

Influence d'un implant facettaire auxiliaire sur la biomécanique du rachis lombaire

Yann Philippe Charles

▶ **To cite this version:**

Yann Philippe Charles. Influence d'un implant facettaire auxiliaire sur la biomécanique du rachis lombaire. Biomécanique [physics.med-ph]. Arts et Métiers ParisTech, 2012. Français. NNT : 2012ENAM0032 . pastel-00736335

HAL Id: pastel-00736335
https://pastel.hal.science/pastel-00736335

Submitted on 28 Sep 2012

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

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

2012-ENAM-0032

École doctorale n°432 : Sciences des Métiers de l' Ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Yann Philippe CHARLES

le 20 Septembre 2012

INFLUENCE D'UN IMPLANT FACETTAIRE AUXILIAIRE SUR LA BIOMECANIQUE DU RACHIS LOMBAIRE

Directeur de thèse : **Pr Wafa SKALLI**
Co-encadrement de la thèse : **Pr Jean-Paul STEIB, Pr Philippe ROUCH**

Jury

M. Christian MAZEL, Professeur, Institut Mutualiste Montsouris, Paris,	Président
M. Jean-Charles LE HUEC, Professeur, CHU de Bordeaux,	Rapporteur
M. Lalaonirina RAKOTOMANANA, Professeur, Equipe de Mécanique, IRMAR, Rennes	Rapporteur
M. Richard ASSAKER, Professeur, CHU de Lille,	Examinateur
M. Laurent CHAMPANEY, Professeur, LMT, Ecole Normale Supérieure de Cachan,	Examinateur
M. Philippe ROUCH, Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech,	Examinateur
Mme Wafa SKALLI, Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech,	Examinateur
M. Jean-Paul STEIB, Professeur, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg,	Examinateur
M. Guy VIART, Ingénieur, Clariance, Dainville	Invité

Arts et Métiers ParisTech - Centre de Paris
Laboratoire de Biomécanique

T H È S E

REMERCIEMENTS

Je remercie tout particulièrement Madame le Professeur Wafa SKALLI pour avoir dirigé cette thèse avec grande rigueur scientifique, pour la confiance qu'elle a pu m'accorder, pour ses qualités pédagogiques et les connaissances qu'elle a su me transmettre sur la biomécanique du rachis.

Je tiens à remercier très sincèrement Monsieur le Professeur Jean-Paul STEIB, pour m'avoir accueilli dans son équipe, pour tout ce qu'il m'a appris et pour m'avoir permis de devenir chirurgien du rachis à ses côtés, pour son regard critique et protecteur, pour son soutien au quotidien. MERCI.

Je remercie Monsieur le Professeur Philippe ROUCH pour sa disponibilité et ses réflexions constructives sur les mécanismes biomécaniques complexes du rachis, qui m'ont beaucoup aidées à construire ce travail.

Je remercie très sincèrement les membres du jury pour avoir accepté de juger ce travail :

Monsieur le Professeur Jean-Charles LE HUEC,

Monsieur le Professeur Lalaonirina RAKOTOMANANA,

Monsieur le Professeur Richard ASSAKER,

Monsieur le Professeur Laurent CHAMPANEY,

Monsieur le Professeur Christian MAZEL.

J’aimerais remercier tout particulièrement Sylvain PERSOHN qui m’a beaucoup aidé à mettre en œuvre les expérimentations *in vitro*, pour son savoir-faire et son efficacité. Merci pour ces longs moments, très sympatiques, que nous avons passé ensemble en salle blanche.

Je tiens à remercier Lucas VENANCIO PIRES CARVALHO LIMA qui a fortement contribué à la modélisation en éléments finis, pour son aide, son engagement et sa disponibilité.

Je remercie Monsieur Guy VIART, directeur général de la société CLARIANCE, pour son expertise et son enthousiasme, ainsi que pour le soutien matériel et financier de ce projet.

Je remercie Pascal ROKEGEM pour ses conseils pratiques sur les aspects techniques de l’implant, ses réponses à nos interrogations et son regard critique sur l’analyse des données.

Je remercie Jean-Yves LEROY et Yannick PONTOIS pour leur soutien technique lors des essais *in vitro* et leur initiation à la mise en place de l’implant.

Je remercie l’Institut d’Anatomie des Saints-Pères qui nous a mis à disposition les spécimens anatomiques, ainsi que Sébastien SCHULLER qui m’a aidé à prélever les rachis.

Je remercie Erik André SAULEAU pour son aide et ses conseils lors des analyses statistiques.

Je remercie Marine SOUQ pour sa gentillesse, sa disponibilité et son efficacité dans l’organisation de la soutenance.

A Carole pour son soutien et son amour,

Au petit Aurélien qui est né durant ce projet,

A mes parents qui ont tout donné à leurs enfants et su nous donner des ailes.

MERCI

TABLE DES MATIERES

LISTE DES ABREVIATIONS 4
INTRODUCTION 5
1. CONTEXTE DE L'ETUDE 8
1.1 Anatomie osseuse du rachis lombaire 8
1.2 Anatomie disco-ligamentaire du rachis lombaire 10
1.3 Biomécanique du rachis lombaire 12
1.4 Physiopathologie du rachis lombaire dégénératif 14
1.5 Traitement médical et chirurgical classique 16
1.6 Dégénérescence du segment adjacent 18
2. IMPLANTS DE NON FUSION LOMBAIRE 24
2.1 Prothèses de disque 24
2.2 Ostéosynthèse postérieure souple 25
2.3 Resurfaçage facettaire 26
2.4 Remplacement facettaire 27
2.5 Objectifs de la thèse 30
3. CARACTERISATION CINEMATIQUE IN VITRO DE L'IFA 31
3.1 Introduction 31
3.2 Matériel et méthodes 32
3.2.1 Spécimens anatomiques 32
3.2.2 Positionnement et préparation du spécimen 32
3.2.3 Stéréoradiographie 33
3.2.3 Application des efforts 35
3.2.4 Mesure des déplacements 36
3.2.5 Centre moyen de rotation 36
3.2.6 Pression intradiscale 37
3.2.7 Configurations étudiées 38
3.2.8 Statistiques 39
3.3 Résultats 40
3.3.1 Amplitudes de mobilité en flexion-extension 41
3.3.2 Amplitudes de mobilité en inflexion latérale 42
3.3.3 Amplitudes de mobilité en torsion axiale 44

3.3.4 Centres moyens de rotation en flexion-extension 46
3.3.5 Pressions intradiscales en flexion-extension 47
3.4 Discussion 49
3.5 Conclusions des expérimentations en cinématique 53
4. MODELISATION EN ELEMENTS FINIS 54
4.1 Introduction 54
4.2 Matériel et méthodes 55
4.2.1 Modèle en éléments finis du rachis L3-S1 55
4.2.2 Propriétés des matériaux et validation du modèle 56
4.2.3 Modélisation de la lésion chirurgicale 57
4.2.4 Modélisation de l'instrumentation 58
4.2.5 Validation du modèle de l'IFA 60
4.2.6 Conditions aux limites et configurations étudiées 60
4.2.7 Traitement des données et paramètres analysés 61
4.3 Résultats 62
4.3.1 Amplitudes de mobilité et moments appliqués 62
4.3.2 Contraintes de von Mises au niveau de l'annulus 63
4.3.3 Forces de contact articulaires 66
4.4 Discussion 67
4.5 Conclusions de la modélisation en éléments finis 71
5. CARACTERISATION IN VITRO EN CISAILLEMENT 72
5.1 Introduction 72
5.2 Matériel et méthodes 73
5.2.1 Spécimens anatomiques 73
5.2.2 Orientation des spécimens 73
5.2.3 Montage expérimental 73
5.2.4 Application des efforts 75
5.2.5 Configurations étudiées 75
5.2.6 Statistiques 77
5.3 Résultats 78
5.3.1 Déplacements 78
5.3.2 Raideurs 80
5.4 Discussion 82
5.5 Conclusions des expérimentations en cisaillement 85

CONCLUSIONS 86
BIBLIOGRAPHIE 89

LISTE DES ABREVIATIONS

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
ALIF	Anterior Lumbar Interbody Fusion
AM	Amplitude de Mobilité
CMR	Centre Moyen de Rotation
DSA	Dégénérescence du Segment Adjacent
ESA	Effets aux Segments Adjacents
FE	Flexion-Extension
IFA	Implant Facettaire Auxiliaire
IL	Inflexion Latérale
IRM	Imagerie à Résonance Magnétique
MEF	Modélisation en Eléments Finis
Rx, Ry, Rz	Déplacement angulaire autour des axes x, y et z
PID	Pression Intra-Discale
TA	Torsion Axiale
TDM	Tomodensitométrie
Tx, Ty, Tz	Déplacement linéaire selon les axes x, y et z

INTRODUCTION

La colonne vertébrale lombaire appartient au squelette axial et assure la continuité entre la colonne vertébrale thoracique en direction craniale et le sacrum en direction caudale. Elle abrite des structures neurologiques telles que le cône médullaire et la queue de cheval. Cette partie du rachis a un rôle biomécanique fondamental : elle est responsable de la mobilité du tronc en position debout et assise avec le bassin et les hanches.

La pathologie dégénérative du rachis lombaire est fréquente : la majorité des adultes ressent au moins un épisode de lombalgie au cours de sa vie. Des études épidémiologiques montrent que 65 à 90% de la population générale pourrait souffrir à un moment donné de douleurs lombaires [7,43,142]. Les douleurs lombaires chroniques représentent un problème de santé publique, en raison de leur importante morbidité et de leur retentissement socio-économique. Ces douleurs sont essentiellement générées par un processus dégénératif siégeant aussi bien au niveau du disque intervertébral qu'au niveau des facettes articulaires. Elles se traduisent cliniquement par une lombalgie aboutissant à une limitation fonctionnelle de la mobilité du tronc. Par ailleurs, ce processus dégénératif peut également aboutir à une mobilité anormale, voire à une hypermobilité du segment lombaire et un spondylolisthésis. Ce degré de pathologie dégénérative s'associe à une sténose lombaire se manifestant par une sciatalgie, voire une symptomatologie de claudication neurogène.

Des traitements conservateurs sont prescrits en première intention, mais la chirurgie reste nécessaire dans 15% à 20% des cas. L'arthrodèse postéro-latérale est alors considérée comme le « gold standard » [67,70,85,147]. Les résultats cliniques de cette intervention chirurgicale permettent de traiter la lombosciatalgie sévère de manière satisfaisante [7,25,68,88,114,185]. Néanmoins, l'arthrodèse n'est pas dépourvue de risques et de complications à moyen et long terme. La Dégénérescence du Segment Adjacent (DSA) peut être directement liée à la procédure chirurgicale entraînant une lésion articulaire ou un manque de lordose. Elle peut également être consécutive à la perte de mobilité des segments arthrodésés [50,77,78,93,94,126,134,163,205]. Ainsi, les implants de non fusion, permettant de préserver une certaine mobilité des segments opérés, sont apparus afin de pallier au risque de DSA. Cependant, il n'existe encore aucune preuve clinique ou radiologique, montrant la supériorité de ces derniers par rapport à l'arthrodèse. L'arthroplastie discale est indiquée dans la discopathie lombaire du patient jeune sans atteinte articulaire [7,22,47,57,63,67,104]. Une arthrose articulaire secondaire peut être observée chez certains patients, provoquant une récidive de la lombalgie

[46,109,108,166,169]. Lorsqu'une dégénérescence modérée du cartilage articulaire est présente en pré-opératoire, l'ostéosynthèse postérieure souple peut représenter une alternative. Il s'agit d'une ostéosynthèse semi-rigide permettant de limiter la mobilité segmentaire sans la supprimer complètement [65,124,125,129,131,156,157]. Le remplacement facettaire constitue l'évolution technique la plus récente et la moins bien analysée. Le remplacement des articulaires est indiqué dans la zygarthrose et la sténose lombaire liée au bombement du disque et du ligament jaune, ainsi qu'aux ostéophytes postérieurs. Ce type d'implant devrait permettre de stabiliser un segment lombaire en préservant la mobilité, après avoir réséqué les articulaires et libéré le canal lombaire [71,140,199,208].

L'utilisation clinique du remplacement facettaire reste encore très rare, car beaucoup d'interrogations persistent sur le comportement biomécanique complexe des articulaires guidées par le complexe disco-ligamentaire *in vivo*. Il est encore plus difficile de concevoir un implant permettant à la fois de limiter la mobilité et de permettre les mouvements des facettes articulaires. Par ailleurs, il est difficile d'apprécier quel degré de résection des articulaires, des ligaments et des lames peut être réalisé chirurgicalement de manière à ce que l'implant facettaire puisse remplir ses fonctions cinématiques et en même temps maintenir le segment lombaire opéré. On suppose que l'indication principale du remplacement facettaire est la sténose lombaire et la zygarthrose. Néanmoins, ce type d'intervention chirurgicale ne permet pas de traiter le disque instrumenté, ce qui pose problème pour les patients présentant une discopathie importante. Il en découle une limitation au niveau des indications de ces implants. On peut se demander s'ils ont leur place dans le traitement du spondylolisthésis dégénératif de grade I avec dégénérescence discale modérée de stades Pfirrmann 3 ou 4 [139]. Il s'agit généralement de patients entre 40 et 60 ans avec une forme débutante mais symptomatique du spondylolisthésis dégénératif en L4-L5. La hauteur discale reste conservée, mais les articulaires arthrosiques ainsi que l'hypermobilité disco-ligamentaire entraînent une sténose en flexion-extension (FE).

L'évaluation du comportement biomécanique des implants facettaires peut faire intervenir différents moyens d'évaluations précliniques que l'on peut classer essentiellement en expérimentations *in vitro* et en simulations numériques par Modélisation en Eléments Finis (MEF). Depuis plus de 20 ans, de nombreuses recherches ont été effectuées dans le domaine de la biomécanique du rachis, en particulier au sein du Laboratoire de Biomécanique (LBM) des Arts et Métiers ParisTech, ce qui a permis le développement et la validation de différentes méthodes d'analyse [29,31,51,52,64,99-102,162,172]. En nous appuyant sur ces outils validés, nous souhaitons à travers trois aspects complémentaires contribuer à la compréhension du

comportement biomécanique d'un nouvel Implant Facettaire Auxiliaire (IFA) « NeoFacet™ » (Clariance, Dainville, France). Par ailleurs, nous souhaitons à l'issue de cette thèse préciser les indications chirurgicales de cet IFA, notamment son utilisation dans le spondylolisthésis dégénératif de grade I.

Ce travail de thèse se compose d'abord d'une synthèse bibliographique sur la problématique de la Dégénérescence du Segment Adjacent (DSA) après arthrodèse lombaire. Les implants lombaires de non fusion seront présentés, en analysant plus particulièrement les différents types de remplacement facettaire. La première partie du travail a pour but d'analyser *in vitro* l'influence de l'IFA sur le comportement cinématique du segment lombaire L4-L5 intact puis après facettectomie. Les Centres Moyens de Rotation (CMR) dans le plan sagittal en flexion-extension ainsi que les Pressions Intra-Discales (PID) sont également déterminées. La deuxième partie aborde la simulation numérique par MEF et détermine l'effet de l'implant sur le disque intervertébral du segment instrumenté, ainsi que sur les disques et les articulaires des niveaux adjacents en se comparant à l'ostéosynthèse postérieure rigide. La troisième partie a pour but d'analyser *in vitro* le comportement du segment L4-L5 en cisaillement postéro-antérieur après facettectomie et recalibrage ainsi que de vérifier l'effet de l'IFA, simulant ainsi les conditions du spondylolisthésis dégénératif.

1. CONTEXTE DE L'ETUDE

1.1 Anatomie osseuse du rachis lombaire

La colonne vertébrale lombaire forme la partie caudale du squelette axial et relie le rachis thoracique au sacrum. Elle est composée de 5 vertèbres qui s'articulent par l'intermédiaire des processus articulaires en postérieur et des disques intervertébraux en antérieur. L'anatomie osseuse des vertèbres lombaires présente des structures qui lui sont propres, adaptées aux mouvements et aux sollicitations biomécaniques du tronc [24,92,95,112].

Les vertèbres lombaires ont un corps vertébral volumineux, à grand axe transversal, réniforme et à concavité postérieure. Le diamètre transversal croît de la face supérieure à la face inférieure de chaque corps vertébral et d'une vertèbre à l'autre en allant de L1 à L5. Le plateau vertébral présente une couronne de cartilage hyalin en périphérie.

Les pédicules lombaires s'implantent sur la moitié supérieure de la face postéro-latérale du corps vertébral. Ils ont une direction postéro-antérieure convergente variant entre 10° et 25° en fonction des niveaux [16,162]. Leur bord supérieur est légèrement concave en haut et leur bord inférieur est très échancré.

Les lames du rachis lombaire sont quadrilatères, épaisses dans leur partie craniale, plus hautes que larges, obliques vers le bas et vers l'arrière. La portion interarticulaire est constituée par des lames osseuses épaisses, quasi verticales, situées à l'union des pédicules et des lames dans un plan postérieur par rapport aux processus transverses.

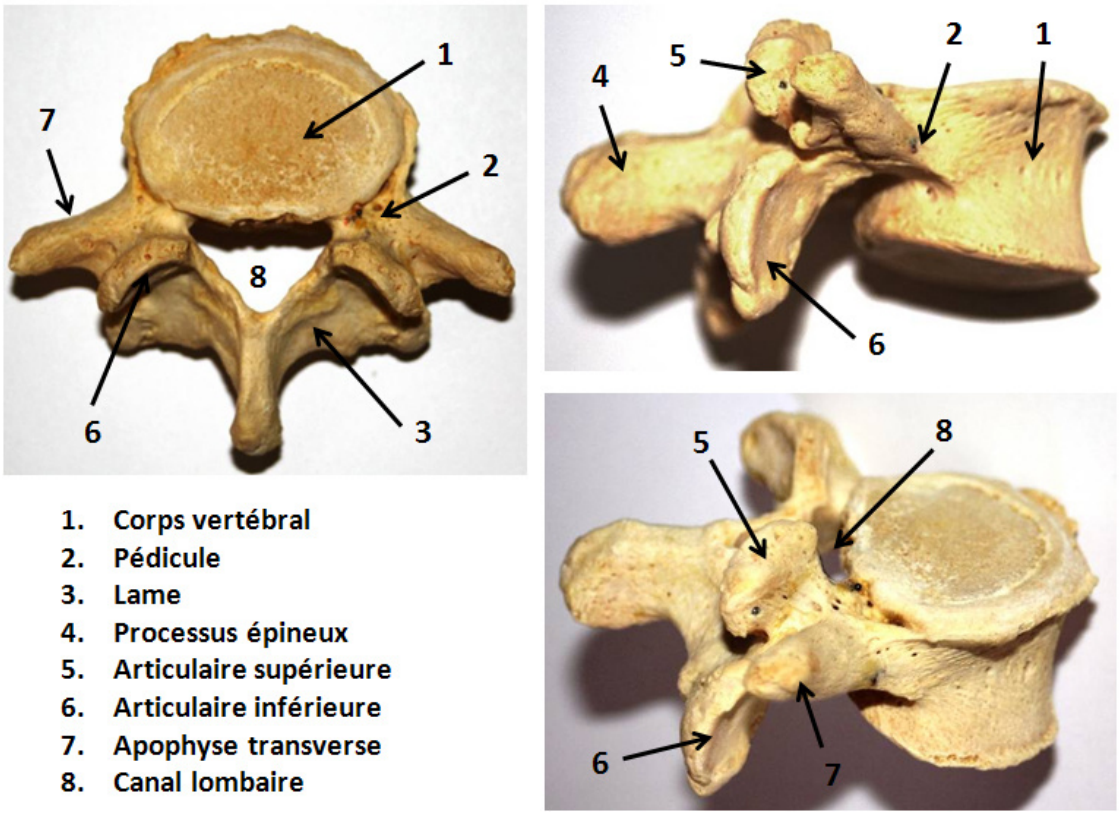
Le processus épineux est situé sur la partie dorsale et médiane de la lame et se dirige presque horizontalement vers l'arrière et légèrement vers le bas.

Les processus articulaires supérieurs, orientés transversalement, sont situés en arrière et au-dessus des processus transverses. Leur face interne présente une surface articulaire cartilagineuse, concave en arrière, en forme de gouttière verticale. Leur face externe porte le long du bord postérieur une saillie osseuse, le tubercule mamillaire. Au niveau des trois premières vertèbres lombaires, les processus articulaires supérieurs sont plus écartés les uns des autres que les processus articulaires inférieurs. Dans le plan sagittal, les facettes articulaires supérieures regardent en haut et en arrière. Les processus articulaires inférieurs s'implantent sur le bord inférieur des lames, orientés obliquement en bas et en arrière. Ils présentent une surface articulaire convexe, de forme cylindrique, qui regarde en avant. Cette

surface articulaire s'adapte à la concavité de l'apophyse articulaire supérieure de la vertèbre sous-jacente. Les deux processus articulaires forment ensemble l'articulation zygapophysaire.

Les apophyses transverses, ou processus costiformes, s'implantent à la jonction du pédicule et de l'apophyse articulaire supérieure. Orientées transversalement, elles se dirigent en dehors, légèrement vers le haut et en arrière. Les apophyses transverses de L3 sont les plus longues et les plus horizontales [16,92]. Celles de L1 et de L2 sont obliques vers le bas, alors que celles de L4 et de L5 sont ascendantes. La morphologie de ces apophyses varie d'une vertèbre à l'autre et même d'un côté à l'autre [95].

Les principales structures anatomiques osseuses des vertèbres lombaires sont représentées dans la **Fig. 1**.



1. Corps vertébral
2. Pédicule
3. Lame
4. Processus épineux
5. Articulaire supérieure
6. Articulaire inférieure
7. Apophyse transverse
8. Canal lombaire

Fig. 1 Anatomie osseuse de la vertèbre lombaire.

On note certaines particularités au niveau de la colonne vertébrale lombaire. Des variations morphologiques existent au niveau des zones de transition : la charnière dorsolombaire et la charnière lombosacrée. La première vertèbre lombaire présente, outre

des apophyses transverses moins développées, un aspect cunéiforme du corps vertébral qui est plus haut dans son segment postérieur. La cinquième vertèbre lombaire (L5) se singularise par un volume important du corps vertébral cunéiforme et des éléments constitutifs de l'arc postérieur : pédicules, lames, apophyses articulaires, apophyses transverses [16]. L'écartement des apophyses articulaires s'accompagne d'une direction plus frontale des facettes articulaires [162].

Le canal vertébral osseux présente généralement une forme arrondie ou ovalaire dans la région lombaire haute et un aspect triangulaire avec des angles arrondis au niveau de la charnière lombosacrée. Il est sujet à de nombreuses variations morphologiques. Sa paroi antérieure répond à la face postérieure des corps vertébraux. Les angles sont formés par la face interne des pédicules et la paroi postérieure par les lames doublées du ligament jaune. Le diamètre transversal est toujours supérieur au diamètre sagittal et la largeur du canal lombaire augmente régulièrement de L1 à L5 [24,112]. Le diamètre antéro-postérieur diminue dans le sens cranio-caudal, s'accompagnant d'une accentuation progressive des récessus latéraux et d'une augmentation du diamètre transversal interpédiculaire. Au niveau lombaire, la moelle épinière n'occupe pas toute la hauteur du canal vertébral : le cône terminal est situé au niveau de L1 ou de L2, puis les racines de la queue de cheval descendent jusqu'au canal sacré.

1.2 Anatomie disco-ligamentaire du rachis lombaire

Le complexe mobile entre deux vertèbres lombaires comprend le disque intervertébral en avant et les massifs articulaires en arrière. Les mouvements entre les vertèbres sont régulés par l'appareil disco-ligamentaire en flexion-extension, en inflexion latérale et en torsion axiale. Le disque et les surfcaces articulaires sont exposés à l'usure liée aux mouvements qui s'y répètent au fil des années [24,95,16,92,112].

Le disque intervertébral constitue avec les plateaux vertébraux adjacents un complexe disco-épiphysaire. Il assure la mobilité entre les corps vertébraux et résiste à la compression axiale [2]. Le disque est composé macroscopiquement de deux structures : le nucléus au centre et l'annulus à la périphérie. La partie centrale, le nucléus, est riche en protéoglycanes et en macromolécules hydrophiles [20,105]. Cette partie est essentiellement responsable de la résistance en compression. La périphérie, l'annulus, est riche en collagènes types I, II et IV [187]. Plusieurs couches présentent une disposition lamellaire, permettant ainsi de répondre

essentiellement à la fonction de frein en torsion axiale. Des facteurs mécaniques [19,79,188], biochimiques [20,73,193], génétiques [15,39,179,173,191], environnementaux [6,14,87] et infectieux [59,174] interagissent dans la cascade physiopathologique de la dégénérescence discale [5]. La **Fig. 2** montre les structures anatomiques normales et l'aspect dégénéré d'un disque intervertébral.

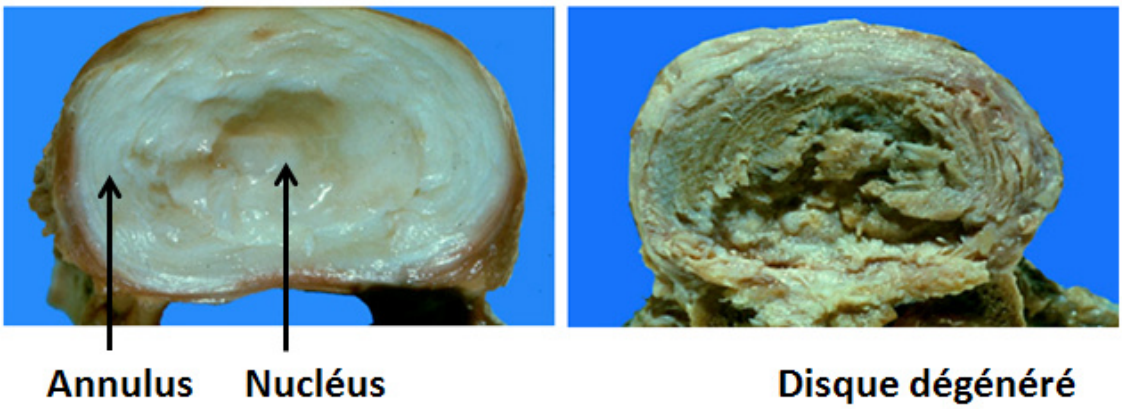
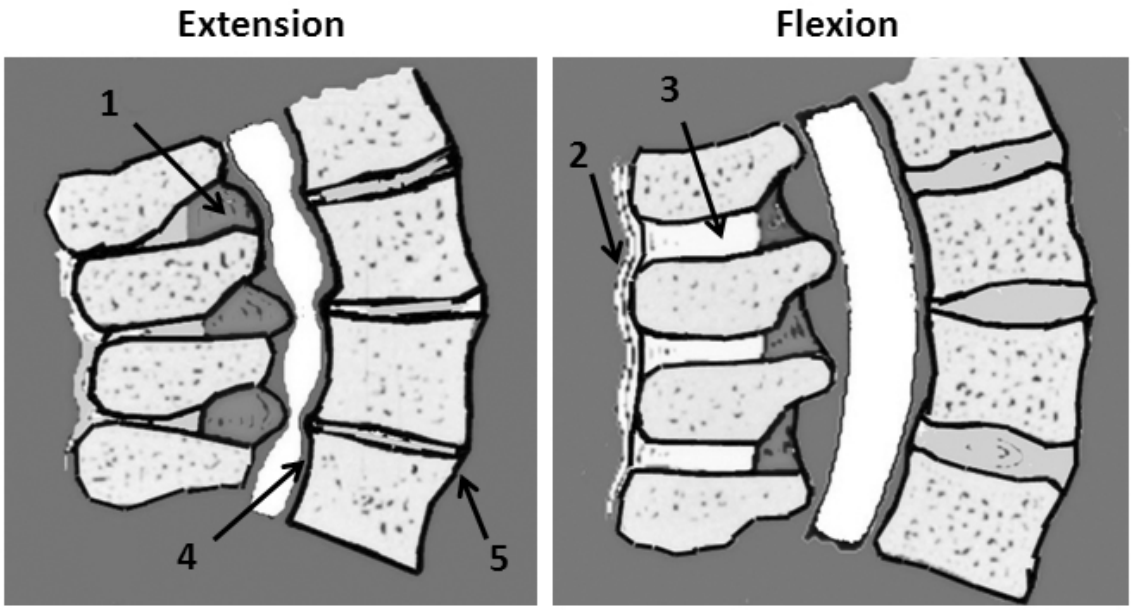


Fig. 2 Anatomie du disque intervertébral normal à gauche et aspect anatomopathologique de la discopathie montrant la fissuration du nucléus à droite.

