, D. (2012). Biomechanical evaluation of three surgical scenarios of posterior lumbar interbody fusion by finite element analysis. *Biomed Eng Online, 11*, 31. doi: 10.1186/1475-925X-11-31.

Xiao, Z., Wang, L., Gong, H., Zhu, D., & Zhang, X. (2011). A non-linear finite element model of human L4-L5 lumbar spinal segment with three-dimensional solid element ligaments. *Theoretical and Applied Mechanics Letters, 1*(6). doi: 10.1063/2.1106401

Xu, M., Yang, J., Lieberman, I. H., & Haddas, R. (2017). Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin, 20*(1), 1-15. doi: 10.1080/10255842.2016.1193596. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27315668

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*(11), 1256-1260. doi: 10.1097/00007632-198911000-00020. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2603060

Yang, M., Sun, G., Guo, S., Zeng, C., Yan, M., Han, Y., Tan, J. (2017). The Biomechanical Study of Extraforaminal Lumbar Interbody Fusion: A Three-Dimensional Finite-Element Analysis. *J Healthc Eng, 2017*, 9365068. doi: 10.1155/2017/9365068. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29081940

Zander, T., Rohlmann, A., & Bergmann, G. (2009). Influence of different artificial disc kinematics on spine biomechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 24*(2), 135-142. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.11.008. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19121822

Zhang, Z., Fogel, G. R., Liao, Z., Sun, Y., Sun, X., & Liu, W. (2018). Biomechanical evaluation of four surgical scenarios of lumbar fusion with hyperlordotic interbody cage: A finite element study. *Biomed Mater Eng, 29*(4), 485-497. doi: 10.3233/BME-181004. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30282345

Zhang, Z., Li, H., Fogel, G. R., Xiang, D., Liao, Z., & Liu, W. (2018). Finite element model predicts the biomechanical performance of transforaminal lumbar interbody fusion with various porous additive manufactured cages. *Comput Biol Med, 95*, 167-174. doi: 10.1016/j.compbiomed.2018.02.016. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29501735

Zhao, X., Du, L., Xie, Y., & Zhao, J. (2018). Effect of Lumbar Lordosis on the Adjacent Segment in Transforaminal Lumbar Interbody Fusion: A Finite Element Analysis. *World Neurosurg, 114*, e114-e120. doi: 10.1016/j.wneu.2018.02.073. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29477002

Zhong, Z. C., Wei, S. H., Wang, J. P., Feng, C. K., Chen, C. S., & Yu, C. H. (2006). Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. *Med Eng Phys, 28*(1), 90-98. doi: 10.1016/j.medengphy.2005.03.007. Repéré à https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16426979