Les ligaments interviennent lors des mouvements intervertébraux au-delà du seuil physiologique. Le ligament jaune s'insère sur la moitié de la face interne de la lame sus-jacente et sur la crête de la lame sous-jacente. Il est riche en élastine et en fibres nerveuses propriocepitves. Il se présente en plusieurs couches et a une épaisseur d'environ 1 cm. Ce ligament limite l'hyperflexion [16,24]. Il a également un rôle fondamental dans la physiopathologie de la sténose lombaire car il bombe dans le canal en extension, et peut comprimer ainsi les racines nerveuses au niveau des récessus (**Fig. 3**). D'autres ligaments limitent l'hyperflexion : le ligament supraépineux reliant les apophyses épineuses à leurs extrémités dorsales, les ligaments interépineux faisant la jonction entre la face caudale de l'épineuse sus-jacente et la face craniale de l'épineuse sous-jacente, ainsi que le ligament longitudinal postérieur reliant les corps vertébraux et les disques dans le canal vertébral [92]. Le ligament longitudinal antérieur s'étend sur la face ventrale des corps vertébraux et des disques et s'oppose à l'hyperextension de la colonne vertébrale [112]. Par ailleurs, les articulations zygapophysaires sont englobées dans une capsule reliant les processus articulaires supérieur et inférieur. Ces capsules sont également riches en fibres nerveuses proprioceptives [16].



1. Ligament jaune
2. Ligament supra-épineux
3. Ligament inter-épineux
4. Ligament longitudinal postérieur
5. Ligament longitudinal antérieur

Fig. 3 Anatomie du disco-ligamentaire du rachis lombaire montrant les ligaments postérieurs (1-4) limitant l'hyperflexion et le ligament longitudinal antérieur (5) limitant l'hyperextension. Le ligament jaune (1) peut bomber dans le canal en extension et induire une sténose.

1.3 Biomécanique du rachis lombaire

Le disque intervertébral et les massifs articulaires d'un segment lombaire constituent une unité fonctionnelle mobile appelée « three joint complex » par les anglo-saxons. Les contraintes sont réparties entre le disque et les massifs articulaires selon le concept du « load sharing » [151]. La mobilité du segment intervertébral dépend en grande partie de l'orientation anatomique des facettes articulaires, qui est similaire chez l'homme et la femme [115]. Avec l'âge, l'orientation facettaire change légèrement : on observe une sagittalisation de l'interligne articulaire, liée au processus dégénératif [42]. Les articulaires ont une orientation de pratiquement 90° par rapport au plan transversal de l'unité fonctionnelle. L'angle formé entre l'interligne articulaire et le plan sagittal augmente progressivement de L1-L2 à L5-S1, de 25° à 53° en moyenne, ce qui signifie que l'orientation des articulaires des segments inférieurs est plus coronale que celles des segments supérieurs du rachis lombaire [164,195]. Ceci a une

influence sur la mobilité segmentaire : la moitié de l'amplitude totale de mobilité en flexion-extension, de l'ordre de 60°, est assurée par les unités fonctionnelles L4-L5 et L5-S1 [171,202]. Le **Tableau 1** détaille les mobilités intervertébrales moyennes aux différents niveaux lombaires en flexion-extension, en inflexion latérale et en torsion axiale.

Tableau 1. Valeurs de mobilités moyennes articulaires en degrés selon données *in vitro* [171,202]

	L1 – L2	**L2 – L3**	**L3 – L4**	**L4 – L5**	**L5 – S1**
Flexion-extension	10	11	11	14	18
Inflexion latérale	10	14	11	11	11
Torsion axiale	4	5	5	4	3

Ces valeurs moyennes représentent des indicateurs importants, permettant d'analyser l'influence d'une instrumentation sur la cinématique lombaire par des analyses *in vitro* ou par simulation numérique. Néanmoins, *in vivo*, l'être humain peut compenser certaines pertes de mobilités, telles qu'elles peuvent être occasionnées par une arthrodèse, au niveau des articulations coxo-fémorales [53]. Lorsqu'on analyse la mobilité sagittale du segment lombaire, le Centre Moyen de Rotation (CMR) permet de décrire des modifications cinématiques en flexion-extension. Pearcy et Bogduk [136] ont initialement déterminé le centre instantané de rotation en supperposant des radiographies de profil en position debout, en extension et en flexion complète. Pour obtenir une définition standardisée dans un repère de référence lié à la vertèbre, les coordonnées du CMR sont divisées par la hauteur du corps vetébral en ordonnée et par la longueur du corps vertébral en abscisse. Les coordonnées du CMR sont données dans le repère fixe de la vertèbre inférieure. Le CMR est physiologiquement situé autour du milieu du plateau supérieur de la vertèbre inférieure de l'unité fonctionnelle [172,182].

Dans le plan transversal, la forme convexe de l'articulaire inférieure et la forme concave de l'articulaire supérieure permettent le mouvement de torsion axiale sur un cercle passant par les interlignes articulaires droite et gauche. Le centre de rotation axial est situé plus en arrière dans les segments inférieurs du rachis lombaire, ce qui est lié à l'orientation anatomique des facettes articulaires [164]. Par ailleurs, les surfaces facettaires augmentent de

cranial en caudal, permettant ainsi aux segments inférieurs de résister à des efforts plus importants, notamment en torsion axiale et en cisaillement [130]. En cisaillement, 78% de la résistance mécanique est assurée par les articulaires et les ligaments postérieurs [113]. En compression axiale, les facettes articulaires ne supportent qu'entre 3% et 25% des efforts, qui sont plutôt absorbés par le disque [120,204]. La stabilité du segment lombaire en torsion axiale dépend essentiellement de la forme anatomique des surfaces articulaires [195]. Les efforts en torsion axiale sont absorbés à 40% à 50% par le disque, essentiellement par l'annulus, à 45% par les articulations zygapophysaires et les capsules articulaires, à 10% par les ligaments interépineux [55,56]. La torsion axiale moyenne des segments lombaires est comprise entre 3° et 5°, alors que la torsion axiale du disque intervertébral isolé peut atteindre 22°, ce qui explique le rôle protecteur des articulaires évitant une hypersollicitation du disque intervertébral [28]. En inflexion latérale, la sollicitation des articulaires est pratiquement comparable à celle observée en extension aux niveaux L3-L4, L4-L5 et L5-S1 [42]. Les efforts en inflexion latérale sont largement majorés lorsque ce mouvement est couplé à la torsion axiale [151].

1.4 Physiopathologie du rachis lombaire dégénératif

De nombreux facteurs ont été incriminés dans la physiopathologie dégénérative du rachis lombaire. La répartition des contraintes entre le disque et les articulaires entraîne une interaction indissociable des structures lombaires antérieures et postérieures [3,4]. Le processus dégénératif de la colonne vertébrale résulte en partie de l'usure discale qui représente un cycle physiopathologique débutant déjà chez l'adulte jeune. La discopathie engendre progressivement une perte de hauteur intersomatique, ce qui crée un hypercontact des articulaires postérieures avec une arthrose des facettes articulaires [27]. Le surpoids majore les contraintes au niveau du disque et des articulaires et accélère leur usure [37,89,121,159]. Par ailleurs, une forte incidence pelvienne avec une lordose lombaire importante (équilibre sagittal de type IV selon Roussouly [149]) prédispose à l'hypersollicitation des articulaires et au développement de la zygarthrose [12,13]. La dégénérescence articulaire entraîne une sagittalisation des facettes et un cisaillement intervertébral [17,23,33,60,150,183,189]. Le spondylolisthésis dégénératif apparaît alors comme un glissement vertébral vers l'avant par rapport à la vertèbre sous-jacente [76]. Il survient chez l'adulte de plus de 40 ans, fréquemment au niveau L4-L5 [89,137]. Les changements hormonaux de la ménopause, ayant une influence sur le système musculaire et ligamentaire, expliquent la prédominance féminine de cette pathologie [165]. La **Fig. 4** illustre les principaux facteurs mécaniques contribuant à la dégénérescence lombaire.

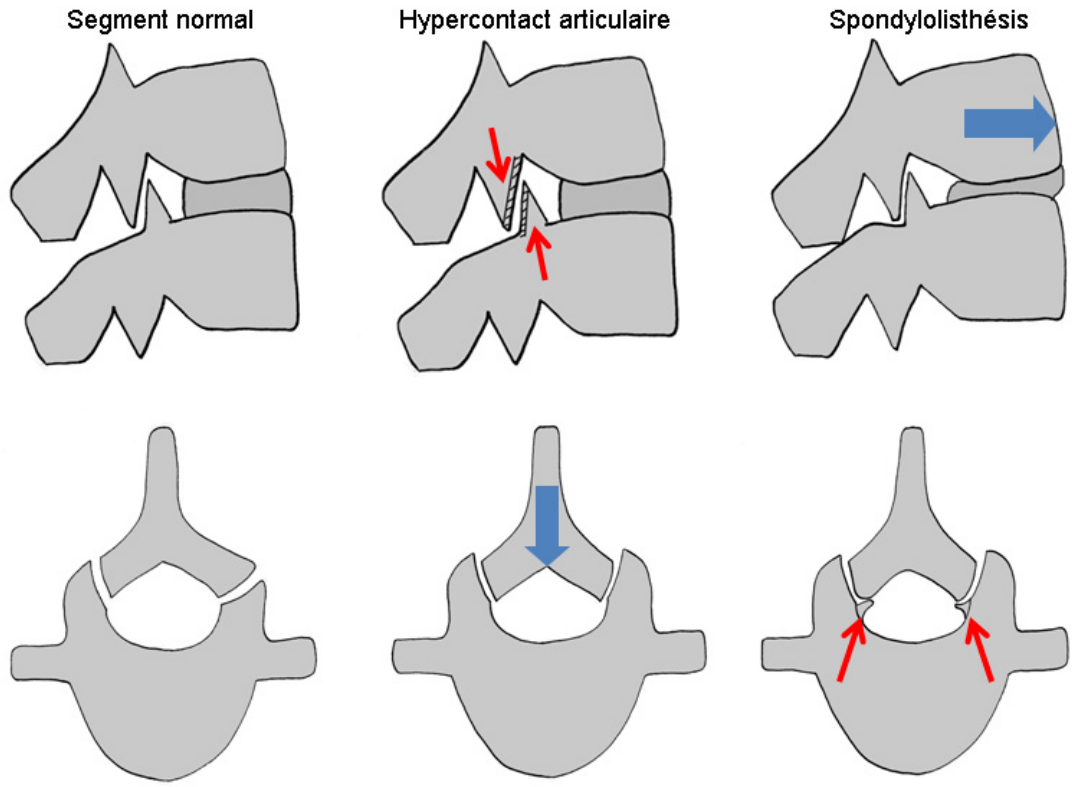


Fig. 4 Facteurs mécaniques de dégénérescence lombaire : affaissement du segment suite à la discopathie, hypercontact et arthrose articulaire, spondylolisthésis et formation d'ostéophytes intracanalaires.

La discopathie et l'arthrose articulaire créent généralement une lombalgie. La formation d'ostéophytes dans le canal et le glissement vertébral, rétrécissant le diamètre canalaire, engendrent une sciatalgie. Au départ, la sténose lombaire est liée aux mouvements intervertébraux et majorée par l'extension : la compression de la partie postérieure du disque entraîne un bombement circonférentiel dans le canal et le bombement du ligament jaune contribue au rétrécissement des récessus en arrière (**Fig. 2**). A ce stade, la hauteur discale résiduelle est de 50% ou plus par rapport à celle des segments adjacents moins dégénérés. Il existe une hypermobilité du segment lombaire en flexion-extension [82,83]. La sténose lombaire peut se présenter sous forme de radiculalgies et d'acroparesthésies, essentiellement de trajet L5. Lorsque la dégénérescence s'accentue, le segment lombaire se rigidifie et les ostéophytes compriment les racines nerveuses dans le récessus, voire même dans la partie centrale du canal (**Fig. 5**). Cette compression est permanente et n'est plus liée aux mouvements. Une symptomatologie de claudication neurogène avec limitation du périmètre de marche et un déficit neurologique peuvent s'installer progressivement.

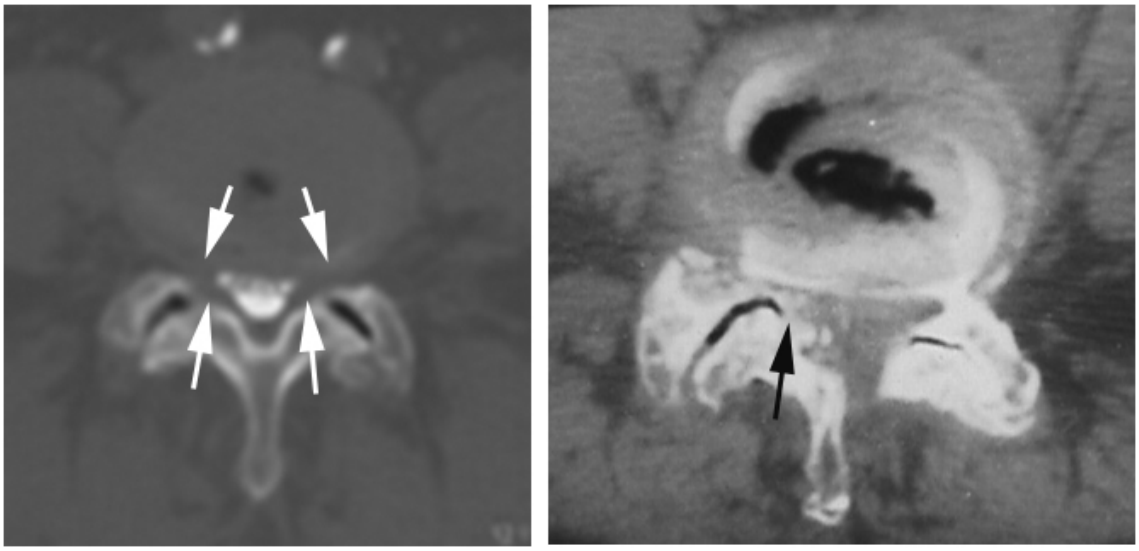


Fig. 5 Coupes TDM axiales montrant l'arthrose des articulaires avec : à gauche une sténose lombaire par bombement discal et des ligaments jaunes (flèches blanches) et à droite une compression par ostéophytes intracanalaires (flèche noire).

1.5 Traitement médical et chirurgical classique

Le traitement médical de première intention consiste à réaliser une rééducation visant à renforcer la musculature et la posture de la charnière lombo-pelvienne. Les mesures hygiéno-diététiques ainsi que le traitement antalgique et anti-inflammatoire sont généralement suffisants dans les stades débutants. Lorsque la lombalgie se majore, le port d'une ceinture ou d'un corset lombaire peuvent faire régresser le syndrome inflammatoire du disque L4-L5 en le mettant au repos. Des infiltrations épidurales ou foraminales permettent de soulager la sciatalgie.

Le traitement chirurgical est réservé aux stades sévères lorsque le traitement médical a échoué. La chirurgie reste nécessaire dans 15% à 20% des cas [70,85]. Une ostéosynthèse-arthrodèse postérieure (**Fig. 6**) avec libération des racines nerveuses sous forme de recalibrage ou de lamino-arthrectomie (**Fig. 7**) peut être proposée. Il s'agit du traitement chirurgical considérée comme le « gold standard » [67,147]. Les résultats cliniques de cette intervention chirurgicale permettent de traiter la lombosciatalgie de manière satisfaisante [7,25,68,88,114,185]. Néanmoins, l'arthrodèse peut entraîner une dégénérescence du segment adjacent (DSA) à moyen ou à long terme, nécessitant parfois une reprise chirurgicale.

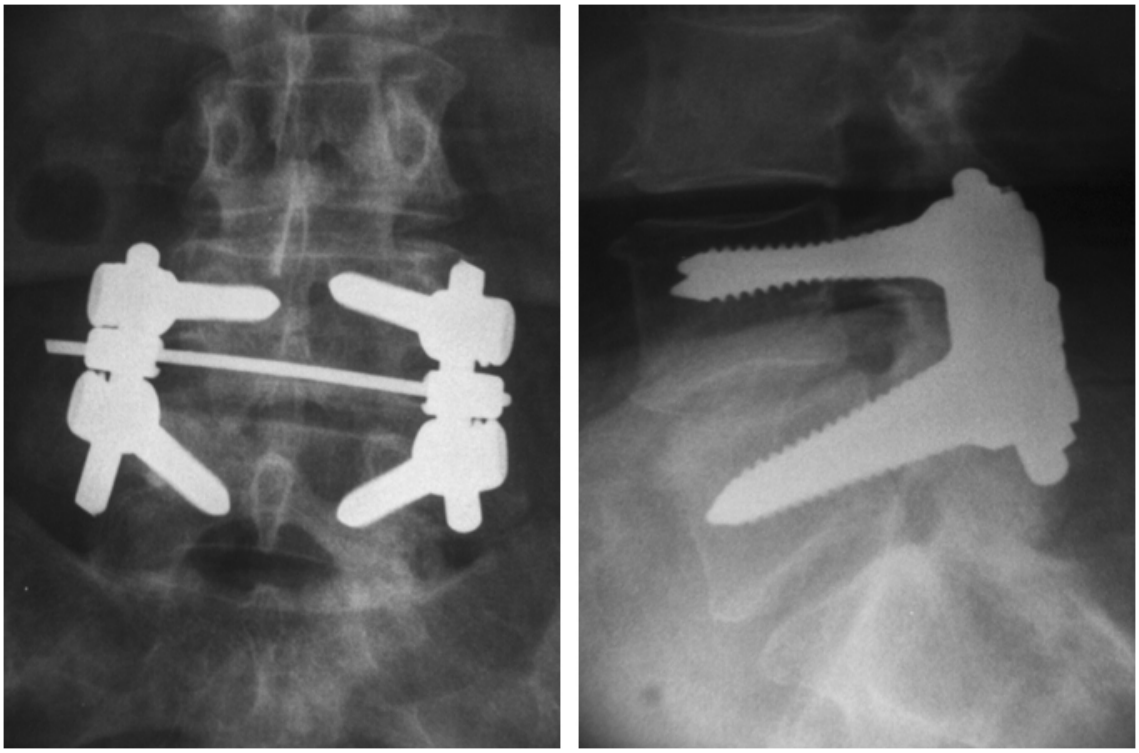


Fig. 6 Ostéosynthèse-arthrodèse postérieure L4-L5.

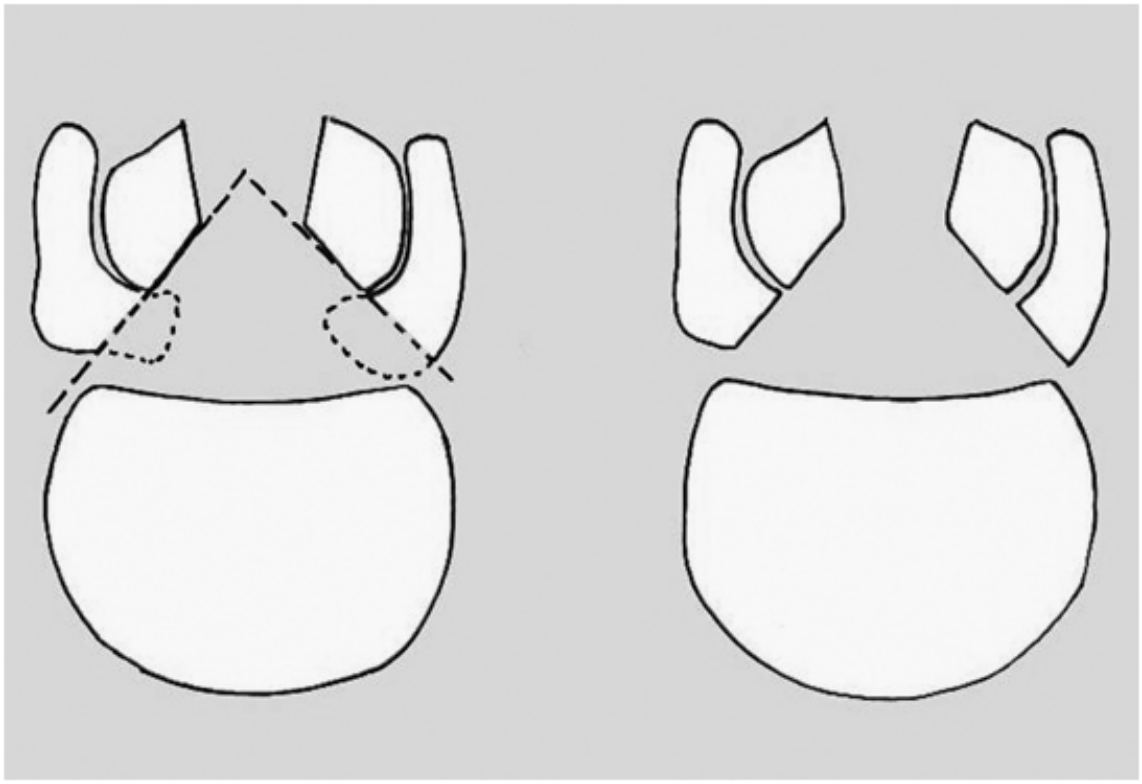


Fig. 7 Technique de libération de la sténose lombaire part lamino-arthrectomie.

1.6 Dégénérescence du segment adjacent

La DSA est définie comme l'apparition de lésions dégénératives des articulaires et des disques intervertébraux des segments adjacents à une arthrodèse lombaire, essentiellement du premier segment adjacent cranial [160]. Radiologiquement la DSA se traduit par l'apparition d'une nouvelle discopathie, d'une arthrose articulaire, d'une hernie discale, d'une sténose lombaire ou d'une instablilité segmentaire [118]. Cliniquement, des symptômes de lombosciatalgie ou de cruralgie réapparaissent. Les mécanismes exacts aboutissant à une DSA ainsi que l'incidence clinique varient fortement en fonction des séries [50,77,78,93,94,126,163,205]. Néanmoins, elle semble toujours liée à une modification des efforts transmis aux segments mobiles [134]. Le **Tableau 2** résume l'incidence des principales caractéristiques radiologiques de la DSA, le délai de survenue après arthrodèse lombaire, ainsi que le pourcentage de patients symptomatiques nécessitant une réintervention. Il apparaît que l'incidence radiologique est supérieure à l'incidence clinique. Bien que la DSA soit considérée comme une évolution physiopathologique à moyen ou long terme après arthrodèse, certaines évolutions vers la DSA sont liées à une anomalie préexistante du segment adjacent [32]. D'autres facteurs de risques sont liés à la technique chirurgicale. Ainsi, la rigidité et la longueur d'une instrumentation, la lésion iatrogène des articulaires sus-jacentes à l'arthrodèse, les défauts d'alignement dans le plan sagittal avec une faible lordose dans la zone arthrodésée, entraînant une hyperlordose compensatrice des segments mobiles (**Fig. 8**), accélèrent la survenue de la DSA [36,97,127,186].

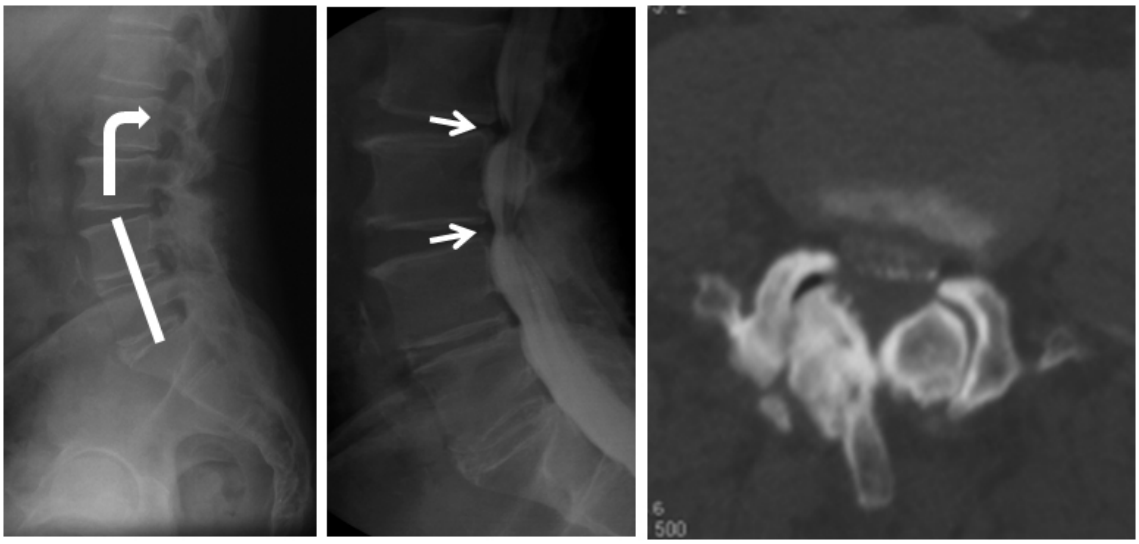


Fig. 8 Dégénérescence des segments adjacents L2-L3 et L3-L4 après arthrodèse L4-S1 à faible lordose entraînant une hyperlordose compensatrice des segments mobiles avec hyper-sollicitation des articulaires.

Tableau 2. Incidence et critères radiologiques de la DSA après arthrodèse lombaire (DP = discopathie, IN = instabilité, ST = sténose)

	Nombre de patients	Délai moyen en mois	Incidence radiologique	Symptômes et réinterventions
Anandjiwala et al.[8]	74	67,4	20,6% DP,IN,ST	2,2%
Aota et al. [10]	65	39	24,6% IN	-
Axelsson et al. [11]	54	42	20% DP	-
Booth et al. [26]	41	80	24,4% ST	12,2%
Chen et al. [38]	185	42	9,7% IN	-
Etebar et al. [54]	125	44,8	14,4% IN,ST	14,4%
Gillet [69]	149	87	41% DP,IN,ST	20%
Guigui et al. [78]	127	108	18% DP,IN,ST	12,6%
Hambly et al. [80]	42	271	17% IN	-
Ishiara et al. [86]	23	160	52% DP,IN	-
Kanayama et al. [91]	27	60	18,5% DP,ST	-
Kumar et al. [97]	83	60	36,1% DP,IN	16,8%
Kuslich et al. [98]	196	48	5,6% DP	5,6%
Nakai et al. [122]	48	103	31% DP	-
Penta et al. [138]	81	120	32% DP	-
Rahm et al. [144]	49	60	35% DP,IN,ST	16%
Schulte et al. [160]	40	114	20% DP	-
Seitsalo et al. [161]	145	185	34% DP	-
Wimmer et al. [201]	120	36	10,8% IN	-

Bien que les travaux cliniques ayant démontré un lien entre l'arthrodèse lombaire et le risque de DSA soient nombreux, il reste difficile de prédire le risque indiduel pour chaque patient. Parmi les facteurs de risques liés à la technique chirurgicale, certains paramètres peuvent être immédiatement appréhendés par le chirurgien en préopératoire :

- l'analyse du segment adjacent sur l'IRM et la TDM préopératoire [8,32,160],

- le nombre de segments lombaires arthrodésés [69,176],

- le choix d'une arthrodèse suspendue et l'analyse du segment caudal [8,134],

- le respect de la lordose segmentaire adaptée à l'incidence pelvienne [97,186],

- le choix du matériel en tenant compte de son encombrement et de sa rigidité [35,36].

Ce dernier point a entraîné le développement de techniques de non fusion lombaires, permettant de limiter la rigidité d'un segment instrumenté, représentant ainsi une alternative à l'arthrodèse [65,99,141,197,198]. La mobilité segmentaire et les contraintes liées à l'implant varient fortement en fonction du système utilisé [124,131,155-157]. Bien que les preuves cliniques soient faibles à ce jour, on espère limiter l'incidence de la DSA par l'utilisation d'implants de non fusion lombaire.

Il est indispensable d'étudier les caractéristiques de l'implant ainsi que l'effet qu'il produira sur la biomécanique lombaire avant de débuter son utilisation clinique. Les modèles *in vitro* sur spécimen anatomique humain ou animal permettent d'analyser la cinématique lombaire, les contraintes en cisaillement ainsi que les PID [133,197,200]. Les contraintes dans les différentes parties anatomiques du disque et des articulaires peuvent fortement varier en fonction de la configuration de l'instrumentation et des lésions visant à reproduire des techniques chirurgicales de décompression radiculaire [21,190]. La simulation numérique par MEF permet de simuler les effets spécifiques des différentes configurations en apportant au modèle les différents types de lésions [154,206]. Cet outil est particulièrement intéressant pour calculer les forces de contact articulaires en extension, en inflexion latérale et en torsion axiale. Ces paramètres restent difficilement mesurables par des capteurs de forces en expérimentation *in vitro* [124]. Par ailleurs, les contraintes au niveau de l'annulus (von Mises) ont une influence sur la physiopathologie discale du segment adjacent. Ce dernier paramètre peut également être étudié grace à la MEF [203]. Les expérimentations *in vitro* (**Tableau 3**), animales *in vivo* (**Tableau 4**) et la simulation numérique (**Tableau 5**) restent des modèles théoriques qui doivent être confrontés aux données cliniques du rachis lombaire humain.

Tableau 3. Modèles *in vitro* : influence de l'ostéosynthèse sur les segments adjacents
(AM = Amplitude de Mobilité, FE = Flexion-Extension, TA= Torsion Axiale, PID = Pression Intra-Discale)

	Modèle	Paramètres	Configurations	Résultats
Cunningham et al. [45]	- 11 spécimens humains - Segments L3-L5 - Compression axiale 600N	- PID L2-L3 et L4-L5 - FE imposée 12,5°	- Rachis intact - Instrumentation L3-L4 et laminectomie	Augmentation des PID en L2-L3 de 45% après instrumentation par rapport au rachis intact
Dekutoski et al. [48]	- 4 chiens - Segments L2-L7	- Délacements articulaires L2-L3 (mm) - FE imposée	- Rachis intact - Instrumentation L3-L7	Augmentation des déplacements de 2,2 mm en intact à 4,1 mm après instrumentation
Sudo et al. [176]	- 10 veaux - Segments L3-S1	- AM L4-L5 - PID en FE - Moment imposé 6 Nm	- Instrumentation L5-L6 (1 segment) - Instrumentation L5-S1 (2 segments)	Augmentation des AM et des PID avec 2 segments par rapport à 1 segment instrumenté
Sudo et al. [177]	- 10 veaux - Segments L2-S1	- AM L4-L5 - PID en FE - Moment imposé 6 Nm	- Instrumentation L5-S1 tige droite - Instrumentation L5-S1 en cyphose	Augmentation des AM et des PID avec l'instrumentation en cyphose
Umehara et al. [186]	- 14 spécimens humains - Segments L3-S1 - Compression axiale 392N	Déformation interlamaire L3-L4 (mm)	- Instrumentation L4-S1 - Lordoses diminuant de 2° à 8°	Augmentation de la déformation postérieure avec diminution de la lordose
Wiedenhöfer et al. [196]	- 6 spécimens humains - Segments L2-L5 - Compression axiale 400N	- AM L2-L3 - PID en FE et en TA - Moment imposé 7,5 Nm	- Instrumentation L3-L5 et L3-L4 rigide - Instrumentation L3-L5 et L3-L4 souple	Différences des AM et PID non significatives entre intrumentation rigide et souple

Tableau 4. Modèles animaux *in vivo* : influence de l'ostéosynthèse sur les segments adjacents
(AM = Amplitude de Mobilité, FE = Flexion-Extension, IRM = Imagerie par Résonance Magnétique)

	Modèle	Paramètres	Configurations	Résultats
Oda et al.[127]	- 18 moutons - segments L2-L5	- AM en FE - Raideur disco-ligamentaire	- Ostéosynthèse L3-L5 en cyphose - Ostéosynthèse L3-L5 in situ	Augmentation de l'extension et de la raideur de L2-L3 avec ostéosynthèse en cyphose
Hogendoom et al. [84]	- 13 chèvres opérées - 6 chèvres contrôle - segments T13-L6	- IRM - Histologie des disques	2 segments ostéosynthésés L1-2 et L3-4	Aspect des disques adjacents comparables entre chèvres opérés et groupe contrôle à 6 mois

Tableau 5. Modèles en éléments finis : influence de l'ostéosynthèse sur les segments adjacents
(AM = Amplitude de Mobilité, FE = Flexion-Extension, TA= Torsion Axiale, PID = Pression Intra-Discale
IL = Inflexion latérale, ALIF = Anterior Lumbar Interbody Fusion)

	Modèle	Paramètres	Configurations	Résultats
Tang et al. [180]	- Segment L3-L5 - Compression axiale 800 N - Moment imposé 10 Nm	- AM L3-L4 - PID L3-L4 - Contraintes de l'annulus L3-L4 (Tresca)	- Rachis intact - Fusion inter-somatique antérieure L4-L5 (ALIF)	Augmentation des AM, de la PID, et des contraintes de l'annulus en FE, IL et TA avec la fusion
Yan et al. [203]	- Segment L2-L5 - Compression axiale progressive 0,3 MPa; 0,5 MPa; 1,0 MPa; 2 MPa	Contraintes de l'annulus L2-L3 et L4-L5 (von Mises)	- Rachis intact - Ostéosynthèse postérieure L3-L4 - Ostéosynthèse et discopathie L2-L3 et L4-L5	Augmentation des contraintes de l'annulus par l'ostéosynthèse, majorées par la discopathie

Bien que les modèles expérimentaux aient contribué à la compréhension biomécanique des effets de l'arthrodèse sur les segments adjacents, les résutats peuvent varier de manière importante et les conclusions sont parfois contradictoires. Ceci est essentiellement dû au fait que les méthodologies utilisées ne sont pas standardisées. C'est pourquoi Panjabi [133] a proposé une méthode *in vitro* hybride, permettant d'évaluer les effets d'un implant sur les segments adjacents. On part de l'hypothèse que l'instrumentation modifierait l'Amplitude de Mobilité (AM) du segment instrumenté et des segments adjacents en appliquant un effort imposé au rachis. Or l'analyse unique des déplacements à effort imposé ne permet pas systématiquement de constater des différences entre le rachis instrumenté et intact. Pour cela, une comparaison des contraintes à même niveau de déplacement est également réalisée. Ceci permettrait de tester l'influence d'une instrumentation en flexion-extension, en inflexion latérale et en torsion axiale sur un rachis lombaire entier avec des segments instrumentés et non instrumentés. Le protocole se décompose en quatre étapes.

- Le spécimen anatomique est positionné en position neutre et sa partie caudale est encastrée. Des moments purs (10 Nm) sont appliqués à l'extrémité craniale du rachis en utilisant une précharge axiale de 400 N avec follower load. Différents paramètres, tels que les AM, les pressions intradiscales (PID), les forces de contact articulaires, les contraintes vertébrales ou ligamentaires peuvent être évalués.
- L'amplitude de mobilité du rachis inact entier (AM^{intact}) est mesurée entre la vertèbre craniale et la vertèbre caudale, lorsque le moment est appliqué dans un plan et dans une direction.
- Lorsque le spécimen est instrumenté sur un segment lombaire, le moment nécessaire pour que l'amplitude de mobilité avec instrumentation (AM^{instru}) soit équivalente à l'AM^{intact}, augmenterait avec un implant de fusion. L'AM^{instru} peut être mesurée de la même manière avec un implant de non fusion.
- L'effet aux segments adjacents (ESA) sous forme de changement de l'AM au niveau des segments non instrumentés peut alors être quantifié grâce à la formule :
  $ESA\ (\%) = 100 \times (AM^{instru} - AM^{intact}) / AM^{intact}$.

De manière analogue, l'AM peut être remplacée par d'autres paramètres tels que la PID, les contraintes vertébrales ou ligamentaires. Les moments nécessaires peuvent également être comparés en déplacement imposé. Les expérimentations sur les segments adjacents menées au Laboratoire de Biomécanique (LBM) reposent sur cette méthodologie. Le raisonnement peut également être adapté aux conditions de la simulation numérique par MEF.

2. IMPLANTS DE NON FUSION LOMBAIRE

2.1 Prothèses de disque

Devant les conséquences d'une rigidité complète et définitive des segments arthrodésés, les prothèses de disque sont apparues comme une alternative à la fusion intervertébrale. L'arthroplastie lombaire représente un traitement chirugical efficace en cas de lombalgie basse liée à la discopathie [22,74,104,184]. Le concept fondamental de l'arthroplastie est de remplacer le disque dégénéré et de conserver la mobilité intervertébrale (**Fig. 9**). Ceci permettrait théoriquement un comportement plus physiologique de l'unité fonctionnelle vertébrale qu'après réalisation d'une arthrodèse. Les caractéristiques biomécaniques des prothèses de disque dépendent de leur géométrie et des matériaux utilisés. On distingue trois catégories d'implants : les prothèses semi-contraintes à noyau fixe (3 degrés de liberté) [18,104,184], les prothèse non-contraintes à noyau mobile (5 degrés de liberté) [49,74,109] et les prothèses déformables à milieu continu (6 degrés de liberté) [44,103]. Ces propriétés cinématiques peuvent avoir une influence variable sur les contraintes articulaires [61]. Une augmentation des contraintes postérieures peut entraîner une dégénérescence articulaire précoce avec récidive des douleurs lombaires liées à la zygarthrose secondaire [46,108,166]. Afin d'éviter ce problème, l'arthroplastie ne devrait être indiquée que dans la lombalgie d'origine discale et la participation des articulaires doit être éliminée par un test d'infiltration préopératoire [169]. En cas de test positif, l'arthrodèse ou l'ostéosynthèse souple sont à privilégier [35].

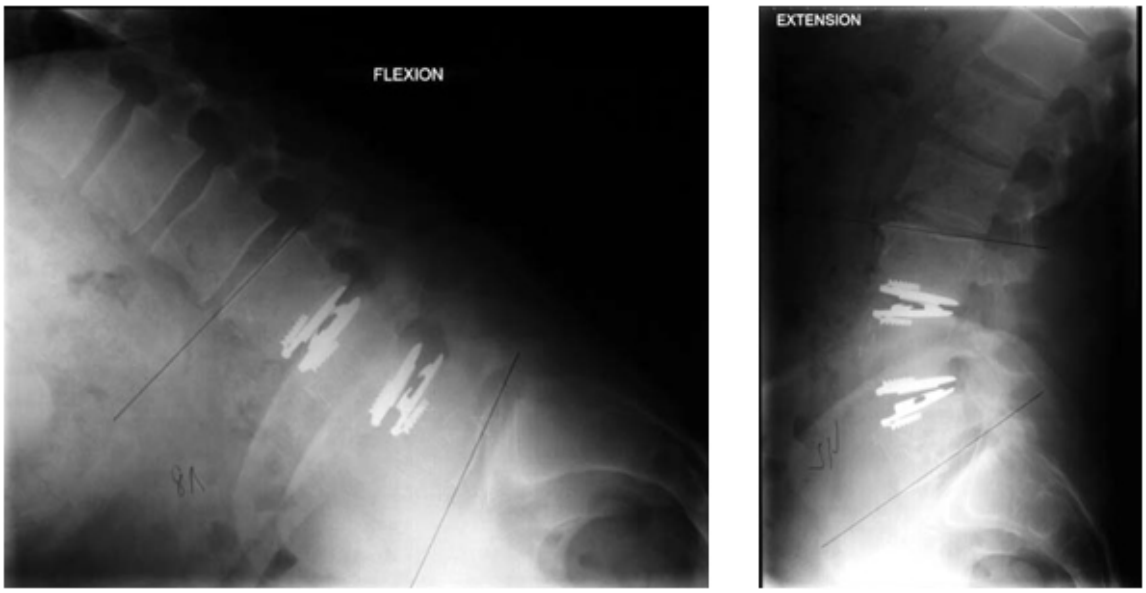


Fig. 9 Prothèses de disques L3-L4 et L4-L5 en flexion-extension.

2.2 Ostéosynthèse postérieure souple

L'ostéosynthèse postérieure souple représente une alternative intéressante car elle semble limiter les contraintes intradiscales au niveau de l'annulus et du nucléus [157]. Par ailleurs, ces implants limitent la mobilité intersegmentaire sans la supprimer [200], ce qui permet également de traiter les articulaires avec des signes dégénérescence débutante. Il existe différents types d'ostéosynthèses souples à vis pédiculaires : les ligamentoplasties inter-pédiculaires [65], les systèmes avec ligament et espaceurs en polycarbonate uréthane entre les vis [58,155], les implants à ressort interpédiculaire intégré au niveau de la tige [129,131,152] et les systèmes à tige souple [35,36]. Les caractéristiques biomécaniques dépendent fortement du type d'implant. Certains systèmes présentent des propriétés cinématiques proches des ostéosynthèses rigides, réduisant ainsi les amplitudes de mobilité de l'unité fonctionnelle rachidienne instrumentée, ce qui limite la réduction de contraintes aux segments adjacents [124,125]. D'un point de vue clinique, il n'existe pas de consensus précis sur les indications, ce qui rend l'évaluation de ces implants difficile. On peut néanmoins retenir certaines indications pour lesquelles l'ostéosynthèse souple parait efficace [75,143,158,175] :

- la discopathie de stade Pfirrmann III ou IV avec dégénérescence modérée des facettes articulaires,
- le spondylolisthésis de grade I avec conservation de la hauteur discale >50% et segment à mobilité augmentée en flexion-extension,
- la sténose par bombement du disque et du ligament jaune en extension, en combinaison avec une décompression canalaire de type recalibrage,
- après exérèse d'une volumineuse hernie discale chez le patient jeune présentant des signes de dégénérescence discale à l'IRM,
- un segment avec discopathie modérée, adjacent à une arthrodèse, sous forme d'ostéosynthèse hybride : souple sur le segment cranial et rigide sur le segment caudal plus dégénéré. Cette configuration permettrait de traiter une spondylarthrose sévère par arthrodèse en y associant une transition par ostéosynthèse souple entre la partie rigide de l'instrumentation et les segments rachidiens non instrumentés (**Fig. 10**).

L'efficacité de l'ostéosynthèse souple reste encore controversée. Les lésions dégénératives sévères telles que les discopathies de stade Pfirrmann V, la zygarthrose, le spondylolisthésis de grade II, la sténose centrale et le syndrôme post-discectomie devraient plutôt être réservés à l'ostéosynthèse-arthrodèse associée à une éventuelle libération radiculaire.

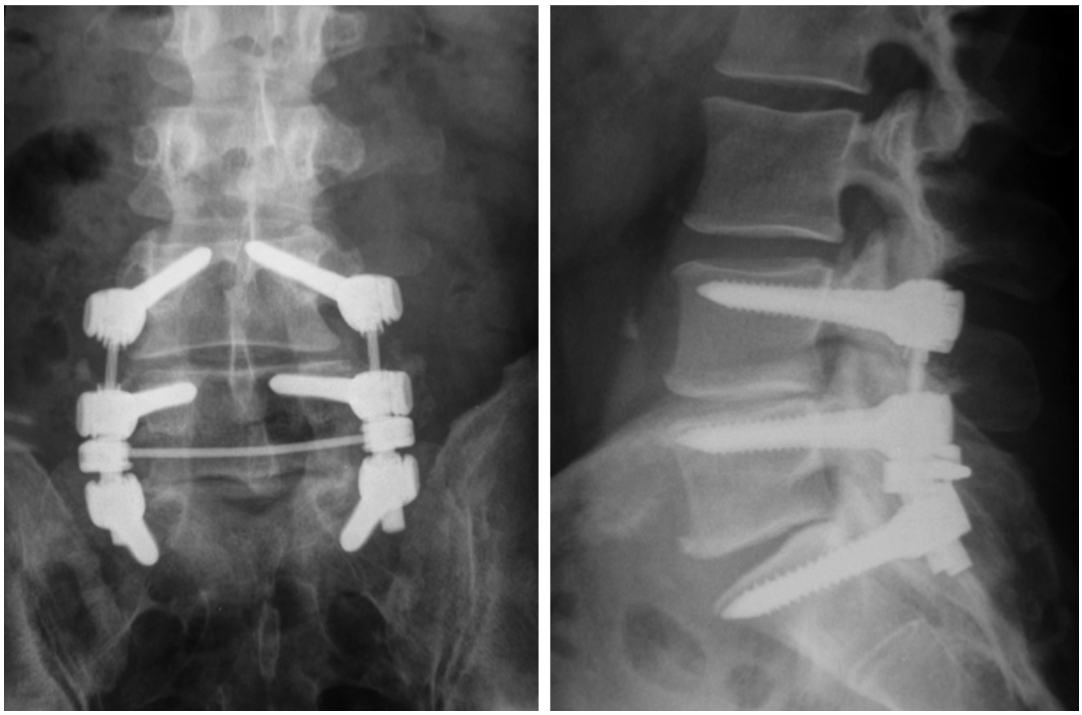


Fig. 10 Arthrodèse en L5-S1 combinée avec une ostéosynthèse souple en L4-L5.

2.3 Resurfaçage facettaire

L'arthrose facettaire représente le facteur limitant les indications de la prothèse de disque et de l'ostéosynthèse souple. Pour cela, Louis a imaginé une prothèse totale d'articulation postérieure [111]. Cet implant permettrait de traiter la zygarthrose aux niveaux L3-L4, L4-L5 ou L5-S1. Une facettectomie partielle serait réalisée. L'apophyse articulaire inférieure de la vertèbre craniale serait remplacée par une prothèse métallique à surface concave et l'apophyse articulaire craniale de la vertèbre caudale serait remplacée par un implant à surface articulaire convexe. L'ancrage des implants serait isthmique. Une utilisation clinique de ce dispositif n'a pas été publiée à notre connaissance. Il existe un deuxième système de resurfaçage articulaire similaire (FENIX™ Facet Resurfacing System, Gerraspine AG, Suisse), également composé de deux pièces concaves et convexes, avec un couple de frottement métal-métal (Chrome-Cobalt), une fixation isthmique d'une part et lamaire d'autre part. Un troisième implant de resurfaçage facettaire (Zyre™ Facet Implant System, Spinal Elements Inc., USA) est composé d'un disque interposé dans l'espace articulaire après résection des ostéophytes. Il est maintenu par un ligament perpendiculaire, transfixiant les apohyses articulaires et le disque, fixé par deux boutons sur l'extérieur des articulaires. Ce dernier système a déjà été implanté cliniquement [28].

2.4 Remplacement facettaire

Les implants de remplacement facettaire sont principalement indiqués dans le traitement chirugical de la zygarthrose et la sténose lombaire [28]. L'instrumentation d'un segment lombaire est indispensable après facettectomie ou arthrectomie, car ces lésions articulaires entraînent une instabilité de l'unité fonctionnelle rachidienne en torsion axiale et en cisaillement [1,181]. Des études *in vitro* et la simulation numérique par MEF indiquent que les implants de remplacement facettaire pourraient stabiliser le segment lombaire après résection facettaire et laminectomie tout en maintenant un certain degré de mobilité en flexion-extension, en inflexion latérale et en torsion axiale [71,140,164,199,208]. Les premières études cliniques ont montré que le remplacement facettaire pourrait améliorer la douleur lombaire et la sciatalgie (selon l'Echelle Visuelle Analogique) ainsi que la qualité de vie (selon l'Oswestry Disability Index) de patients traités pour zygarthrose et canal lombaire étroit [30,116,145,178].

Néanmoins, l'influence du remplacement facettaire sur le disque instrumenté n'est pas connue. Il serait réservé aux segments lombaires dont la hauteur discale résiduelle serait d'au moins 50% par rapport aux segments adjacents non dégénérés. Ceci restreindrait l'indication aux segments lombaires présentant une discopathie modérée de stades Pfirrmann III ou IV dans l'hypothèse d'une faible influence sur les pressions et les contraintes intradiscales. Par ailleurs, il n'est pas clairement défini quel degré de libération radiculaire (recalibrage, laminectomie, arthrectomie) pourrait être réalisé sans provoquer d'hypermobilité du segment lombaire en flexion-extension, en inflexion latérale, et en torsion axiale. Le comportement des systèmes de remplacement facettaire en cisaillement n'est pas analysé, bien que cette propriété soit fondamentale pour l'instrumentation du spondylolisthésis dégénératif de grade I. Ceci est important pour appréhender les contraintes transmises par l'implant et éviter les défaillances mécaniques [128]. L'influence de ces implants sur les segments lombaires adjacents est inconnue, bien que les systèmes de non fusion soient sensés diminuer le risque de DSA. Il nous paraît donc important d'analyser le comportement des articulaires et des disques adjacents à un segment instrumenté par un système de non fusion, et de le comparer à la situation d'une instrumentation de fusion rigide.

Le système NeoFacet™ (Clariance, Dainville, France) représente un nouvel Implant Facettaire Auxiliaire (IFA). Il serait indiqué dans l'arthrose articulaire et la sténose limitée au récessus, accessible au traitment chirurgical par facettectomie et recalibrage. Ce système comprend quatre vis pédiculaires : polyaxiales sur la vertèbre craniale et monoaxiales sur la

vertèbre caudale. Deux tiges angulées de 30° ou de 45° sont fixées aux vis craniales. Chaque tige est reliée à la vis caudale par un connecteur polyaxial, qui permet ainsi d'effectuer des rotations 3D autour des vis caudales (rotule) et des mouvements de de translation le long des tiges (glissière). Les deux tiges sont reliées par une tige transverse fixe, afin de limiter la mobilité en torsion axiale après résection articulaire (**Fig. 11**). Les tiges et les connecteurs sont composés d'un alliage en Cobalt-Chrome-Molydène (CoCrMo) et les autres composantes d'un alliage en Titane. La surface des vis comprend un revêtement de type plasma spray de titane qui pourrait améliorer l'ancrage dans l'os.

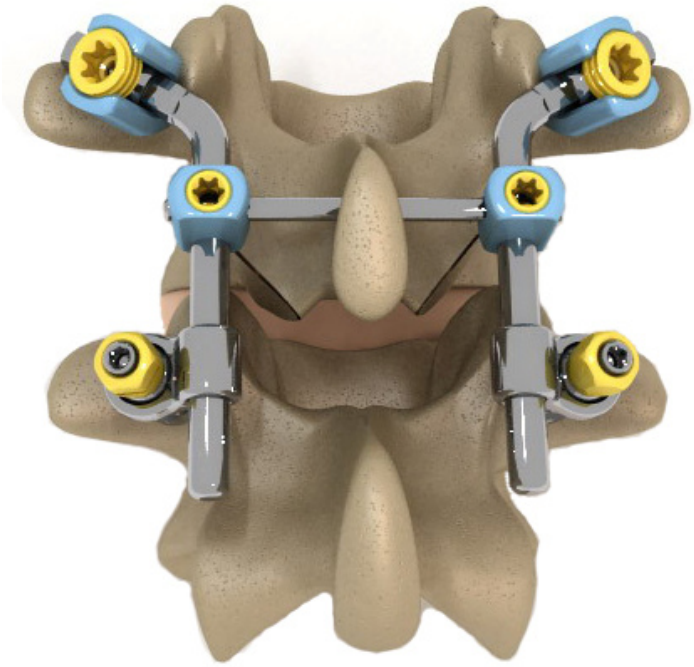
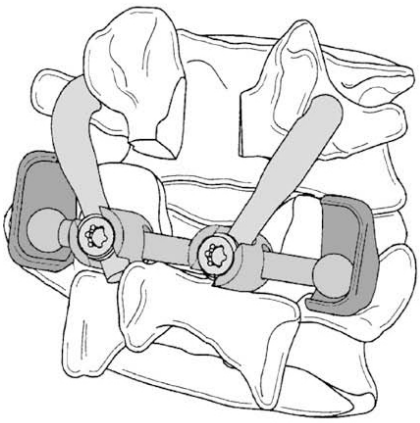


Fig. 11 Implant Facettaire Auxiliaire (IFA) sur segment lombaire après facettectomie.

Les systèmes de remplacement facettaire représentés dans le **Tableau 6** ont été implantés cliniquement pour l'indication d'arthrose facettaire avec sténose lombaire. L'AFRS™ (ACADIA™) et le TOPS™ sont en cours d'évaluation dans des études clinique. Le TFAS™ n'est actuellement plus disponible. Ces sytèmes ont été utilisés en réalisant une laminectomie et une arthrectomie (résection complète des apophyses articulaires). L'Implant Facettaire Auxiliaire (IFA) analysé dans notre travail, devrait être utilisé avec des gestes de décompression chirurgicaux plus limités, tels que la facettectomie médiale (résection de l'apophyse articulaire de la vertèbre supérieure) et le recalibrage.

Tableau 6. Systèmes de remplacement facettaire

Implant	Charactéristiques	Modèle
Anatomic Facet Replacement System **AFRS™/ACADIA™** ***Globus***	- Ancrage par 4 vis pédiculaires - Tige transverse inférieure - Surfaces de contact inférieures légèrement convexes et concaves - Couple de frottement métal-métal (CoCr)	
Total Posterior-element System **TOPS™** ***Premia Spine***	- Ancrage par 4 vis pédiculaires - 2 tiges transverses - Mécanisme articulé central entre les tiges - Enveloppe en polyuréthane	
Total Facet Arthroplasty System **TFAS™** ***Archus Orthopaedics***	- Ancrage par 4 clavettes pédiculaires cimentées - Tige transverse inférieure - Sphères aux extrémités de la tige - Liaison sphère-gouttière - Couple de frottement métal-métal (CoCr)	

2.5 Objectifs de la thèse

Au regard de la revue bibliographique sur la biomécanique lombaire et les systèmes de remplacement facettaire, le but de ce travail est de contribuer à une meilleure connaissance de la biomécanique de ces implants. Leur influence sur la cinématique segmentaire lombaire a fait l'objet des principales études publiées sur ce sujet, mais les effets du remplacement facettaire sur le disque du niveau instrumenté, les disques et les articulaires des segments adjacents, ainsi que le comportement en cisaillement ne sont pas décrits. Nous souhaitons compléter de façon sensible les données de la littérature sur ces différents aspects en utilisant les moyens d'expérimentations *in vitro* et la modélisation en éléments finis (MEF).

L'objectif principal des expérimentations *in vitro* cinématiques est de déterminer l'influence de l'Implant Facettaire Auxiliaire (IFA) sur les amplitudes de mobilité du segment lombaire L4-L5 dans les trois plans pour les mouvements principaux de flexion-extension, d'inflexion latérale et de torsion axiale. Les situations de facettectomie et d'instrumentation par IFA seront comparées au rachis intact afin de déterminer l'intérêt de l'instrumentation en torsion axiale. Les objectifs secondaires de ces expérimentations sont de déterminer les centres moyens de rotations ainsi que les pressions intradiscales en flexion-extension.

Le but de la simulation numérique par MEF est de contribuer à la compréhension de l'influence de l'IFA sur le disque instrumenté et sur les segments adjacents en se comparant au rachis intact et à une instrumentation de fusion. Les données *in vitro* préalables permettront de valider le modèle. L'analyse par MEF permettra ensuite de comparer les contraintes discales au niveau de l'annulus et les forces de contact des facettes articulaires dans les trois plans pour le rachis intact, le rachis avec facettectomie et recalibrage en L4-L5, l'instrumentation par IFA et la fusion L4-L5.

L'objectif des expérimentations *in vitro* en cisaillement est d'analyser le comportement du segment L4-L5 en déplacement postéro-antérieur, tel qu'il pourrait être observé dans le cas d'un spondylolisthésis dégénératif de grade I. Le segment lombaire intact et le segment avec facettetectomie et recalibrage seront comparés. L'influence de l'IFA sur les déplacements postéro-antérieurs et la raideur du segment L4-L5 seront analysés afin de répondre à la question d'une éventuelle indication de ce type d'implant dans le cadre du spondylolisthésis dégénératif débutant, avec sténose lombaire et hauteur discale conservée d'au moins 50% par rapport aux segments adjacents non dégénérés.

3. CARACTERISATION CINEMATIQUE IN VITRO DE L'IFA

3.1 Introduction

Comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent, les expérimentations *in vitro* représentent un moyen d'évaluation biomécanique objectif permettant d'analyser l'influence des implants de non fusion, et particulièrement des systèmes de remplacement facettaire, sur la cinématique 3D du rachis lombaire. Les premières publications analysant le comportement de ce type d'implant sont essentiellement consacrées à l'influence sur les amplitudes de mobilités en flexion-extension, en inflexion latérale et en torsion axiale [71,140,164,199,208]. Ces études indiquent que le remplacement facettaire pourrait stabiliser un segment lombaire tout en maintenant une mobilité intervertébrale après résection partielle ou totale des facettes articulaires et laminectomie. Par ailleurs, l'influence du remplacement facettaire sur les pressions intradiscales (PID) en flexion-extension a été étudiée [71,199]. Il semblerait que les courbes efforts-PID soient comparables à celles d'un rachis intact. Cet aspect est important d'un point de vue clinique, car les patients atteints de zygarthrose et de sténose lombaire présentent souvent des signes de dégénérescence discale associés.

Ce chapitre est consacré à l'analyse cinématique *in vitro* de l'IFA et à la comparaison aux données existantes sur d'autres systèmes de remplacement facettaire. Il traitera trois aspects principaux.

- Le premier aspect a pour but de déterminer les amplitudes de mobilité en flexion-extension, en inflexion latérale et en torsion axiale du rachis intact, du segment L4-L5 avec facettectomie et du rachis instrumenté par IFA.
- Le second aspect a pour objectif d'évaluer les centres de moyens de rotations (CMR) en flexion-extension sur le rachis intact, lésé et instrumenté. La notion de CMR permettra de compléter l'analyse de l'influence de l'IFA sur la cinématique dans le plan sagittal.
- Le troisième aspect correspond à l'évaluation des pressions intradiscales (PID) en flexion-extension, afin de pouvoir analyser l'effect de l'IFA sur le disque du segment lombaire instrumenté. Cette analyse sera ultérieurement complétée par la simulation numérique dans le second chapitre de cette thèse.

3.2 Matériel et méthodes

3.2.1 Spécimens anatomiques

Six segments L3-S1 de rachis lombaires humains frais ont été prélevés à l'Institut d'Anatomie UFR Biomédicale des Saints-Pères, Université René Descartes, Paris, France. L'âge moyen des donneurs était de 65 ans et compris entre 55 et 70 ans. Il s'agissait de 4 hommes et 2 femmes. Après prélèvement dans un délai inférieur à 10 jours après le décès, les pièces anatomiques lombaires étaient emballées dans deux sachets en plastique hermétiques, congelés, et conservés à -20°C jusqu'au moment de l'expérimentation. Les spécimens étaient décongelés à 6°C, 12 à 14 heures avant le début de la dissection. Les muscles paravertébraux et les tissus mous ont été retirés intégralement. Les ligaments, les capsules articulaires, les disques intervertébraux et les structures vertébrales osseuses ont été préservés de manière à obtenir un segment L3-S1 intact. Les déformations vertébrales, l'endommagement des vertèbres ainsi que les signes de dégérescence discale ou des articulaires ont été exclus par inspection macroscopique et par radiographie. Les expérimentations ont ensuite été réalisées à température ambiante.

3.2.2 Positionnement et préparation du spécimen

La partie caudale du spécimen anatomique (S1) était positionnée dans un bac métallique. Le sacrum était encastré dans cette position en le coulant dans un alliage métallique à basse température de fusion (MCP 70; MCP Metalspecialties Inc, Fairfield, CT, USA) à l'intérieur du bac. Le plan médian du disque L3-L4 était positionné horizontalement. La vertèbre craniale du spécimen (L3) était fixée à l'aide d'un cadre métallique rigide pour la mise en place de l'expérimentation. Deux broches angulées, chacune munie de trois marqueurs réfléchissants pour l'analyse cinématique, étaient vissées par l'intermédiaire d'une petite plaque à la partie antérieure des corps vertébraux de L4 et de L5. Un capteur de pression intradiscale était inséré dans le disque L4-L5 par sa face latérale droite. L'extrémité du capteur était positionnée au centre du disque. Le positionnement du spécimen anatomique L3-S1, équipé des marqueurs réfléchissants et du capteur de pression intradiscale est illustré par la **Fig. 12**.

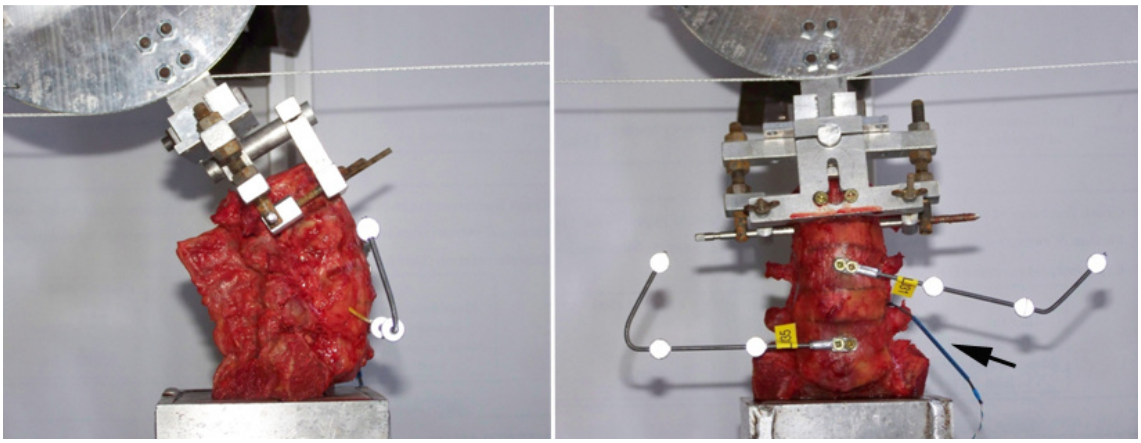


Fig. 12 Spécimen anatomique L3-S1 avec marqueurs réfléchissants sur L4 et L5, capteur de pression intradiscale inséré dans le disque L4-L5 (flèche). Le sacrum est encastré, un cadre et un disque sont fixés à L3, permettant d'appliquer des moments purs à l'extrémité craniale du rachis par un système de câbles, de poulies et de masses.

3.2.3 Stéréoradiographie

Le système de stéréoradiographie EOS® (EOS Imaging, Paris, France) [52] a été utilisé pour la réalisation d'images radiographiques 2D afin de vérifier le postionnement exact du capteur de pression intradiscale au centre du disque L4-L5, ainsi que l'orientation des vertèbres dans le plan frontal et sagittal, avant de démarrer les expérimentations cinématiques. Ce système d'imagerie a également été utilisé au moment de l'instrumentation. Une première étape consistait à vérifier le positionnement de broches de Kirschner dans les pédicules de L4 et de L5. Ceci permettait de réaliser une visée pédiculaire parallèle au plateau vertébral supérieur, convergente et symétrique entre le côté droit et le côté gauche, au moment de l'instrumentation avec les quatres vis pédiculaires (**Fig. 13**). Par ailleurs, le système de stéréoradiographie EOS® a permis de définir le cadre anatomique de chaque vertèbre ainsi que le cadre local des marqueurs réfléchissants associés à la vertèbre. Ces cadres ont ensuite été reconstruits en 3D (**Fig. 14**). Ces reconstructions ont ensuite permis d'analyser les mouvements intervertébraux L4-L5 et de déterminer la localisation du centre moyen de rotation en flexion-extension.

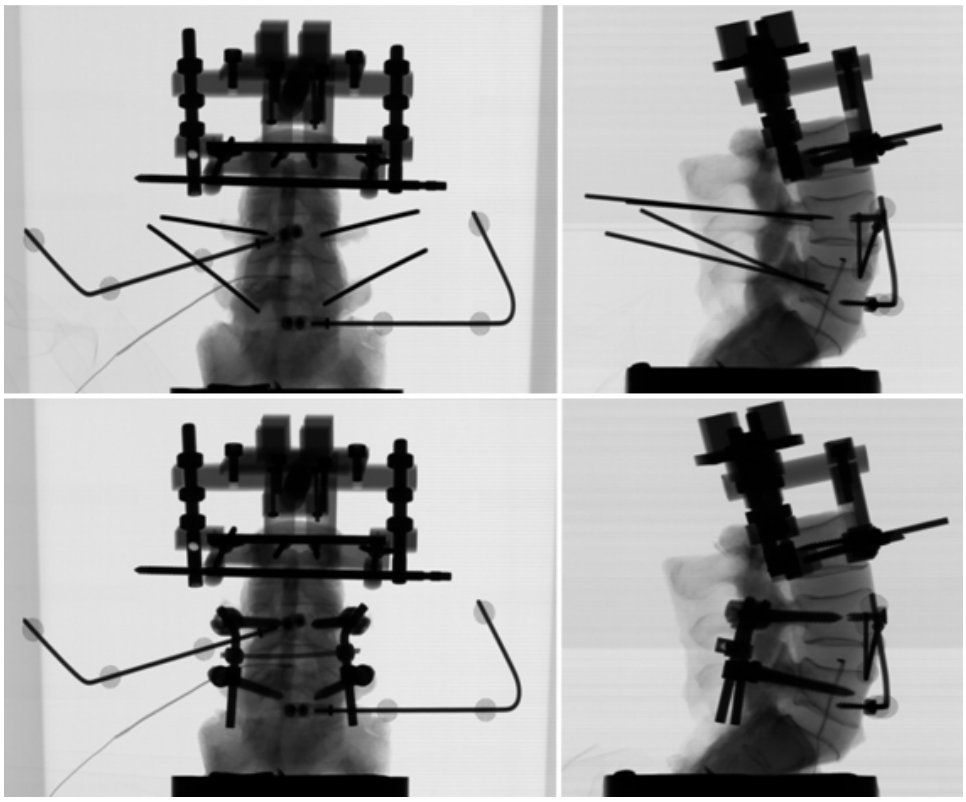


Fig. 13 Contrôle du positionnement de l'instrumentation par stéréoradiographie EOS®.

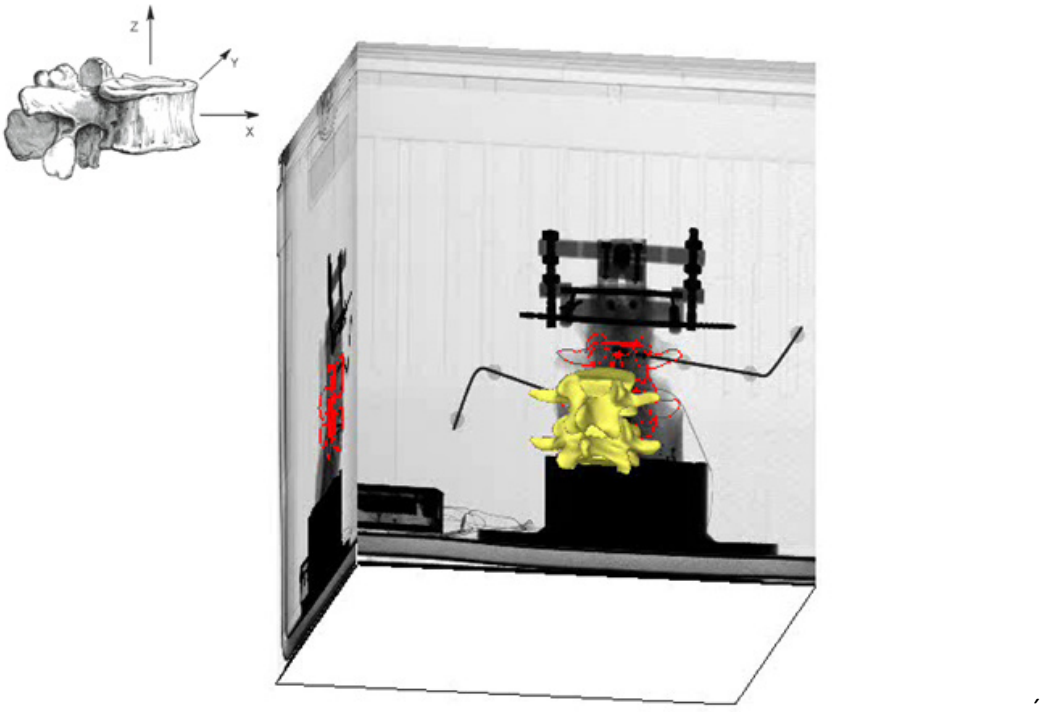


Fig. 14 Recontructions 3D à partir d'images stéréoradiographiques 2D.

3.2.3 Application des efforts

Les expérimentations ont été réalisées sur un banc d'essai rachis spécifique ENSAM [99] en utilisant le système de mesure opto-électronique Polaris VICRA™ (Northern Digital Inc, Waterloo, ON, USA). Ce protocole expérimental a obtenu la certification de qualité ISO numéro 17025. L'extrémité caudale du spécimen (S1) était encastrée dans un bac métallique, qui était fixé de manière rigide à une table. Le cadre, fixé à l'extrémité craniale du spécimen (L3), était relié à un disque métallique, agissant comme une poulie verticale pour les mouvements de flexion, d'extension et d'inflexion latérale, et comme poulie horizontale pour les mouvements de torsion axiale (**Fig. 15**). Ce montage expérimental permettait au spécimen de suivre des mouvements non contraints selon les 6 degrés de libertés dans la partie supérieure à S1. Des efforts ont été appliqués à L3 par l'intermédiaire de câbles et de poulies en utilisant des masses. Ce système a permis d'appliquer des moments quasi statiques pour la flexion-extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale. La charge a été progressivement augmentée par paliers d' 1 Nm, avec un intervalle de 15 secondes entre chaque palier, jusqu'à une charge maximale de 10 Nm. La flexion et l'extension étaient analysées pendant le même cycle de chargement-déchargement. Il en était de même pour l'inflexion latérale droite-gauche et la torsion axiale droite-gauche. Trois cycles de préconditionnement (chargement en flexion-extension, inflexion latérale et torsion axiale suivant le même protocole) étaient réalisés avant de débuter les cycles de mesures.

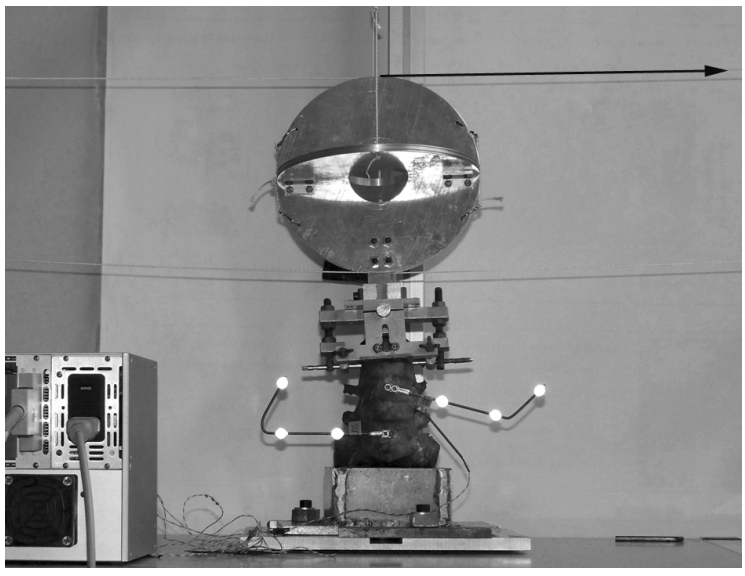


Fig. 15 Application des efforts par l'intermédiaire d'un câble (flèche) relié à un disque, induisant ainsi une inflexion latérale gauche.

3.2.4 Mesure des déplacements

Toute translation et rotation intervetébrale L4-L5 était analysée en mesurant les déplacements des marqueurs réfléchissants positionnés sur L4 et L5 respectivement. La localisation 3D de ces marqueurs était enregistrée à l'aide du système de mesure opto-électronique Polaris VICRA™ (Northern Digital Inc, Waterloo, ON, USA) qui était relié à un ordinateur. Les valeurs correspondant aux positions successives des marqueurs pendant les cycles de chargement-déchargement permettaient de quantifier trois déplacements angulaires Rx, Ry, Rz (rotation autour des axes x, y, z) et trois déplacements linéaires Tx, Ty, Tz (translation le long des axes x, y, z). Des courbes effort-déplacement étaient ainsi obtenues, ce qui permettait de quantifier les amplitudes de mobilité (AM) intervertébrales L4-L5 dans les trois plans. La fiabilité du système de mesure était estimée à 0,6° pour les déplacements angulaires et à 0,6 mm pour les déplacements linéaires.

3.2.5 Centre moyen de rotation

Le Centre Moyen de Rotation (CMR) entre la flexion et l'extension maximale du segment L4-L5 a été localisé dans le plan sagittal pour chacun des spécimens. Le CMR est déterminé à partir de reconstructions 3D de L4 et L5 respectivement. Un repère est utilisé pour localiser le CMR : l'axe x est projeté sur le plateau vertébral supérieur de L5 et l'axe y est tracé le long du mur postérieur de L5. La longueur du plateau vertébral est répartie en pourcentages : 0% correspond à l'angle postéro-supérieur, 50% au milieu et 100% à l'angle antéro-supérieur du corps vertébral. La hauteur du mur postérieur est représentée de façon analogue : 0% correspond à l'angle postéro-supérieur, -50% au milieu et -100% à l'angle postéro-inférieur du corps vertébral. Un minimum d'AM de 3° est nécessaire pour pouvoir localiser le CMR de manière précise. Lorsqu'on analyse la mobilité du segment lombaire en flexion-extension, le CMR permet de décrire des modifications cinématiques dans le plan sagittal [136]. Sa localisation est variable en fonction des niveaux. En L4-L5, il est généralement localisé autour de 0 % sur l'axe y (niveau du plateau vertébral supérieur de de L5) et entre 30% et 50% sur l'axe x (partie moyenne du plateau vertébral supérieur de de L5) [172,182]. La **Fig. 16** représente les CMR pour le segment L4-L5 obtenus en flexion-extension sur un spécimen avec les différentes configurations étudiées.

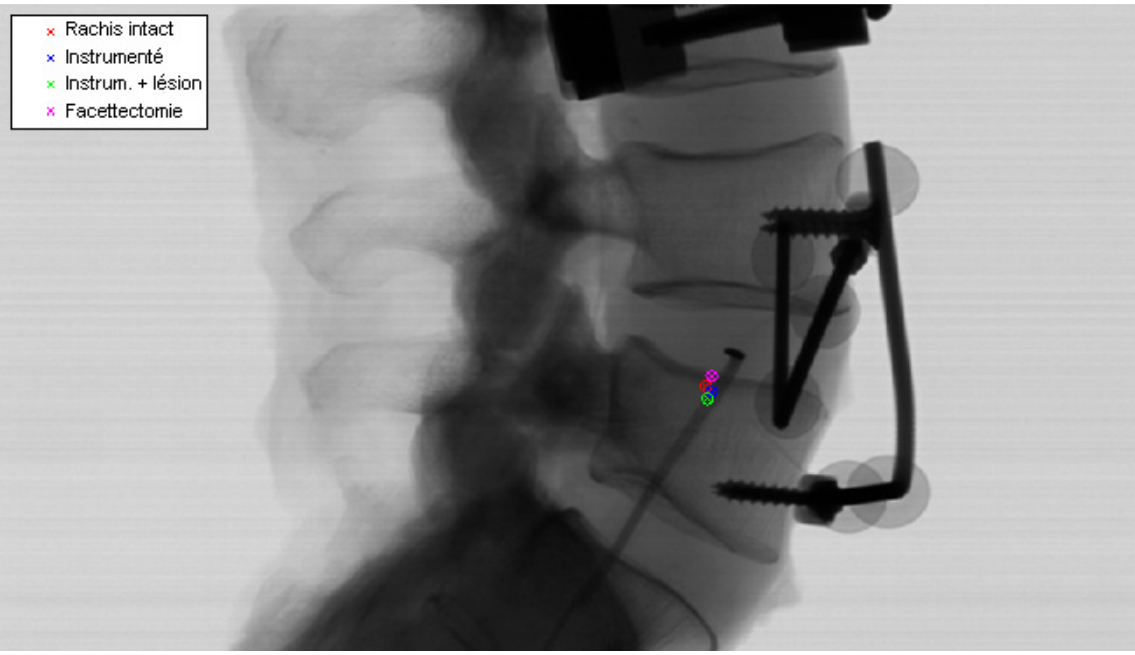


Fig. 16 Centres moyens de rotation pour L4-L5 en flexion-extension.

3.2.6 Pression intradiscale

Les Pressions Intra-Discales (PID) ont été mesurées au centre du disque L4-L5 en utilisant un capteur de pression spécifique (EPL-D 100; Entran, Fairfield, NJ, USA) dont la fiabilité de mesure est de 0,7 MPa à une fréquence de 65 KHz. Les pressions ont été mesurées de façon continue pendant le cycle de chargement-déchargement dans le plan sagittal. Les valeurs de pression mesurées à chaque palier de chargement ont été enregistrées, permettant ainsi d'obtenir une courbe effort-pression entre la flexion et l'extension maximale (**Fig. 17**). Chaque courbe effort-pression démarre sans chargement à 0 Nm, ce qui correspond à la position neutre du spécimen entre la flexion et l'extension.

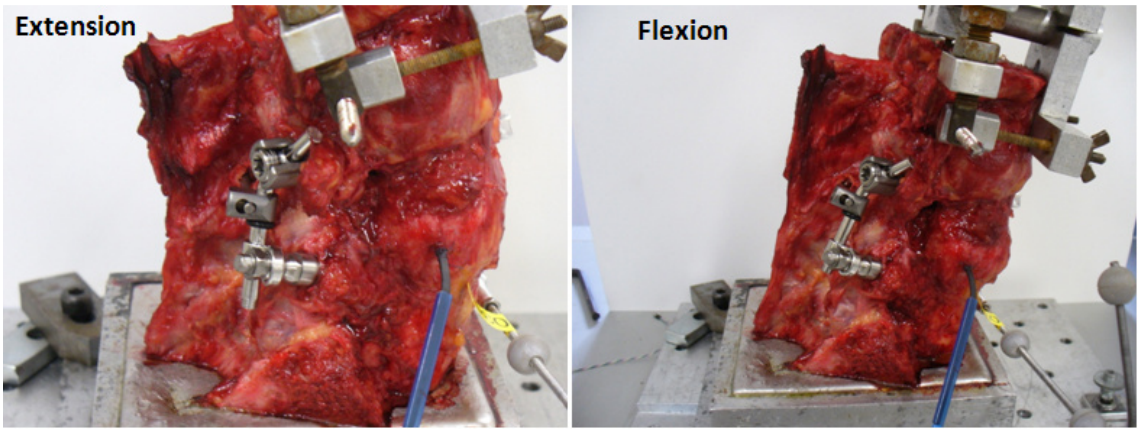


Fig. 17 Mesures de pressions intradiscales en flexion-extension.

3.2.7 Configurations étudiées

Les spécimens anatomiques étaient testés selon le même protocole dans quatre configurations différentes dans l'ordre suivant :

- rachis intact sans instrumentation,
- rachis intact avec instrumentation,
- rachis instrumenté avec lésion,
- rachis avec lésion sans instrumentation.

L'implant (IFA) était positionné de façon symétrique entre la droite et la gauche. Les vis pédiculaires étaient placées parallèlement au plateau vertébral supérieur dans le plan sagittal et avec une convergence de 15° à 20° dans le plan transversal de la vertèbre. Le point d'entrée pédiculaire était effectué assez latéral pour éviter tout conflit entre la vis et l'articulaire, ce qui pourrait théoriquement limiter la mobilité articulaire. Les tiges angulées ont été fixées aux vis de L4 et un connecteur polyaxial a été mis en place de chaque côté afin de relier les tiges et les vis de L5. Les deux tiges angulées ont ensuite été reliées par une tige transverse rigide qui traversait l'épineuse de L4 à travers un petit trou réalisé à la pointe carrée sans endommager les ligaments avoisinants. La position de l'IFA était documentée à l'aide d'une stéréoradiographie 2D. La lésion rachidienne était réalisée après avoir testé le spécimen instrumenté intact. Il s'agissait d'une facettectomie médiale L4-L5 consistant à réséquer l'articulaire inférieure de L4 (**Fig. 18**). Le ligament jaune a uniquement été retiré au niveau du récessus en utilisant une pince de Kerisson. L'implant était laissé en place pendant la réalisation de la lésion afin d'éviter tout déplacement ou décellement des vis.

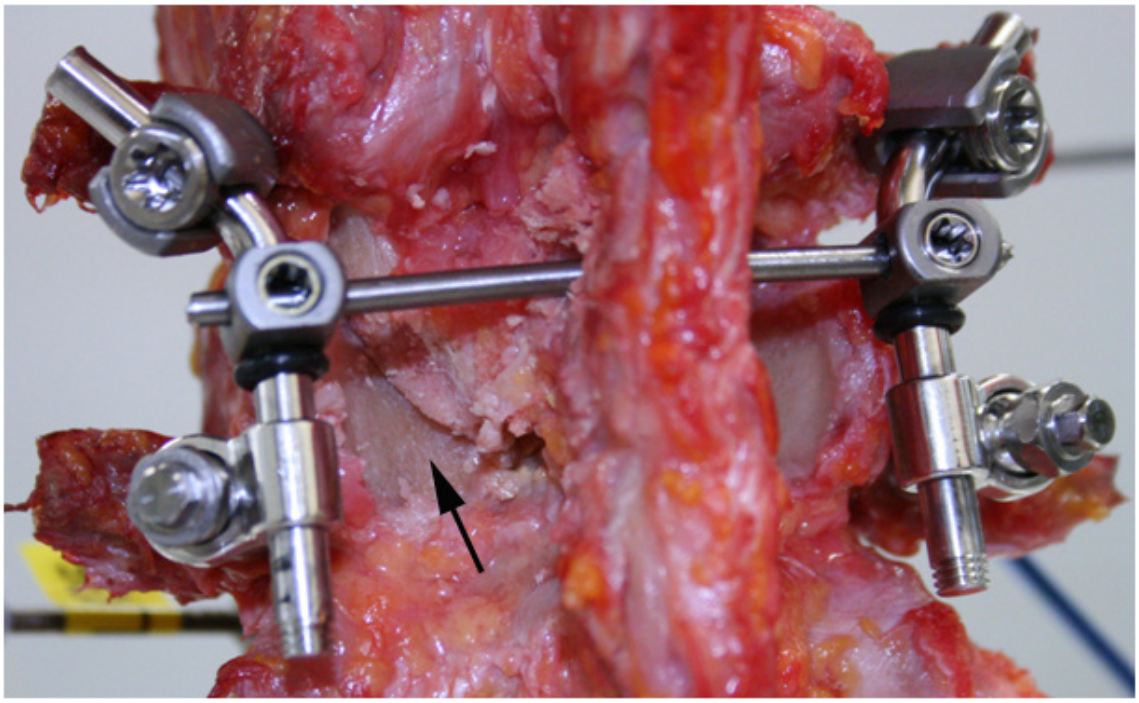


Fig. 18 Implant Facettaire Auxiliaire positionné en L4-L5 sur spécimen anatomique avec facettectomie médiale (flèche).

3.2.8 Statistiques

L'évaluation statistique a été réalisée à l'aide du logiciel SPSS version 16.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Le test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés a été utilisé pour l'analyse des AM et des PID. La configuration du rachis intact a été comparée aux configurations du rachis instrumenté sans lésion, du rachis instrumenté avec lésion et du rachis lésé sans instrumentation. Le seuil de significativité était fixé à 0,05.

3.3 Résultats

Des courbes effort-déplacement ont été obtenues pour la flexion-extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale (**Fig. 19**). La charge maximale de 10 Nm a été atteinte pour chaque configuration. Un phénomène d'hystérésis a été observé pour toutes les configurations dans tous les plans puisque la courbe de chargement n'était pas superposable à la courbe de déchargement. Par ailleurs, nous avons observé que le couplage était faible dans les deux plans différents du plan de rotation principal pour chacune des sollicitations. Il n'y avait pas d'asymétrie entre la droite et la gauche pour l'inflexion latérale et la torsion axiale.

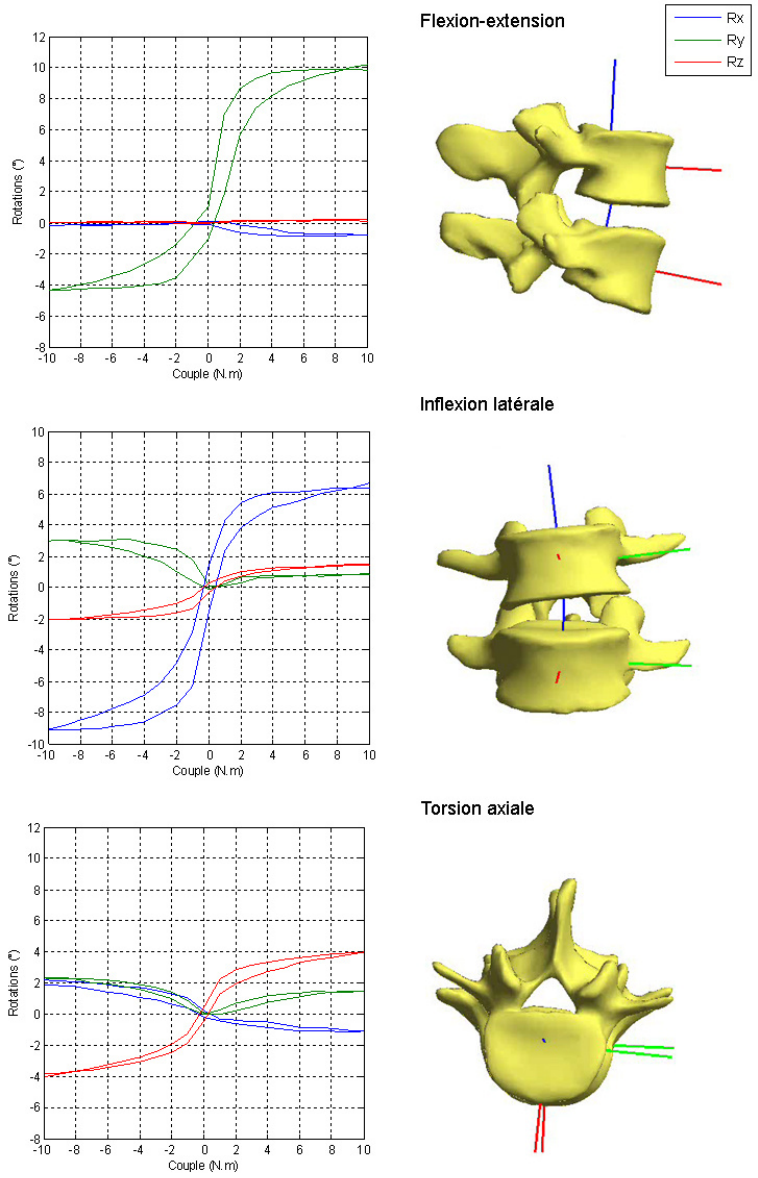


Fig. 19 Courbes effort-déplacement L4-L5 pour un spécimen anatomique intact.

3.3.1 Amplitudes de mobilité en flexion-extension

Le **Tableau 7** et la **Fig. 20** représentent les AM en flexion-extension pour chaque configuration. La **Fig. 21** illustre les courbes effort-déplacement des différentes configurations en flexion-extension. L'AM moyenne du segment intact était de 10,9° (9,4° à 15,5°). L'instrumentation diminuait l'AM de 1,5° (14%) en moyenne par rapport au rachis intact (p = 0,028). Bien que les différences soient non significatives par rapport à la configuration intacte, l'AM augmentait de 1,5° (14%) en moyenne après facettectomie, et elle diminuait de 0,7° (6%) avec l'instrumentation et la lésion. Ces résultats montrent que l'instrumentation n'influence que faiblement la mobilité intervertébrale du segment L4-L5 après facettectomie.

Tableau 7. Comparaison des amplitudes de mobilité (degrés) en flexion-extension : rachis instrumenté, instrumenté + lésion, facettectomie seule par rapport au rachis intact

Configurations	Moyenne ± écart type	Minimum	Maximum	Rachis intact	Test de Wilcoxon
Rachis intact	10,9 ± 1,2	9,4	15,5	--	--
Instrumenté	9,4 ± 1,4	7,8	11,7	-1,5 (-14%)	p = 0,028
Instrum. + lésion	10,2 ± 1,2	8,2	11,5	-0,7 (-6%)	p = 0,173
Facettectomie	12,4 ± 1,6	10,5	14,7	+1,5 (+14%)	p = 0,116

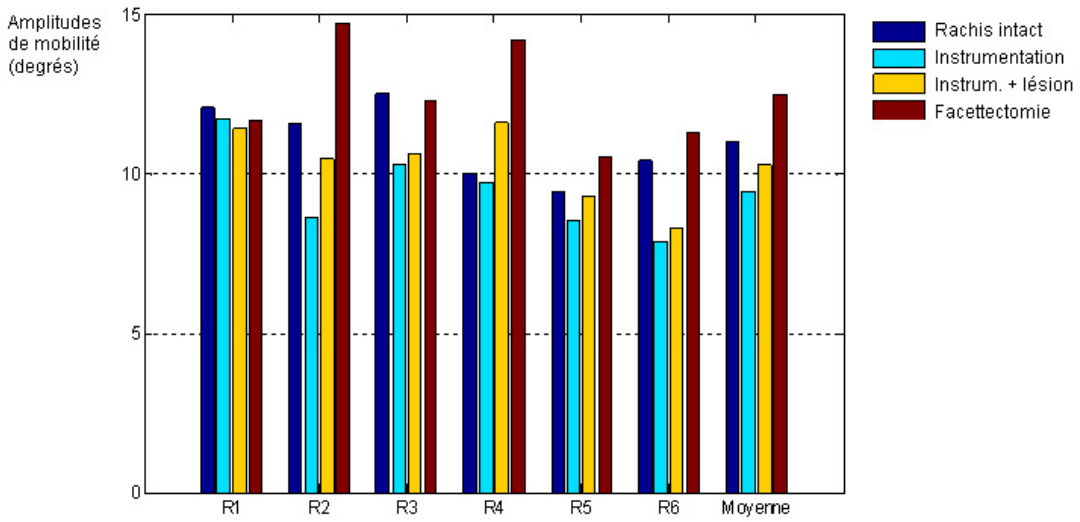


Fig. 20 Amplitudes de mobilité en flexion-extension pour les six rachis.

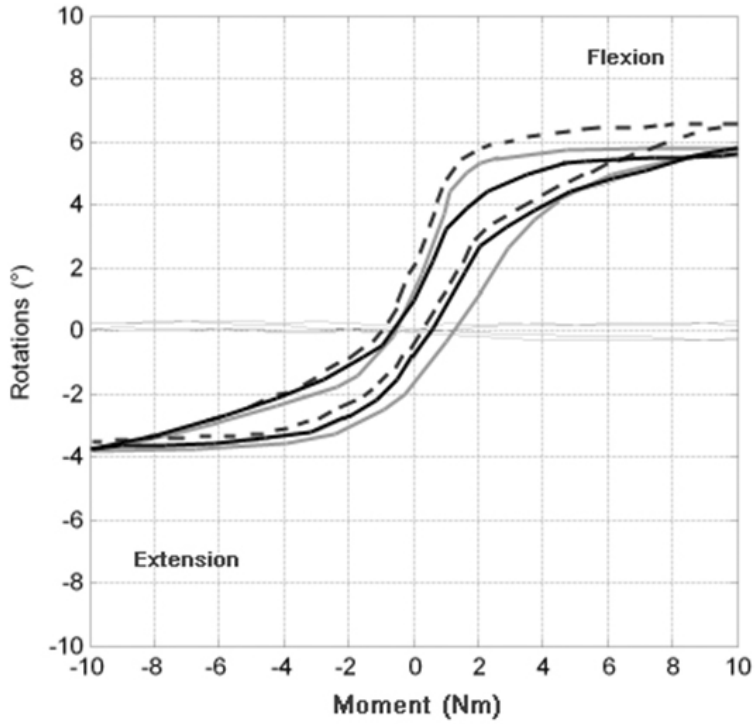


Fig. 21 Courbes effort-déplacement en flexion-extension : rachis intact (courbe noire), instrumenté + lésion (courbe grise), facettectomie seule (courbe en pointillés), mouvements couplés dans le plan frontal et le plan transveral (courbes fines).

3.3.2 Amplitudes de mobilité en inflexion latérale

Les AM en inflexion latérale sont représentées dans le **Tableau 8** et la **Fig. 22**. La **Fig. 23** montre les courbes effort-déplacement pour les différentes configurations. L'AM moyenne du segment L4-L5 intact était de 9,5° (6,8° à 12,1°). Lorsqu'on compare la variation d'AM par rapport au rachis intact, l'AM diminuait de 0,6° (6%) en moyenne après instrumentation (p = 0,028). La lésion par facettectomie augmentait l'AM de 1,1° (12%). Lorsque le segment L4-L5 lésé était instrumenté, les valeurs de l'AM étaient proches de celles de la configuration intacte (+1%).

Tableau 8. Comparaison des amplitudes de mobilité (degrés) en inflexion latérale : rachis instrumenté, instrumenté + lésion, facettectomie seule par rapport au rachis intact

Configurations	Moyenne ± écart type	Minimum	Maximum	Rachis intact	Test de Wilcoxon
Rachis intact	9,5 ± 2,2	6,8	12,1	--	--
Instrumenté	8,9 ± 1,7	6,6	11,1	-0,6 (-6%)	p = 0,028
Instrum. + lésion	9,6 ± 2,0	7,1	12,3	+0,1 (+1%)	p = 0,600
Facettectomie	10,6 ± 2,3	8,3	13,9	+1,1 (+12%)	p = 0,075

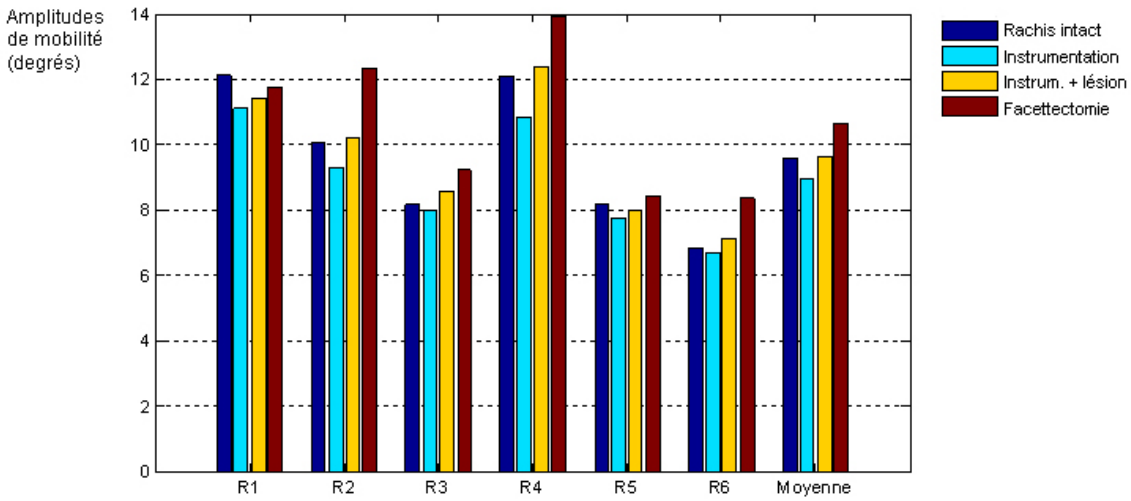


Fig. 22 Amplitudes de mobilité en inflexion latérale pour les six rachis.

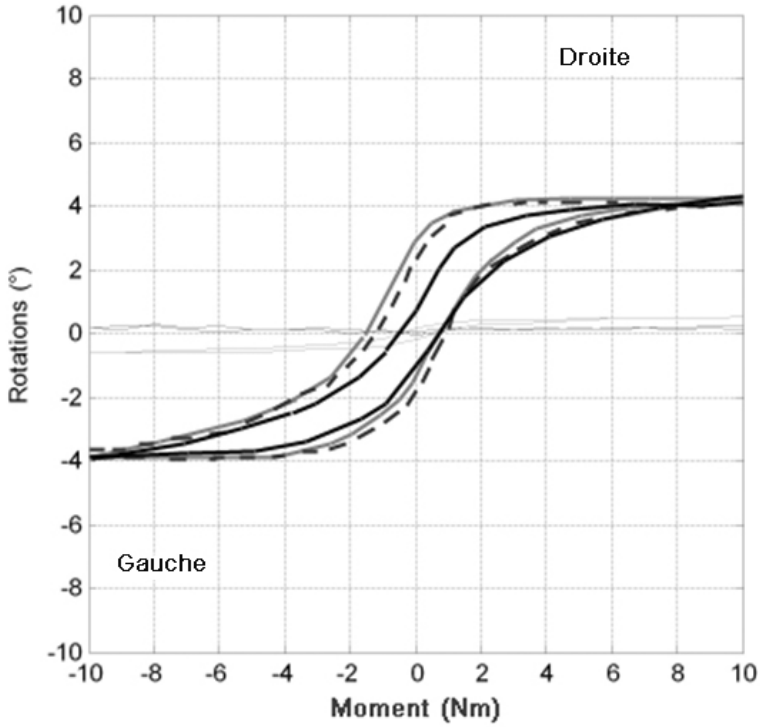


Fig. 23 Courbes effort-déplacement en inflexion latérale : rachis intact (courbe noire), instrumenté + lésion (courbe grise), facettectomie seule (courbe en pointillés), mouvements couplés dans le plan sagittal et le plan transveral (courbes fines).

3.3.3 Amplitudes de mobilité en torsion axiale

Le **Tableau 9** et la **Fig. 24** représentent les AM en torsion axiale pour chaque configuration. La **Fig. 25** illustre les courbes effort-déplacement des différentes configurations en torsion axiale. L'AM moyenne pour le segment intact était de 4,7° (3,4° à 6,0°). L'AM était diminuée par l'instrumentation de façon significative (p = 0,028). La diminution moyenne était de 2,5° (53%) pour le segment instrumenté sans lésion par rapport au rachis intact, et elle était de 1,8° (38%) pour le segment instrumenté avec facettectomie. Par ailleurs, nous avons observé que l'amplitude de la zone neutre des courbes effort-déplacement était diminuée pour les configurations instrumentées. Ceci est probablement lié à la tige transverse rigide qui relie les deux tiges angulées. On note une augmentation de la torsion axiale de 5,0° (106%), significative (p = 0,028) après facettectomie bilatérale comparé au rachis intact. Ces résultats démontrent la nécessité de limiter l'hypermobilité induite par la lésion en torsion axiale, en instrumentant le segment L4-L5 par l'IFA.

Tableau 9. Comparaison des amplitudes de mobilité (degrés) en torsion axiale : rachis instrumenté, instrumenté + lésion, facettectomie seule par rapport au rachis intact

Configurations	Moyenne ± écart type	Minimum	Maximum	Rachis intact	Test de Wilcoxon
Rachis intact	4,7 ± 1,2	3,4	6,0	--	--
Instrumenté	2,2 ± 0,8	1,0	3,4	-2,5 (-53%)	p = 0,028
Instrum. + lésion	2,9 ± 0,6	2,3	3,8	-1,8 (-38%)	p = 0,028
Facettectomie	9,7 ± 2,7	6,9	13,5	+5 (+106%)	p = 0,028

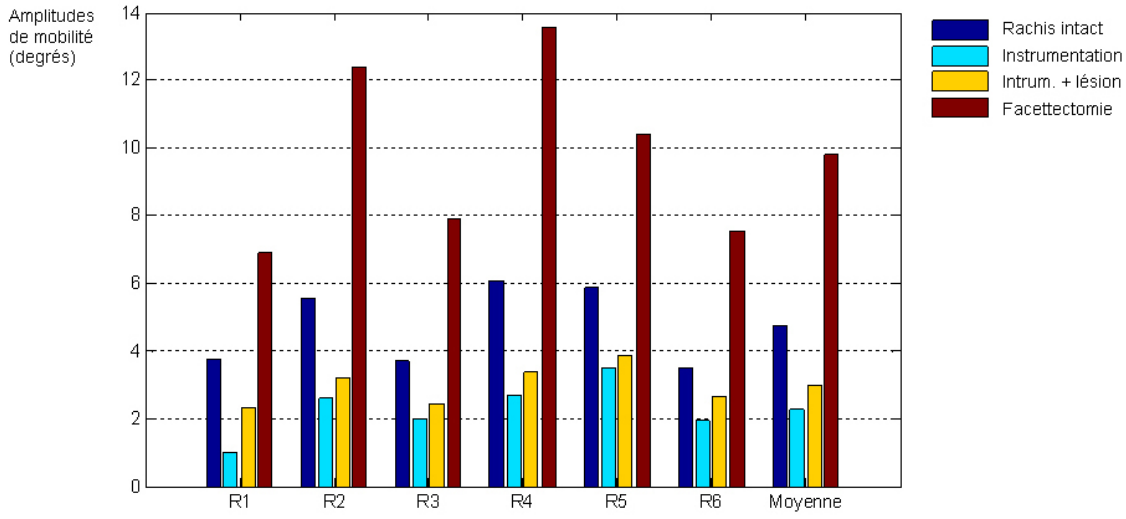


Fig. 24 Amplitudes de mobilité en inflexion latérale pour les six rachis.

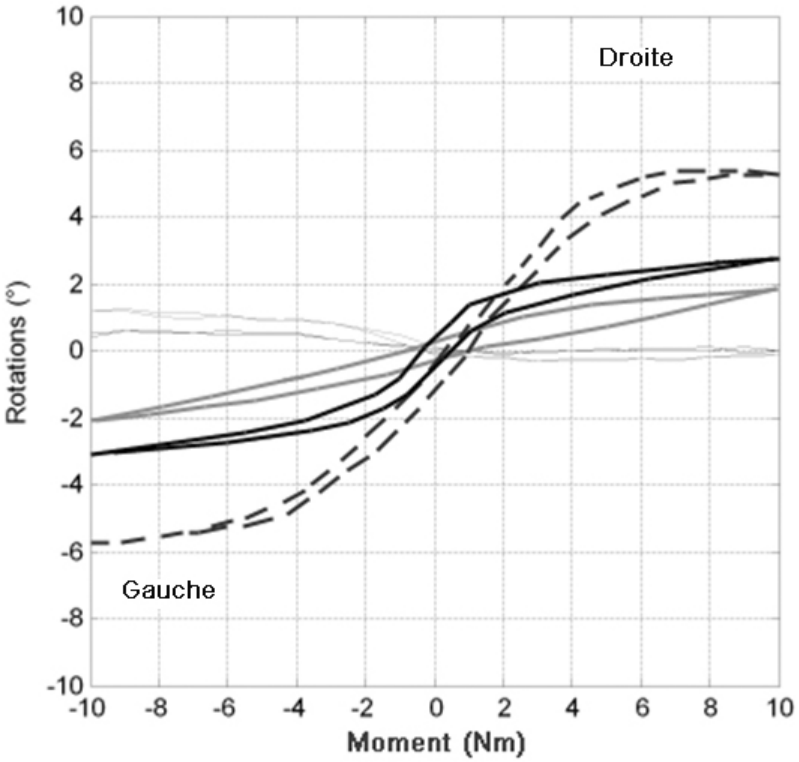


Fig. 25 Courbes effort-déplacement en torsion axiale : rachis intact (courbe noire), instrumenté + lésion (courbe grise), facettectomie seule (courbe en pointillés), mouvements couplés dans le plan sagittal et le plan frontal (courbes fines).

3.3.4 Centres moyens de rotation en flexion-extension

Pour chaque spécimen, le CMR était localisé autour du milieu du plateau vertébral supérieur de L5 en flexion-extension. Le CMR était localisé au même endroit pour les segments L4-L5 instrumentés sans lésion, ainsi que pour les segments instrumentés avec facettectomie. Pour la configuration de facettectomie sans implant, le CMR se situait en positon plus craniale par rapport aux autres configurations, c'est-à-dire au niveau du disque intervertébral L4-L5. Les différentes localisations des CMR sont illustrées dans la **Fig. 26** pour chacun des six spécimens anatomiques dans les différentes configurations.

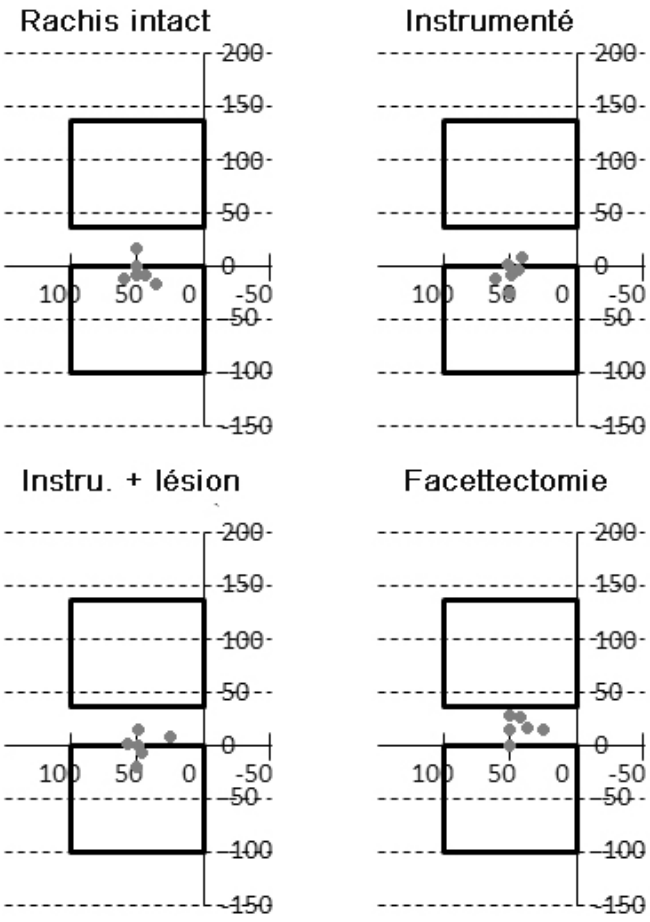


Fig. 26 Centres moyens de rotation des six rachis pour les différentes configurations.

3.3.5 Pressions intradiscales en flexion-extension

La mesure des pressions intradiscales (PID) au sein du nucléus nécessite une expérimentation sur disque non dégénéré. Néanmoins, des courbes effort-pression, telles qu'elles sont illustrées dans la **Fig. 27**, n'ont été observées que chez 4 sur 6 spécimens en flexion-extension. L'allure des courbes chez les deux autres spécimens était plus aplatie, indiquant une différence de pression moins importante entre la pression maximale et la pression minimale pendant le cycle de chargement-déchargement. Bien que ceci représente une certaine limitation pour l'analyse des PID, les valeurs maximales obtenues en flexion-extension sont représentés dans le **Tableau 10** pour chacune des configurations. La PID moyenne pour le segment intact était de 0,24 MPa (0,16 à 0,42 MPa). La facettectomie a entraîné une diminution de la PID de 0,01 MPa (4%). Une diminution de 0,04 MPa (17%), significative ($p = 0,028$) a été observée pour l'instrumentation avec lésion par rapport au rachis intact. Ceci indique que l'IFA pourrait limiter la PID en flexion-extension.

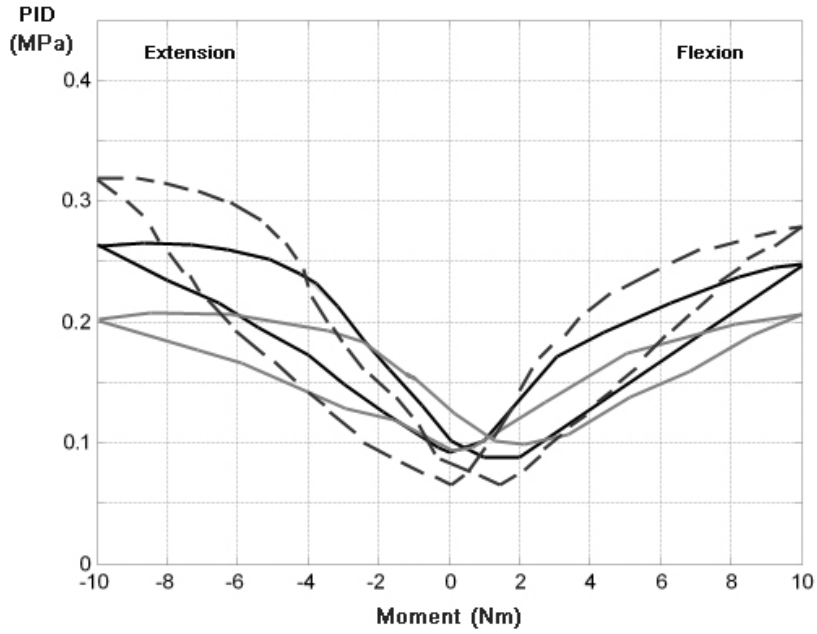


Fig. 27 Courbes effort-pression en flexion-extension : rachis intact (courbe noire), instrumenté + lésion (courbe grise), facettectomie seule (courbe en pointillés).

Tableau 10. Comparaison des pressions intradiscales (MPa) en flexion-extension : rachis instrumenté, instrumenté + lésion, facettectomie seule par rapport au rachis intact

Configurations	Moyenne ± écart type	Minimum	Maximum	Rachis intact	Test de Wilcoxon
Rachis intact	0,24 ± 0,09	0,16	0,42	--	--
Instrumenté	0,21 ± 0,09	0,13	0,38	-0,03 (-13%)	p = 0,028
Instrum. + lésion	0,20 ± 0,10	0,13	0,38	-0,04 (-17%)	p = 0,028
Facettectomie	0,23 ± 0,10	0,11	0,39	-0,01 (-4%)	p = 0,345

3.4 Discussion

La fonction biomécanique des facettes articulaires est de répartir les charges et de guider les mouvements du segment intervertébral. Les facettes articulaires sont soumises à des contraintes importantes en extension et en torsion axiale, ce qui est dû à leur configuration anatomique [4,153,204]. Les instrumentations de non fusion, telles que les ostéosynthèses postérieures souples, ont été utilisées comme alternative à l'arthrodèse dans le traitement chirurgical de la lombalgie basse et de la sténose lombaire liée à la zygarthrose [58,65]. Ces systèmes de non fusion permettraient de limiter les mouvements anormaux en maintenant un certain degré de mobilité. Une répartition des charges plus physiologique permettrait alors de diminuer le risque de dégénérescence des segments adjacents (DSA) [208]. Néanmoins, une étude *in vitro* récente [124] a montré que certains systèmes d'ostéosynthèse souple ne diminuaient pas les forces de contact articulaires en extension et en torsion axiale, et que les forces augmentaient en flexion et en inflexion latérale par rapport au rachis intact.

Par rapport à ce type d'implant, les systèmes de remplacement facettaire ont été développés pour remplacer la fonction des articulaires après facettectomie et décompression neurologique. Ces systèmes devraient transmettre les efforts entre deux vertèbres lombaires tout en conservant un certain degré de mobilité du segment lombaire. La résection chirurgicale des facettes articulaires entraîne une déstabilisation de l'unité fonctionnelle vertébrale avec une hypermobilité anormale par rapport au rachis intact [1,107,181]. Par ailleurs, Panjabi [132] a décrit qu'une augmentation de la laxité du segment vertébral autour de la position neutre (zone neutre) entraînait une cascade d'effets qui augmenteraient les contraintes au niveau des différentes structures anatomiques lombaires. Ceci accélèrerait la dégénérescence discale au niveau lombaire de la facettectomie, aux niveaux des segments adjacents, ce qui prédisposerait à la lombalgie. Ces considérations permettraient de justifier la mise en place d'un implant qui limiterait l'hypermobilité en torsion axiale sans modifier l'amplitude de mobilité (AM) en flexion-extension et en inflexion latérale. Ce nouveau type d'implant pourrait être utile chez le patient jeune afin de pouvoir éviter le risque de dégénérescence du segment adjacent (DSA) secondaire à l'arthrodèse. Panjabi et al. [129] décrivent une expérimentation *in vitro*, comparant l'ostéosynthèse rigide à un système d'ostéosynthèse souple à ressort interpédiculaire (StabilimaxNZ®) après facettectomie et laminectomie. Les résultats de cette étude suggèrent que les effets aux segments adjacents en termes d'hypermobilité des segments non instrumentés seraient moins importants avec l'implant de non fusion. De manière analogue, Phillips et al. [140] ont comparé le système de

remplacement facettaire Total Facet Arthroplasty System (TFAS™) à un implant de fusion: les AM des segments adjacents à une instrumentaiton TFAS™ étaient plus faibles que celles des segments adjacents à une ostéosynthèse de fusion. Les effets aux segments adjacents n'ont pas été analysés dans cette première partie *in vitro* de la thèse, mais feront l'objet d'une analyse plus détaillée par simulation numérique dans la deuxième partie. Néanmoins, ces observations préliminaires semblent confirmer l'hypothèse initiale qu'un implant de non fusion lombaire pourrait limiter les charges transmises aux segments adjacents en maintenant un certain degré de mobilité intervertébrale au niveau du segment instrumenté.

L'implant Facettaire Auxiliaire (IFA) n'a que faiblement influencé la mobilité intervertébrale L4-L5 dans le plan sagittal et dans le plan frontal. Les AM du spécimen intrumenté avec facettectomie étaient très proches de celles du sujet anatomique intact (diminution de L'AM de 16% et de 1% respectivement). Dans une étude de Wilke et al. [199], le système de remplacement facettaire Total Posterior-Element Replacement System (TOPS™) restaurait pratiqement l'AM normale en flexion-extension après laminectomie et facettectomie avec une diminution de 15% de l'AM par rapport au rachis intact. Zhu et al. [208] ont montré que la cinématique du segment L4-L5 lésé par laminectomie et facettectomie, puis instrumenté par TFAS™, était plus proche du comportement cinématique du rachis intact qu'après instrumentation de fusion rigide. Par rapport à la configuration intacte, l'AM diminuait de 19% en flexion, de 32% en extension et de 12% en inflexion latérale avec TFAS™. Dans l'étude de Panjabi et al. [129], l'ostéosynthèse souple StabilimaxNZ® (utilisé comme un implant de remplacement facettaire) permettait de limiter l'hypermobilité du segment L4-L5 après laminectomie et facettectomie tout en préservant un certain degré de mobilité. Par rapport au rachis intact, la flexion-extension diminuait de 37,6% et l'inflexion latérale de 42,5%. Goel et al. [71] ont démontré que le système de remplacement facettaire Anatomic Facet Replacement System (AFRS™) limitait également l'hypermobilité du segment L4-L5 après facettectomie et permettait de maintenir des AM légèrement inférieures à celles du spécimen intact : 15% en flexion-extension et 18% en inflexion latérale. Le point commun de ces implants est la capacité à restaurer des AM proches de la normale dans le plan sagittal et le plan frontal après facettectomie et décompression neurologique. Les mêmes observations ont été faites au cours de notre analyse en cinématique *in vitro* sur l'IFA. Certaines variations entres les différents implants peuvent être liés à leur fonctionnement spécifique, aux différences entre spécimens anatomiques ainsi qu'aux conditions expérimentales de chaque laboratoire. Le **Tableau 11** résume l'influence des implants de remplacement facettaire l'AM.

Tableau 11. Variations des amplitudes de mobilité après facettectomie et instrumentation par rapport au segment L4-L5 (*L3-L4) intact en pourcentages

Référence	Implant	Flexion-extension	Inflexion latérale	Torsion axiale
Wilke et al. [199]	TOPS™	- 15%	- 3%	+ 5%
Zhu et al. [208]	TFAS™	- 19% flexion - 32% extension	- 12%	+ 28%
Phillips et al. [140]*	TFAS™	- 10%	+ 12%	+ 24%
Goel et al. [71]	AFRS™	- 15%	- 18%	- 15%
	IFA	- 6%	+ 1%	- 38%

TOPS™ = Total posterior-Element Replacement System ; TFAS™ = Total Facet Arthroplasty System ; AFRS™ = Anatomic Facet Replacement System ; IFA = Implant Facettaire Auxilliaire

Les facettes articulaires lombaires jouent un rôle important dans le plan transversal pour la stabilité en torsion axiale et la transmission des efforts intervertébraux, ce qui est lié à leur configuration anatomique [153]. Zander et al. [207] ont étudié l'influence de la facettectomie sur la biomécanique lombaire en utilisant un modèle en éléments finis. Ces auteurs ont démontré que la résection articulaire augmentait fortement la rotation intervertébrale dans le plan transversal, diminuant ainsi la stabilité en torsion axiale. Les résultats de nos expérimentations *in vitro* sont concordants avec les résultats de cette simulation numérique. La résection de l'articulaire inférieure de L4 a majoré la torsion axiale de 106% par rapport au rachis intact (p = 0,028), alors qu'elle n'a augmenté l'AM que de 14% en flexion-extension et de 12% en inflexion latérale. Des résultats comparables ont été décrits après facettectomie et laminectomie *in vitro* [71,132,140,199,208]. Lorsque le segment L4-L5 lésé était instrumenté avec l'IFA, une diminution de l'ordre de 38% était observée par rapport à l'AM du segment intact (p = 0,028). L'influence des autres systèmes de remplacement facettaire sur la torsion axiale après facettectomie dépend essentiellement des caractéristiques biomécaniques de l'implant. La torsion axiale était pratiquement restaurée par le système TOPS™ [199]. L'implant TFAS™ a majoré la torsion axiale de 28% par rapport au rachis intact dans l'étude de Zhu et al. [208], ce qui a également été confirmé par Phillips et al. [140]. Goel et al. [71] ont montré que la torsion axiale diminuait de 15% avec l'implant AFRS™. Par rapport aux systèmes de remplacement facettaire,

certains systèmes d'ostéosynthèse souple (Dynesys™, StabilimaxNZ®) n'ont pas diminué la torsion axiale du segment lésé par facettectomie et laminectomie [129]. Cette différence majeure entre les systèmes d'ostéosynthèse souple et les systèmes de remplacement facettaire est probablement due à l'absence de connecteur transverse, qui est essentiel pour limiter la torsion axiale [81,96,110]. La tige transverse de l'IFA semble néanmoins être relativement rigide par rapport aux liaisons transverses des autres implants facettaires. Ceci peut expliquer la diminution de l'AM en torsion axiale ainsi que la limitation de la zone neutre sur les courbes effort-déplacement (**Fig. 25**). Néanmoins, le connecteur transverse est sensé contrôler la torsion axiale et limiter l'hypermobilité après traitement chirugical par facettectomie.

Les axes de rotation instantanés entre deux vertébres en flexion-extension ont initialement été décrits par Pearcy et Bogduk [136] en utilisant des radiographies de profil. Une AM minimale de 5° est nécessaire pour pouvoir déterminer cet axe de manière fiable. La localisation du centre moyen de rotation (CMR) est basée sur les repères associés aux corps vertébraux de L4 et de L5 en flexion-extension. Tournier et al. [182] ont étudié les radiograpahies de sujets asymptomatiques et ont pu localiser le CMR de L4-L5 entre le milieu et le tiers postérieur du plateau vertébral supérieur de L5. Les résultats de nos expérimentations *in vitro* sont concordants avec les résultats de cette étude *in vivo*. La facettectomie bilatérale a provoqué une ascension du CMR au niveau du disque. L'IFA ne semble pas modifier la localisation du CMR et le maintient autour du plateau de L5 après facettectomie.

Un aspect typique de courbe effort-pression en flexion-extension a été observé chez 4 sur 6 spécimens, tel qu'il avait été rapporté dans une étude *in vitro* de Wilke et al. [200]. Contrairement aux implants TOPS™ [199] et AFRS™ [71], qui ne semblent pas limiter les pressions intradiscales (PID), l'IFA semblait légèrement diminuer les PID en flexion-extension par rapport aux configurations du rachis intact et lésé. L'ostéosynthèse souple (Dynesys™) diminue la PID essentiellement en extension, puisque ce type d'implant limite l'AM en extension plutôt que la flexion [156]. L'IFA n'a pas diminué l'extension, ce qui pourrait expliquer pourquoi les courbes effort-pression sont quasi identiques en flexion et en extension. Bien que certaines limitations liées à un certain degré de dégénérescence discale doivent être prises en compte dans nos expérimentations, les résultats suggèrent que l'IFA pourrait limiter les PID en flexion-extension. Néanmoins, une analyse approfondie tenant compte de la dégénérescence discale, comprenant également l'inflexion latérale et la torsion axiale serait nécessaire pour pouvoir entièrement apprécier l'influence de l'IFA sur les PID [148,154]. La deuxième partie de la thèse traitera le comportement du disque instrumenté par modélisation en éléments finis.

3.5 Conclusions des expérimentations en cinématique

Cette première partie d'expérimentations *in vitro* a permis de déterminer l'influence de l'IFA sur les AM du segment L4-L5 intact et après facetectomie. Certains points clés peuvent être retenus.

- L'IFA a une faible influence sur les AM en flexion-extension et en torsion axiale.
- Dans le plan sagittal, le CMR migrait vers le haut après facettectomie et était localisé autour le la partie moyenne du plateau vertébral supérieur de L5 avec l'IFA, comme pour le rachis intact.
- Une augmentation de l'AM de 106% était notée en torsion axiale après facettectomie par rapport au spécimen intact.
- L'IFA a diminué la l'AM de 38% en torsion axiale par rapport au segment L4-L5 intact. La tige transverse rigide de l'implant semble fondamentale pour la stabilité du segment lombaire dans le plan transversal après facettectomie.
- L'IFA semblait limiter les PID en flexion-extension après facettectomie.

Néanmoins, ce premier chapitre n'a permis de répondre qu'en partie à la quesiton de l'influence de l'IFA sur le disque instrumenté. Les effets de l'IFA aux segments adjacents devront également faire l'objet d'une analyse complémentaire. Un deuxième chapitre permettra d'étudier ces points plus en détail en utilisant une modélisation du rachis et de l'implant en éléments finis. Par ailleurs, les résultats cinématiques *in vitro* permettront de valider le modèle en éléments finis et serviront à définir les déplacements imposés pour l'analyse numérique.

4. MODELISATION EN ELEMENTS FINIS

4.1 Introduction

Les expérimentations *in vitro* dans le chapitre précédent ont permis de caractériser l'influence de l'IFA sur la cinématique du segment lombaire L4-L5 et de comparer ces résultats aux autres systèmes de remplacement facettaire. Cette première partie, ayant fait l'objet d'une publication dans la revue *Spine* [34], a souligné la nécessité d'instrumenter un segment lombaire après facettectomie en utilisant un implant de non fusion comprenant une liaison transverse. Par ailleurs, l'influence du remplacement facettaire sur les PID en flexion-extension n'a pu être étudiée de manière fiable que sur quatre spécimens anatomiques. Même si les courbes effort-pression paraissent comparables à celles d'un rachis intact, ces résultats sont à interpréter avec précaution, vu le nombre restreint de sujets exploitables. Afin de pouvoir compléter l'analyse sur le disque du segment instrumenté, nous poursuivons le travail de thèse par simulation numérique en s'appuyant sur une version actualisée de MEF du rachis lombaire de l'ENSAM [102]. Dans un premier temps, le modèle sera validé par rapport aux courbes effort-déplacement des expérimentations *in vitro* précédentes. Dans un second temps, l'IFA sera également modélisé, ce qui permettra d'étudier l'influence de l'implant sur les contraintes intradiscales et les forces de contact au niveau des facettes articulaires.

Ce chapitre est consacré à la simulation numérique par MEF et traitera principalement deux aspects : l'analyse du segment instrumenté et celle des segments adjacents.

- Le premier aspect a pour but de déterminer les contraintes au niveau de l'annulus du disque L4-L5 pour le rachis intact, la facettectomie et le recalibrage, puis de comparer l'effet de l'IFA à celui d'une instrumentation de fusion.
- Le second aspect a pour objectif de comparer l'influence de l'IFA à celle d'une instrumentation de fusion sur les segments adjacents L3-L4 et L5-S1. Cette partie comportera une analyse des moments générés en déplacement imposé du segment L3-S1 pour la flexion, l'extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale. Ce protocole d'analyse par MEF s'appuie sur les critères expérimentaux de Panjabi [133] pour évaluer l'effet d'une instrumentation sur les segments adjacents. Par ailleurs, les contraintes intradiscales au niveau de l'annulus seront calculées. Les forces de contact articulaires des segments adjacents seront également déterminées.

4.2 Matériel et méthodes

4.2.1 Modèle en éléments finis du rachis L3-S1

La MEF du segment L3-S1 représente une version actualisée du modèle du rachis lombaire de l'ENSAM [102]. Les dimensions de chaque vertèbre lombaire ont été déterminées par rapport à une banque de données propre au LBM sur 160 vertèbres lombaires [162]. Les positions des vertèbres les unes par rapport aux autres étaient déterminées par rapport à des reconstructions 3D sur 34 adultes sains utilisant le système de stéréoradiographie EOS® (EOS Imaging, Paris, France) [64]. Le modèle utilisait un comportement isotropique linéaire pour l'os spongieux et l'os cortical du corps vertébral, les structures vertébrales postérieures et les plateaux vertébraux [72,102,167]. Le nucleus pulposus était modélisé en un élement assimilé aux caractéristiques d'un fluide en utilisant un module de compression isostatique [9]. Les fibres de collagène de l'annulus étaient modélisées par des câbles et sa matrice par des de poutres à comportement multilinéaire, modélisant la substance de base de l'annulus [170]. Les ligaments étaient simulés par des câbles : éléments à deux nœuds résistant uniquement en traction. Les surfaces articulaires des facettes étaient représentées par des contacts surface-surface. La capsule était simulée par des câbles qui reliaient l'articulaire supérieure à l'articulaire inférieure (**Fig. 28**).

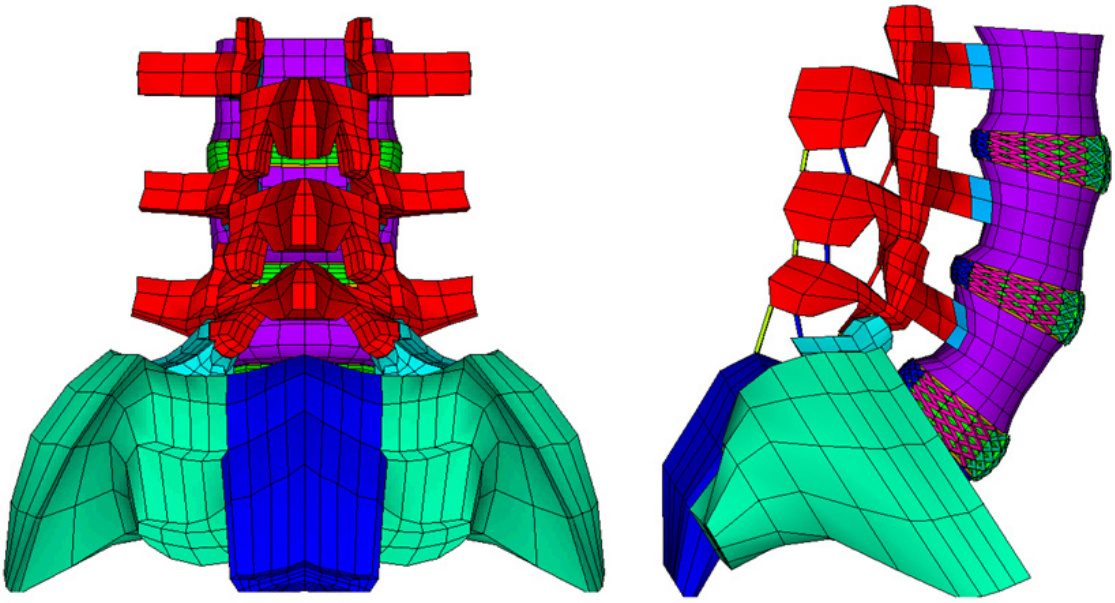


Fig. 28 Modélisation en éléments finis du rachis intact L3-S1.

4.2.2 Propriétés des matériaux et validation du modèle

Les propriétés des matériaux du disque, du cartilage du plateau vertébral, des ligaments, de l'os cortical et de l'os spongieux sont résumées dans le **Tableau 12**. Les propriétés du disque étaient basées sur les données de la littérature [9,72,102,167,170] et de résultats *in vitro* sur 8 segments L4-L5 sans éléments anatomiques postérieurs suivant différentes sollicitations dans les 3 plans [29]. Le modèle en éléments finis a ensuite été validé par rapport aux courbes effort-déplacement L4-L5 obtenues sur 6 spécimens anatomiques analysés *in vitro* dans la première partie de la thèse. Comme pour cette première expérimentation, la MEF du rachis consistait à encastrer S1 en laissant L3-S1 libre. Des moments purs étaient appliqués en L3 en augmentant les efforts par par paliers d' 1 Nm jusqu'à une charge maximale de 10 Nm en flexion-extension, en inflexion latérale et en torsion axiale (**Fig. 29**).

Tableau 12. Propriétés des matériaux des structures du rachis lombaire en éléments finis

Structure	Type d'élement	Module élastique (MPa)	Coefficient de Poisson	Référence
Os spongieux corps vertébral	Isotropique hexaédrique	100	0,3	Lavaste et al [102]
Os cortical corps vertébral	Isotropique hexaédrique	12000	0,3	Lavaste et al [102]
Structures osseuses postérieures	Isotropique hexaédrique	3500	0,25	Goel et al [72]
Cartilage du plateau vertébral	Isotropique hexaédrique	24	0,4	Shirazi-Adl et al [167]
Fibres de l'annulus	Câbles	Variable en radiaire et circonférentiel		
Matrice de l'annulus	Isotropique hexaédrique	Multilinéaire	0,45	
Nucleus	Assimilé à un fluide contenu	2070	0,499	ANSYS 11.0 [9]
Ligaments et capsules	Câbles	Variable en radiaire et circonférentiel		Skaggs et al [170]

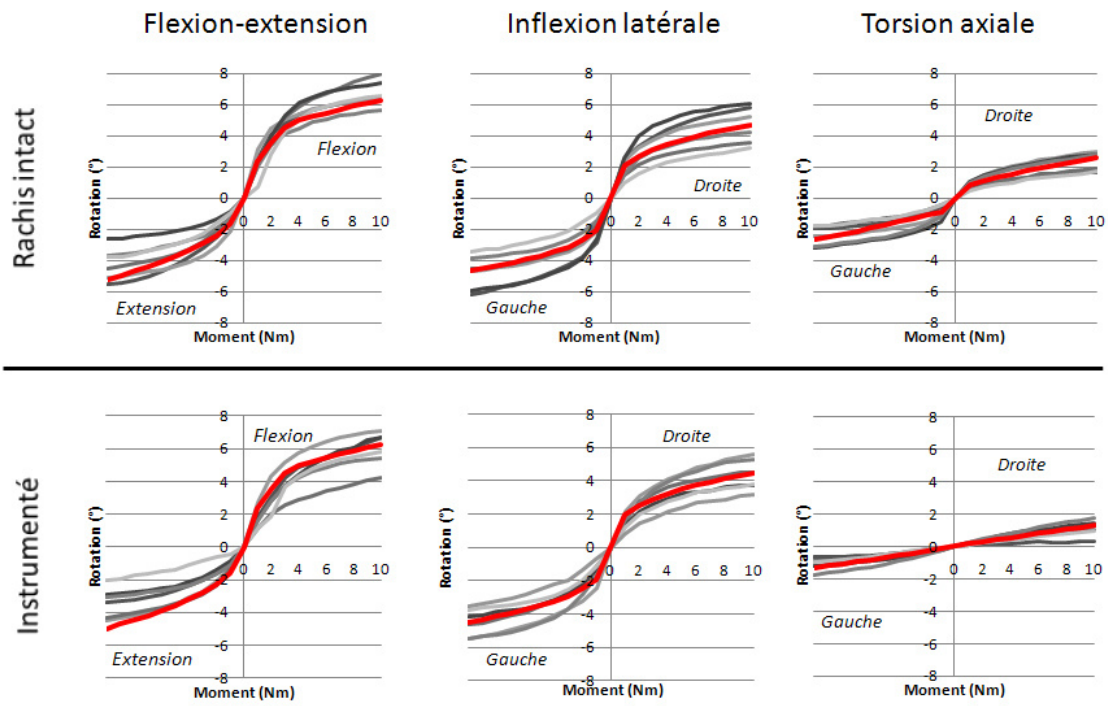


Fig. 29 Courbes effort-déplacement pour le segment L4-L5 intact et instrumenté avec l'IFA.

4.2.3 Modélisation de la lésion chirurgicale

Une facettectomie bilatérale et un recalibrage ont été simulés au niveau L4-L5 en retirant certains éléments du modèle L3-S1 intact. La facettectomie a été simulée en enlevant les éléments représentants les articulaires inférieures de L4. Le recalibrage a été simulé en retirant les éléments inférieurs de l'épineuse et de la lame de L4, ainsi que les câbles représentant le ligament interépineux, le ligament supraépineux et le ligament jaune entre L4 et L5. La **Fig. 30** représente le modèle L3-S1 avec les lésions simulant les gestes chirurgicaux en L4-L5.

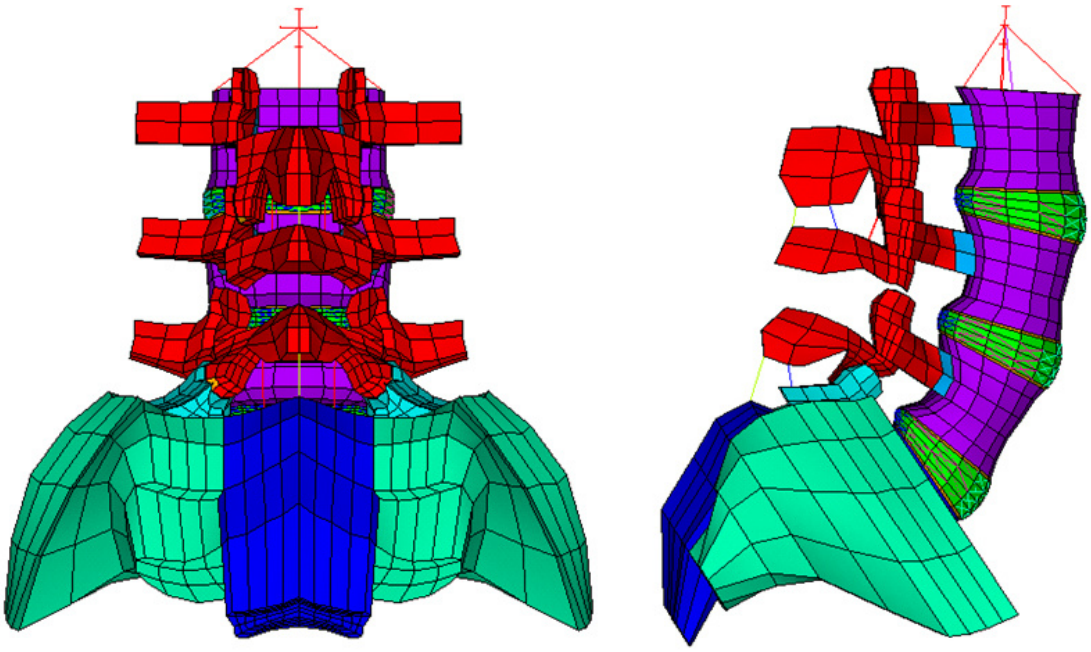


Fig. 30 Modèle en éléments finis du segment L3-S1 avec simulation des lésions chirurgicales de type facettectomie et recalibrage au niveau L4-L5.

4.2.4 Modélisation de l'instrumentation

Les vis pédiculaires de l'IFA ont été représentées par des éléments poutres encastrés dans les pédicules. Les tiges étaient représentées par un modèle hybride avec des éléments poutres dans la partie angulée et des éléments hexaédriques dans la partie droite. Les connecteurs étaient représentés par des éléments hexaédriques à 8 nœuds. Les articulations des connecteurs étaient représentées par une rotule et une glissière avec des éléments de contact surface-surface sans frottement (**Fig. 31**). Les propriétés des matériaux de l'IFA en MEF sont détaillés dans le **Tableau 13**.

L'instrumentation postérieure rigide, représentant une ostéosynthèse de fusion conventionnelle avec un système de vis pédiculaires et de tiges, a été simulée en figeant les éléments de contact de l'IFA au niveau des articulations des connecteurs.

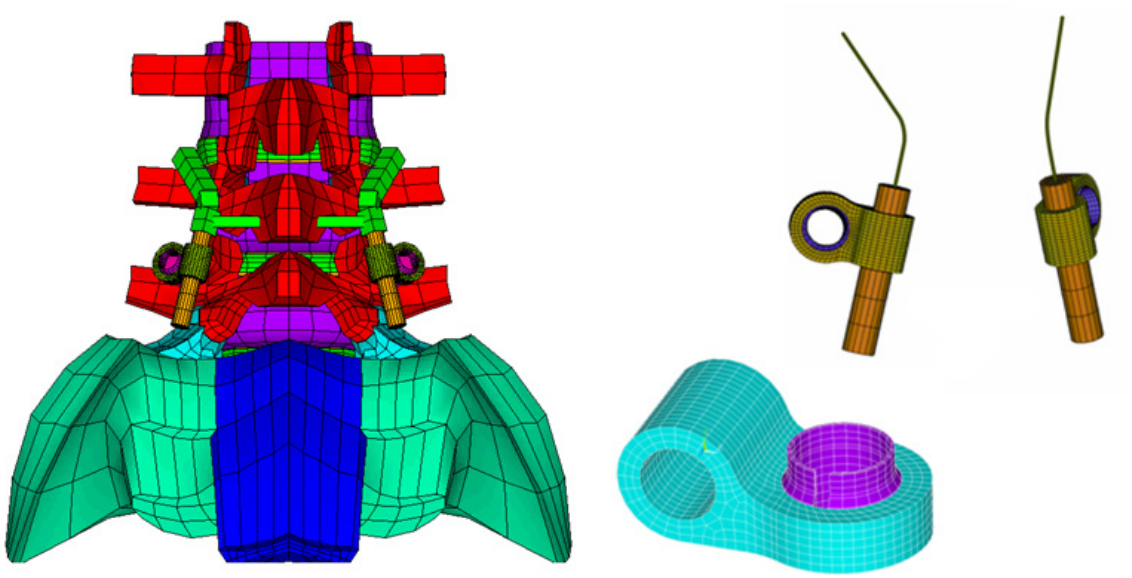


Fig. 31 Modélisation de l'IFA en éléments finis montrant son positionnement sur le modèle du rachis en L4-L5 et vue détaillée du connecteur polyaxial et des tiges avec deux articulations de type rotule et glissière à surfaces de contact sans frottement.

Tableau 13. Propriétés des matériaux des structures de l'IFA en éléments finis

Structure	**Matériaux**	**Type d'élement**	**Module élastique (MPa)**	**Coefficient de Poisson**
Vis pédiculaire	Alliage titane	Poutre	113800	0,342
Partie angulé tige et tige transverse	Alliage CoCrMo	Poutre	241000	0,3
Partie droite de la tige	Alliage CoCrMo	Hexaédrique	241000	0,3
Connecteur polyaxial	Alliage CoCrMo	Hexaédrique à 8 nœuds	241000	0,3

4.2.5 Validation du modèle de l'IFA

Les conditions aux limites des expérimentations *in vitro*, décrits dans la première partie de la thèse, ont été appliquées aux conditions de la MEF en augmentant le chargement par moments purs au niveau de L3 jusqu'à 10 Nm. Le comportement du modèle en simulation numérique a été étudié pour la flexion-extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale pour le segment L4-L5 intact ainsi que pour le segment instrumenté par IFA (**Fig. 29**).

4.2.6 Conditions aux limites et configurations étudiées

Après validation du modèle en utilisant des moments imposés, l'analyse numérique a été réalisée en déplacements imposés. Les degrés de rotations dans les 3 plans étaient préalablement déterminés à 10 Nm pour le segment L3-S1. Les AM de mobilités obtenues ont ensuite été appliquées au modèle comme déplacements imposés : 17° en flexion, 14° en extension, 13° en inflexion latérale droite et 9° en torsion axiale gauche. Le sacrum était encastré. L3 était non contraint et chargé en apliquant des moments purs, jusqu'à ce que le déplacement du segment L3-S1 fût atteint.

Une précharge de 400 N de type follower load était appliquée au rachis. Cette méthode consiste à appliquer une force de compression de façon segmentaire, perpendiculaire au plan transversal du disque, en utilisant un système de câbles guidés au niveau de chaque vertèbre. Par rapport à une compression axiale simple, le follower load permet d'appliquer un effort qui suit la lordose du rachis. La méthode du follower load paraît intéressante, car elle permet de reproduire l'action de la musculature paravertébrale et de se rapprocher ainsi de conditions biomécaniques plus réalistes, telles qu'elles seraient observées *in vivo* [146]. La **Fig. 32** représente schématiquement l'application de la précharge de type follower load au segment L3-S1, telle qu'elle a été utilisée dans notre modélisation en éléments finis.

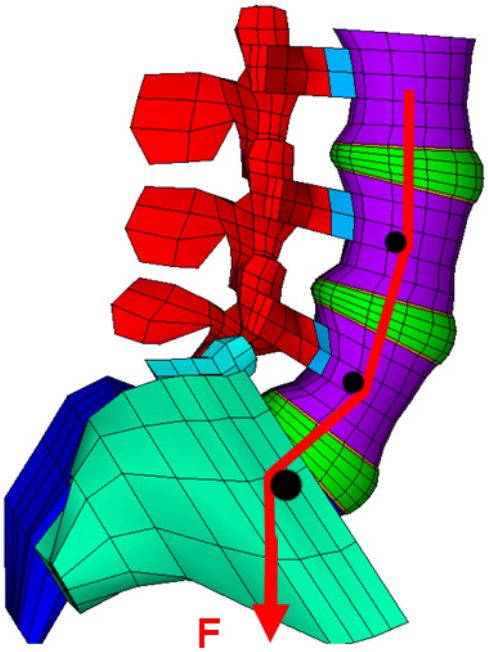


Fig. 32 Application d'une précharge de 400 N de type follower load.

Le modèle en éléments finis a été analysé en simulant quatre configurations différentes au niveau L4-L5:

- rachis intact,
- lésion par facettectomie et recalibrage,
- lésion et instrumentation par IFA,
- lésion avec instrumentation de fusion.

4.2.7 Traitement des données et paramètres analysés

Le logiciel ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) a été utilisé pour l'analyse des différents paramètres. Les amplitudes de mobilité (AM) en L3-L4, L4-L5, L5-S1 ainsi que les moments appliqués à chaque configuration étaient étudiés pour la flexion, l'extension, l'inflexion latérale et la torsion axiale. Les contraintes de von Mises étaient calculées au niveau de l'annulus dans le plan transversal moyen du disque intervertébral. Les forces de contact articulaires étaient obtenues par la somme des efforts aux nœuds sur les surfaces articulaires représentant les facettes.

4.3 Résultats

4.3.1 Amplitudes de mobilité et moments appliqués

Les AM relatives des segments L3-L4, L4-L5 et L5-S1, exprimés en pourcentages par rapport au déplacement imposé du segment L3-S1, ainsi que les moments appliqués en fonction de la configuration sont représentés dans la **Fig. 33**.

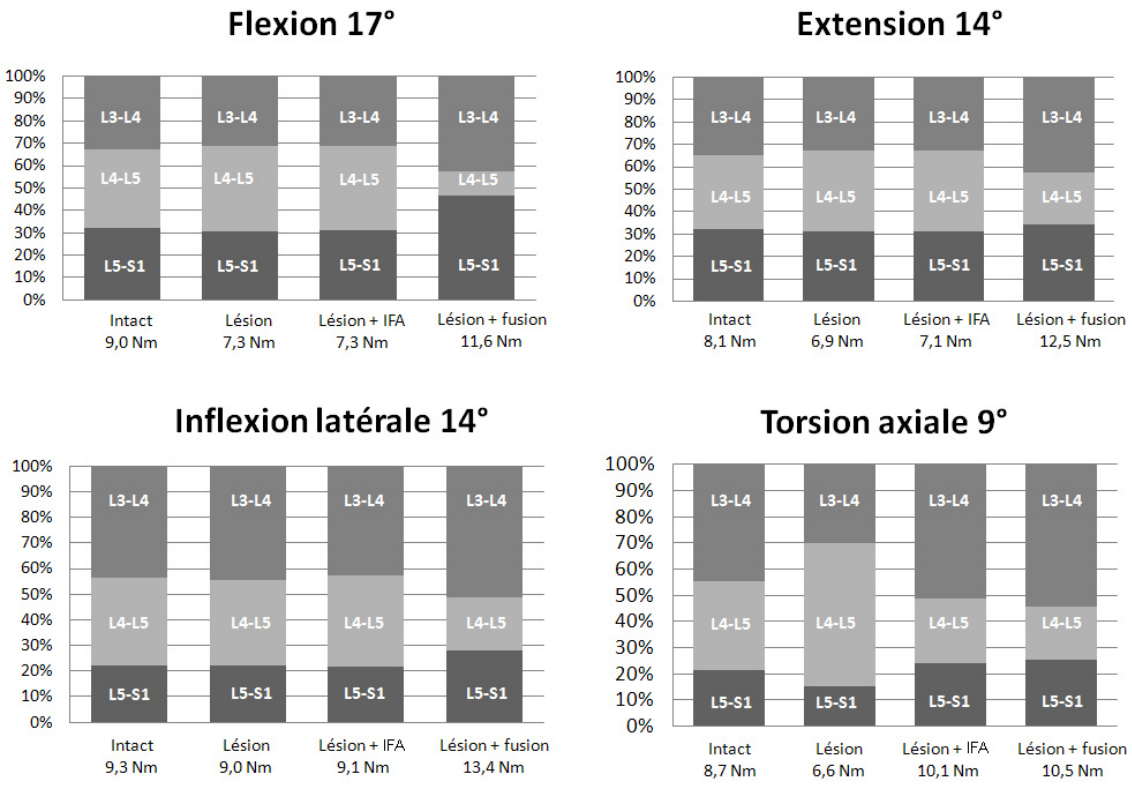


Fig. 33 Répartition des amplitudes de mobilités segmentaires et moments appliqués.

La répartition des AM était semblable pour les différentes configurations en flexion, en extension et en inflexion latérale. La répartition des AM entre les trois segments était comparable pour le rachis intact, la lésion et la lésion avec IFA. Pour l'instrumentation de fusion l'AM diminuait en L4-L5, et augmentait aux segments adjacents L3-L4 et L5-S1. Les moments appliqués en déplacement imposé étaient plus élevés pour la fusion que pour l'IFA pour chaque sollicitation. Ils étaient similaires pour la configuration de la lésion seule et la configuration de la lésion avec IFA.

En torsion axiale, les AM segmentaires diminuaient de L3-L4 à L5-S1 pour le rachis intact. La lésion par facettectomie bilatérale et recalibrage a entraîné une augmentation d'AM relative de 33% à 55% en L4-L5. L'AM du segment L4-L5 ROM était réduite à 25% par l'IFA et à 21% par l'instrumentation de fusion. Les moments appliqués étaient moins élevés en cas de lésion par rapport au rachis intact. L'IFA et l'instrumentation de fusion ont entraîné une augmentation similaire des moments appliqués en torsion axiale.

4.3.2 Contraintes de von Mises au niveau de l'annulus

La distribution des contraintes de von Mises a été calculée pour chaque partie de l'annulus et des valeurs médianes (MPa) pour la partie de contraintes maximales au sein de l'annulus sont considérées par la suite.

En flexion, en extension et en inflexion latérale, la répartition des contraintes de von Mises était comparable pour le rachis intact, la configuration lésée et la lésion avec IFA. L'instrumentation de fusion a entraîné une diminution des contraintes de von Mises au niveau du disque L4-L5 instrumenté par rapport aux autres configurations. En flexion, la fusion a augmenté les contraintes de von Mises au niveau de l'annulus antérieur L3-L4 : 1,1 MPa *versus* 0,8 MPa respectivement (**Fig. 34**). En extension, la fusion a augmenté les contraintes de von Mises au niveau de l'annulus postérieur L5-S1 : 2,0 MPa *versus* 1,7 MPa respectivement. Les mêmes observations ont été faites au niveau L3-L4 : 1,5 MPa *versus* 1,3 MPa respectivement (**Fig. 35**). En inflexion latérale droite, la fusion a augmenté les contraintes de von Mises au niveau de l'annulus latéral gauche L3-L4 : 1,7 MPa *versus* 1,5 MPa respectivement. Une augmentation moins importante des contraintes de von Mises a été notée dans la partie postérolatérale droite de l'annulus. Des comportements similaires ont été observés en L5-S1 (**Fig. 36**).

En torsion axiale, l'IFA comme l'instrumentation de fusion ont provoqué une augmentation similaire des contraintes de von Mises : 1,5 MPa au niveau de l'annulus postérolatéral en L5-S1, par rapport à 1,0 MPa pour le rachis intact et 0,8 MPa pour la lésion seule (**Fig. 37**). Pour les deux configurations d'instrumentation, les contraintes en L3-L4 étaient comparables à celles du rachis intact : 0,3 MPa en L4-L5 avec l'IFA et l'instrumentation de fusion *versus* 0,6 MPa pour les configurations du rachis intact et de la lésion respectivement.

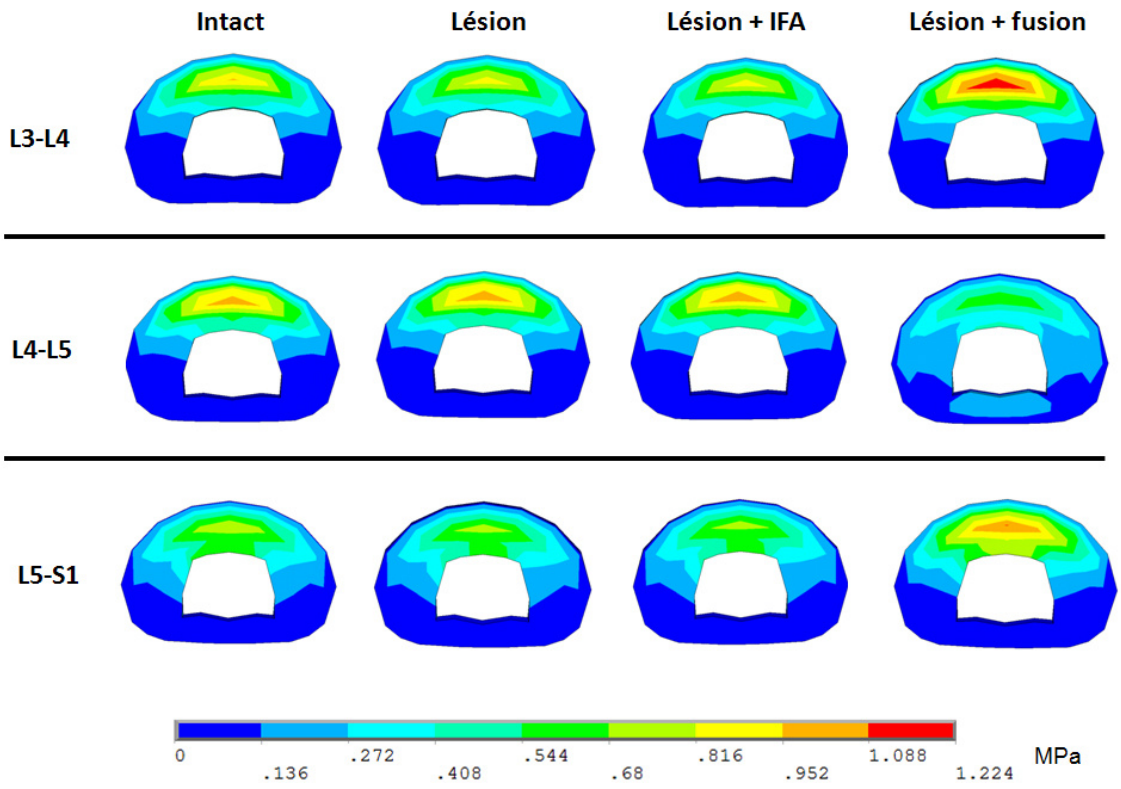


Fig. 34 Répartition des contraintes de von Mises dans l'annulus pour la flexion.

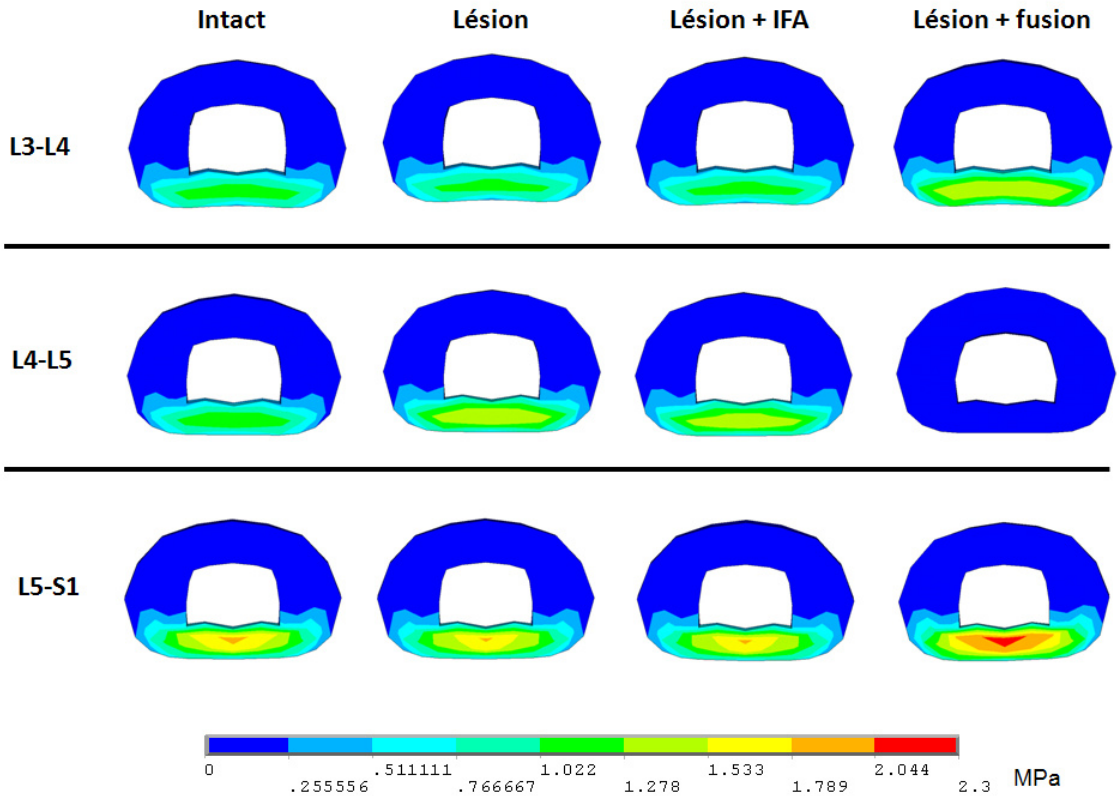


Fig. 35 Répartition des contraintes de von Mises dans l'annulus pour l'extension.

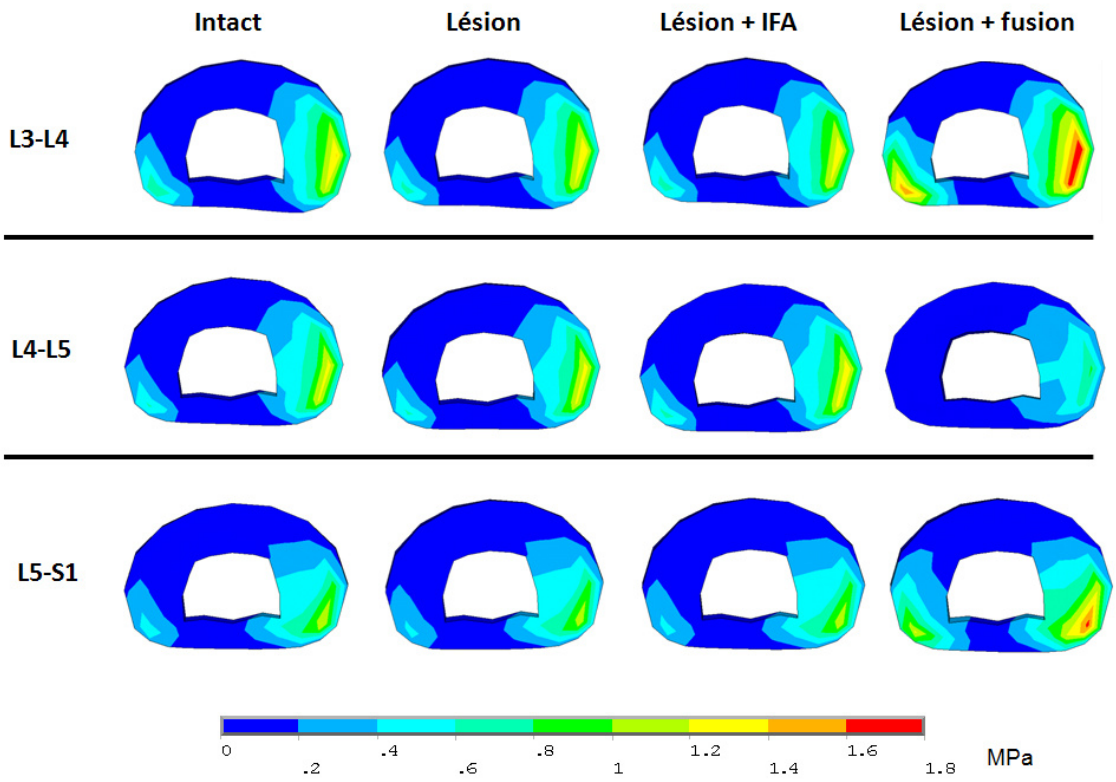


Fig. 36 Répartition des contraintes de von Mises dans l'annulus pour l'inflexion latérale.

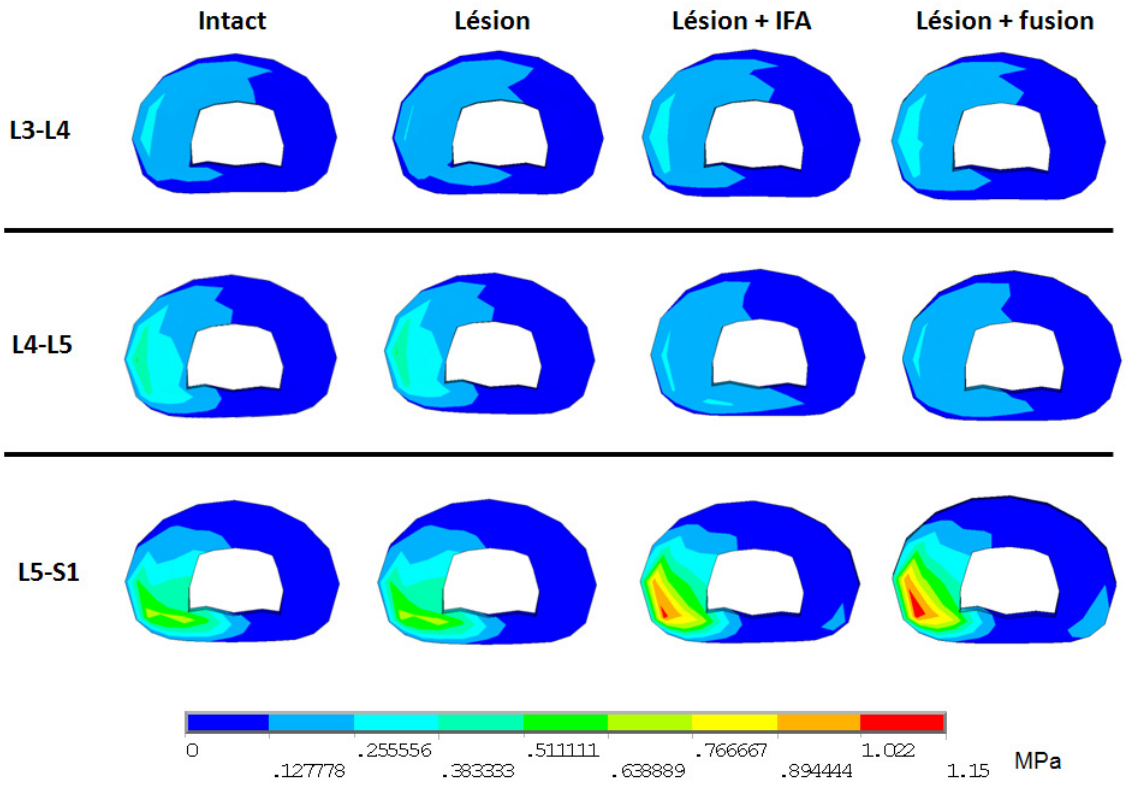


Fig. 37 Répartition des contraintes de von Mises dans l'annulus pour la torison axiale.

4.3.3 Forces de contact articulaires

Les forces de contact articulaires ont été calculées au niveau des segments adjacents L3-L4 et L5-S1. L4-L5 était représenté uniquement pour le rachis intact car les autres configurations comportaient une facettectomie supprimant ces éléments (**Fig. 38**).

L'instrumentation de fusion a entraîné une augmentation des forces de contact articulaires (L5-S1 > L3-L4) en extension et en inflexion latérale par rapport aux autres configurations. Les forces de contact étaient plus élevées inflexion latérale qu'en extension. En extension, les configurations représenant la lésion seule et la lésion avec IFA se comportaient de manière similaire et entraînaient une diminution des forces de contact en L3-L4 par rapport au rachis intact. Ces configurations étaient comparables au rachis intact en inflexion latérale.

Pour le rachis intact en torsion axiale, les forces de contact articulaires étaient plus élevées qu'en extension et en inflexion latérale. L'instrumentation de fusion ainsi que l'IFA provoquaient une augmentation similaire des forces au niveau des segments adjacents (L3-L4 > L5-S1) par rapport au rachis intact. La configuration de la lésion seule en L4-L5 entraînait une diminution des forces de contact articulaires par rapport au rachis intact.

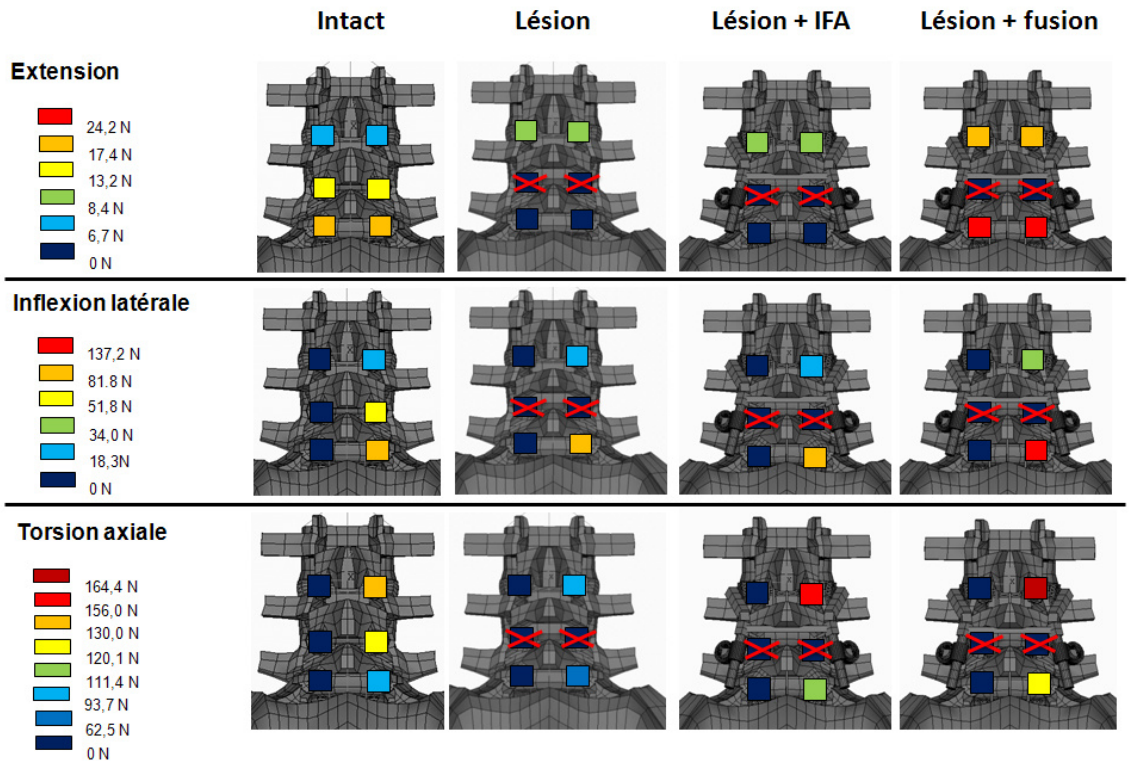


Fig. 38 Répartition des forces de contact articulaires (L4-L5 supprimé en cas de facettectomie).

4.4 Discussion

L'arthrodèse lombaire peut avoir une influence sur les segments adjacents et accélérer le processus de dégénérescence discale et articulaire, ce qui entraîne une discopathie, une zygarthrose et une sténose lombaire [50,77,78,93,94,126,163,205]. L'incidence de la DSA symptomatique varie entre 2,2% et 20% en fonction des séries cliniques [8,26,54,69,78,97,98,144]. Certains facteurs de risques peuvent prédisposer à la DSA : le type d'instrumentation, le nombre de niveaux arthrodésés, l'équilibre sagittal, les lésions articulaires sus-jacentes à l'arthrodèse, l'âge ainsi que les lésions dégénératives préexistantes [32,36,97,127,186]. Bien qu'il n'y ait pas de relation stricte entre les signes radiologiques de la DSA et la symptomatologie clinique [160], il est important de tenir compte des facteurs de risques liés à la biomécanique de l'implant et à la technique chirurgicale. L'effet des implants de non fusion sur les segments adjacents reste peu connu et l'influence de systèmes de remplacement facettaire n'a pas encore été étudiée auparavant. La MEF du rachis lombaire et de l'IFA a permis d'analyser le comportement des segments adjacents, et de comparer l'IFA à la situation d'arthrodèse. Nous nous sommes inspirés du modèle de Panjabi [133] que nous avons décrit précédemment. Cette méthode d'expérimentation *in vitro* quantifie l'influence de l'instrumentation sur les segments adjacents en déplacements imposés. Nous avons adapté cette méthode à la MEF, permettant ainsi de compléter les premières expérimentations *in vitro*. Même si les modèles en éléments finis essayent de se rapprocher de la situation *in vivo*, ils restent théoriques. En effet, certaines simplifications de la géométrie des structures anatomiques et des propriétés des matériaux tissulaires, les forces musculaires ainsi que l'influence de la dégénérescence discale restent difficile à modéliser et représentent une certaine limitation de la MEF [62,123,148].

Nos données cinématiques en éléments finis sur la répartition des AM segmentaires lombaires du rachis intact concordent avec les résultats de Goel et al. [71]. Ces auteurs ont testé le segment L4-L5 *in vitro* et ont évalué le segment L3-S1 par MEF avec des conditions similaires à notre modélisation. La répartition des AM segmentaires était également comparable aux résultats de l'étude *in vitro* de Phillips et al. [140] pour le rachis lombaire intact ainsi que pour l'instrumentation de fusion à un niveau. Plusieurs études biomécaniques [176,177,196] ont montré des changements d'AM aux segments adjacents au niveau de fusion, mais leurs résultats diffèrent en fonction du protocole expérimental utilisé. Une étude clinique récente [119] a montré une augmentation des AM sur clichés radiographiques de profil en flexion-extension aux niveaux sus et sous-jacents au niveau de fusion L4-L5 dans le spondylolisthésis dégénératif. Chow et al. [41] ont observé des résultats *in vitro* similaires, et ont émis l'hypothèse que les

segments adjacents à l'arthrodèse pourraient présenter des AM augmentées. Panjabi et al. [129] ont comparé *in vitro* les effets aux segments adjacents avec une instrumentation de non fusion et une instrumentation de fusion en L4-L5, en appliquant un moment de 8 Nm et un follower load de 400 N. En flexion-extension et en inflexion latérale, la fusion a réduit les AM en L4-L5 et augmenté les AM en L3-L4 et L5-S1. Cet effet était moins important avec l'implant de non fusion. Des résultats comparables ont été obtenus par notre MEF avec l'instrumentation de fusion, alors que l'IFA ne semblait pas modifier la cinématique du niveau instrumenté et des segments adjacents dans le plan frontal et sagittal par rapport au rachis intact. La configuration de fusion L4-L5 a nécessité des moments plus importants en déplacements imposés par rapport aux configurations de l'instrumentation par IFA et du rachis intact. Ceci pourrait générer des contraintes plus importantes au niveau des segments non instrumentés. Néanmoins, les mécanismes de compensation par flexion des hanches sont importants *in vivo* [133,171], mais ne sont pas pris en compte dans la MEF. En effet, un être humain compenserait une diminution des AM lombaires dans le plan sagittal, secondaires à la fusion, en augmentant la flexion au niveau des hanches et des segments adjacents. Bien que l'équilibre sagittal joue un rôle important *in vivo*, cette variable est difficile à inclure dans la modélisation du rachis, ce qui représente une seconde limitation de l'analyse par simulation numérique.

La facettectomie et la décompression du canal provoquent une hypermobilité du segment lombaire et nécessitent un maintien par un implant [1,181]. La liaison transverse augmente la stablilité d'instrumentations postérieures en torsion axiale [81,110]. Plusieurs expérimentations *in vitro* [71,140,199,208] ont démontré que la liaison transverse des systèmes de remplacement facettaire limitait les AM en torsion axiale, ce qui représente une fonction importante de ces implants pour les mouvements de rotation dans le plan transversal. Nos expérimentations *in vitro*, comme l'analyse par MEF, ont montré que l'IFA remplissait cette fonction en torsion axiale. La simulation en éléments finis a montré une augmentation d'AM en torsion axiale après facettectomie et recalibrage par rapport à la configuration intacte. L'IFA a diminué l'AM comme l'implant de fusion, et les moments générés pour atteindre le déplacement imposé étaient similaires. Bien que la liaison transverse soit nécessaire pour diminuer l'hypermobilité après lésion, cette partie de l'implant pourrait augmenter les contraintes aux segments adjacents en torsion axiale.

Une modification d'AM d'un segment lombaire pourrait influencer la répartition des contraintes de von Mises au niveau de l'annulus des segments adjacents. Pour le rachis intact, les contraintes sont maximales au niveau de l'annulus postérolatéral en compression axiale, qui simule la position debout, et sont majorées par les lésions postérieures du rachis [72,167,170].

Les rotations du segment lombaire augmentent les contraintes au niveau de l'annulus, surtout en torsion axiale, et sont majorées lorsque les déplacements sont combinés dans plusieurs plans [154,192]. L'arthrodèse lombaire augmente les contraintes aux segments adjacents, surtout lorsque le disque présente déjà une discopathie modérée [203]. Dans notre simulation par MEF, la fusion a augmenté les contraintes de von Mises à la partie antérieure de l'annulus L3-L4 en flexion et à la partie postérieure de l'annulus L5-S1 en extension, alors que la configuration d'instrumentation par IFA était comparable à celle du rachis intact. La fusion générait également des contraintes plus importantes en inflexion latérale par rapport à l'IFA, qui se comportait de manière semblable au rachis intact et à la lésion seule. La facettectomie et le recalibrage n'avaient pas d'influence majeure sur les rotations dans le plan frontal et sagittal. L'IFA semble uniquement accompagner les mouvements intervertébraux L4-L5, sans modifier la cinématique ni les contraintes au niveau de l'annulus. En torsion axiale, l'instrumentation de fusion, comme l'IFA, augmentait les contraintes dans la partie postérolatérale de l'annulus L5-S1, ce qui est lié à la liaison transverse rigide. La fusion diminuait les contraintes intradiscales L4-L5 de manière plus importante en flexion-extension que l'IFA. Ceci complète l'analyse des PID dans la première partie expérimentale *in vitro*. L'IFA ne semble pas pouvoir diminuer les contraintes du disque instrumenté de manière importante. D'un point de vue clinique, ceci limiterait l'utilisation de cet implant de non fusion à des segments lombaires avec une dégénérescence discale modérée.

Les facettes articulaires ne portent pas de charges en flexion, alors que les charges sont importantes en extension, en inflexion latérale et en torsion axiale [125,151]. La hauteur des charges facettaires peut varier considérablement en fonction des conditions expérimentales *in vitro* ou en MEF [71]. L'orientation facettaire influence la répartition des charges entre le disque et les articulaires. La sagittalisation de l'interligne articulaire des segments adjacents prédisposerait à la DSA [164], ce qui aurait une influence sur le fonctionnement des systèmes de remplacement facettaire. Dans notre MEF, la fusion a augmenté les forces de contact facettaires des segments adjacents en extension et en inflexion latérale par rapport à l'IFA. Par ailleurs, des variations mineures de la cinématique dans le plan sagittal, liées aux caractéristiques ou au positionnement de l'implant, pourraient avoir une influence sur les forces de contact facettaires. Schmidt et al. [153] ont démontré qu'une postition plus postérieure du centre instantané de rotation pouvait augmenter les forces de contact articulaires en extension. Nos expérimentations *in vitro* préalables ont montré que le CMR était localisé entre le milieu et le tiers postérieur du plateau vertébral supérieur L5 avec l'IFA, ce qui représente une localisation comparable au segment L4-L5 intact. En torsion axiale, les forces de contact

facettaires aux segments adjacents étaient plus élevés et comparables entre l'IFA et l'instrumentation de fusion. Ceci est probablement lié à la présence de la liaison transverse, qui pourrait générer des contraintes discales et articulaires en torsion axiale. Malgré cet effet aux segments adjacents, attribué à la liaison transverse, la fonction de limitation d'hypermobilité après facettectomie et recalibrage reste importante pour un système de remplacement facettaire.

4.5 Conclusions de la modélisation en éléments finis

Cette deuxième partie d'analyse par simulation numérique a permis de déterminer l'influence de l'IFA sur les segments adjacents et le disque du niveau intrumenté. Les conclusions retenues sont les suivantes.

- L'IFA n'a pas d'influence majeure sur les segments adjacents en flexion-extension et en inflexion latérale.
- En torsion axiale, l'IFA limite l'hypermobilité après facettectomie et recalibrage de manière analogue à un implant de fusion. Ceci est dû à la liaison transverse de l'implant, ce qui génère une augmentation des contraintes de l'annulus et les forces de contact facettaires aux niveaux adjacents.
- La fusion diminue les contraintes de l'annulus du disque instrumenté plus que l'IFA. Cliniquement, ceci pourrait signifier que le remplacement facettaire ne pourrait être indiqué que dans les sténoses lombaires avec une hauteur discale suffisante, d'au moins 50% par rapport aux segments non dégénérés.

A l'issue de ce deuxième chapitre, nous avons pu compléter l'analyse du comportement de l'IFA et de son influence sur les segments adjacents. Néanmoins, certaines interrogations persistent sur le comportement en cisaillement de cet implant de non fusion. Ces propriétés pourraient être intéressantes pour évaluer la possiblité d'une indication chirurgicale de l'IFA dans le spondylolisthésis dégénératif de grade I. Un troisième chapitre permettra d'étudier ce point plus en détail en utilisant une méthode *in vitro* spécialement conçue pour les expérimentations en cisaillement.

5. CARACTERISATION IN VITRO EN CISAILLEMENT

5.1 Introduction

Les expérimentations *in vitro* préalables ainsi que la simulation numérique par MEF ont montré que la torsion axiale augmentait de manière importante après facettectomie et décompression du canal lombaire. Les indications principales du remplacement facettaire sont la zygarthrose et la sténose lombaire. Comme nous avons pu le voir dans les deux premières parties de cette thèse, l'intérêt majeur de l'IFA est de limiter l'hypermobilité intervertébrale dans le plan transversal. Bien que l'analyse *in vitro* des pressions intradiscales (PID) indiquait que l'IFA limitait les PID en flexion-extension, l'analyse par MEF a montré qu'une instrumentation de fusion rigide permettait de mieux réduire les contraintes intradiscales au niveau de l'annulus. Par conséquent, il semble que d'un point de vue clinique, l'indication de l'IFA devrait être restreinte aux segments lombaires présentant une hauteur discale résiduelle suffisante par rapport aux segments non dégénérés. Il s'agirait de discopathies modérées de stades Pfirrmann III ou IV [139]. Ceci pourrait correspondre au spondylolisthésis dégénératif de grade I, ainsi qu'à la sténose lombaire avec segment hypermobile en flexion-extension qui précède le développement du spondylolisthésis. Néanmoins, cette indication n'a jamais été posée pour les systèmes de remplacement facettaire.

Ce chapitre est consacré à une seconde analyse *in vitro*, afin de pouvoir compléter les connaissances sur le comportement du segment L4-L5 en cisaillement. Les expérimentations seront réalisées en déplacements postéro-antérieurs, afin de simuler le déplacement du spondylolisthésis observé *in vivo*. Deux aspects seront traités :

- L'effet de la lésion chirurgicale par facettectomie et recalibrage sans instrumentation sera comparée au rachis intact en cisaillement postéro-antérieur. Cet aspect permettra de déterminer l'importance des structures anatomiques postérieures s'opposant au déplacement antérieur.
- L'influence de l'IFA sera analysée afin de vérifier la capacité de l'implant à limiter le déplacement antérieur après lésion chirurgicale. Cette configuration permettra de simuler la configuration de spondylolisthésis dégénératif de grade I et de déterminer le comportement de l'IFA pour cette indication.

5.2 Matériel et méthodes

5.2.1 Spécimens anatomiques

Six segments lombaires L4-L5 humains frais ont été prélevés à l'Institut d'Anatomie UFR Biomédicale des Saints-Pères, Université René Descartes, Paris, France. L'âge moyen des donneurs était de 73,8 ans et variait de 63 à 84 ans. Il s'agissait de 5 hommes et 1 femme. Après prélèvement dans un délai inférieur à 10 jours après le décès, les pièces anatomiques lombaires étaient emballées dans deux sachets en plastique hermétiques, congelés, et conservés à -20°C jusqu'au moment de l'expérimentation. Les spécimens étaient décongelés à 6°C 12 à 14 heures avant le début de la dissection. Les muscles paravertébraux et les tissus mous ont été retirés intégralement. Les ligaments, les capsules articulaires, les disques intervertébraux et les structures vertébrales osseuses ont été préservés de manière à obtenir un segment L4-L5 intact. Les déformations vertébrales, l'endommagement des vertèbres ainsi que les signes de dégérescence discale ou des articulaires ont été exclus par inspection macroscopique et par radiographie. Les expérimentations ont ensuite été réalisées à température ambiante en utilisant une solution aqueuse (NaCl 0,9%) pour humidifier le disque.

5.2.2 Orientation des spécimens

La moité supérieure du corps vertébral de L4 et la moitié inférieure du corps vertébral de L5 étaient coulés dans du ciment polyméthylmétacrylate (PMMA) Technovit 3040 (Haerus, Hanau, Allemagne) contenu dans deux bacs métalliques. Le plan médian du disque L4-L5 dans le plan transversal était aligné avec une inclinaison antérieure de 10°, reproduisant ainsi l'alignement sagittal *in vivo*. Des radiographies de face et de profil ont été réalisées afin de vérifier l'orientation du spécimen anatomique.

5.2.3 Montage expérimental

Les essais en cisaillement étaient réalisés sur un banc d'essai rachis spécifique concu pour ces expérimentations. Le bac métallique inférieur, dans lequel était fixé L5, a été vissé de façon rigide à la table du banc d'essai. Le bac métallique supérieur, dans lequel était

positionné L4, était fixé à un rail qui permettait la translation dans le plan sagittal. Les déplacements en translation ont été mesurés au niveau du rail en utilisant un capteur électronique de type Vishay Sfernice 50L 4D 202 W00235D 2kΩ (Vishay Electronic GmbH, Selb, Allemagne). La précision de ce système était estimée à 0,1 mm pour les dépalcements linéaires. Une précharge de 400 N a été appliquée à l'unité fonctionnelle rachidienne L4-L5. Les charges ont été appliquées à L4 en plaçant des poids sur une barre de chargement, entraînant ainsi une translation antérieure de L4 sur L5 par l'intermédiaire d'un système de câbles et de poulies. La **Fig. 39** explique schématiquement le fonctionnement du montage expérimental et la **Fig. 40** montre la mise en place sur le banc d'essai rachis.

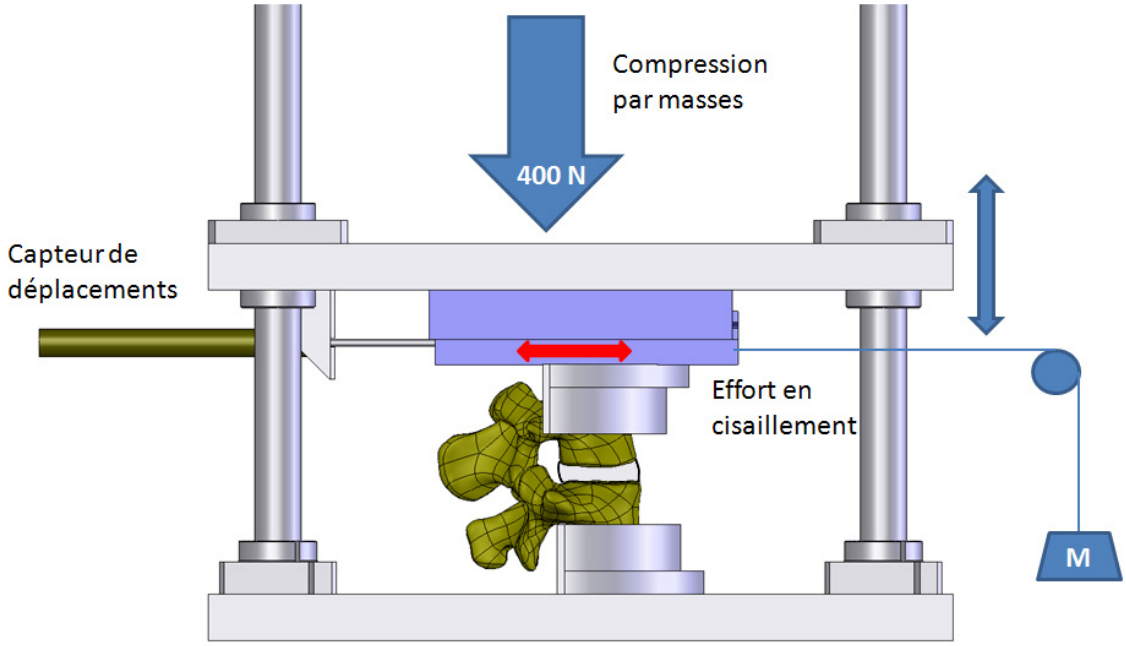


Fig. 39 Montage expérimental *in vitro* en cisaillement induisant une translation de L4 sur L5.

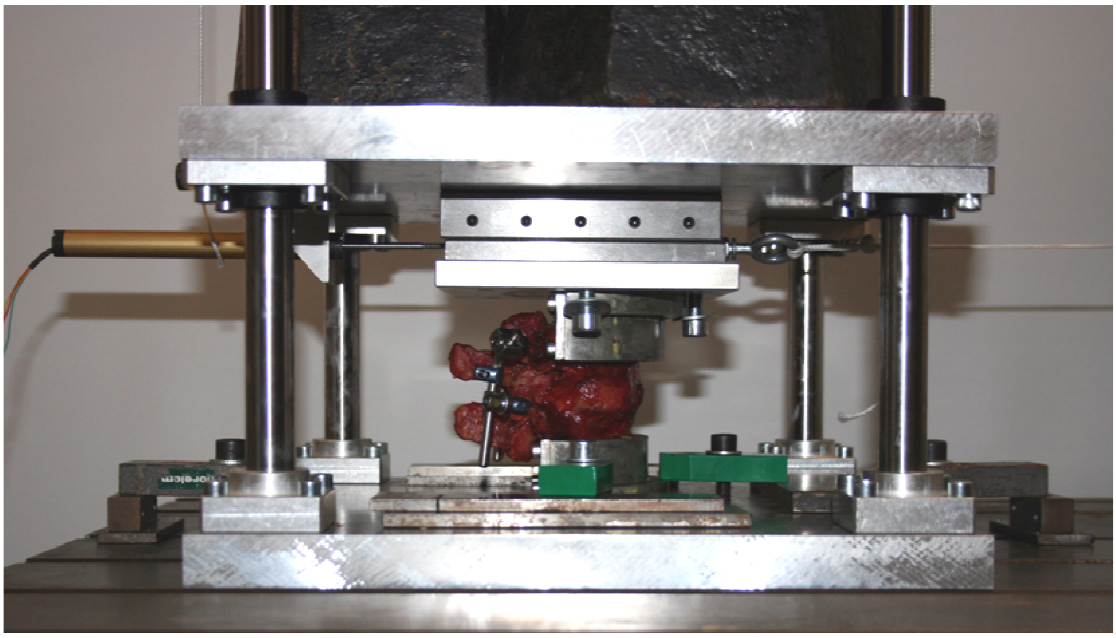


Fig. 40 Spécimen anatomique L4-L5 instrumenté par IFA sur banc d'essai rachis.

5.2.4 Application des efforts

Ce système d'expérimentation a permis d'appliquer des forces en quasi statique par paliers de 10 N, avec un intervalle de 15 secondes entre chaque palier, jusqu'au chargement maximal de 200 N. Le chargement a débuté en position neutre, et le déplacement antérieur maximal ainsi que le retour en position neutre ont été réalisés durant le même cycle de chargement-déchargement. Trois cycles de préconditionnement ont été réalisés avant de commencer les mesures en utilisant le même protocole. Des courbes effort-déplacement ont ainsi été obtenues pour le chargement et le déchargement. La raideur a été calculée à partir de la pente sur la partie linéaire de la courbe de chargement.

5.2.5 Configurations étudiées

Les spécimens anatomiques étaient testés selon le même protocole dans trois configurations différentes dans l'ordre suivant :

- segment L4-L5 du rachis intact,
- segment L4-L5 avec lésion,
- segment L4-L5 instumenté par IFA avec lésion.

La lésion simulait le geste chirurgical de la facettectomie et du recalibrage. Les articulaires inférieures de L4 ont été réséquées. L'espace interlamaire a été agrandi en réséquant à la pince Kerisson la partie inférieure de l'épineuse et de la lame de L4, la partie supérieure de l'épineuse et de la lame de L5, ainsi que le ligament jaune jusqu'au récessus (**Fig. 41**).

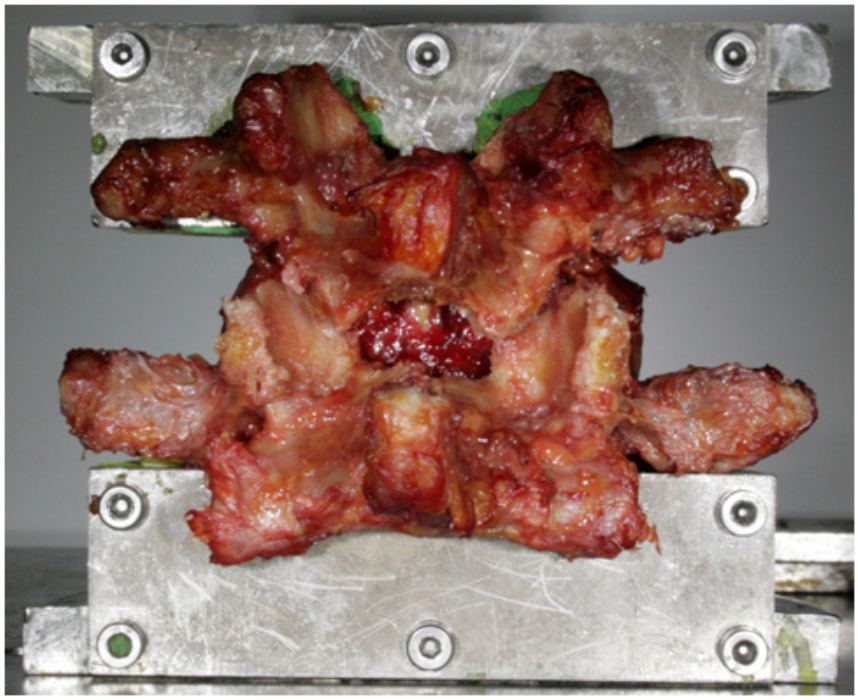


Fig. 41 Lésion en L4-L5 simulant la facettectomie et le recalibrage.

L'implant était postitionné de façon symétrique entre le côté droit et le côté gauche. Les vis pédiculaires utilisées avaient un diamètre de 6,5 mm et une longueur de 45 mm. Elles étaient placées de manière parallèle au plateau vertébral supérieur et selon une trajectoire convergente de 15° à 20° dans le plan horizontal. Les tiges angulées étaient fixées aux têtes de vis L4 et reliées aux vis L5 en utilisant un connecteur polyaxial de chaque côté. Les deux tiges étaient ensuite reliées entre elles par une tige transverse rigide. La position de l'IFA était documentée par des radiographies de face et de profil (**Fig. 42**).

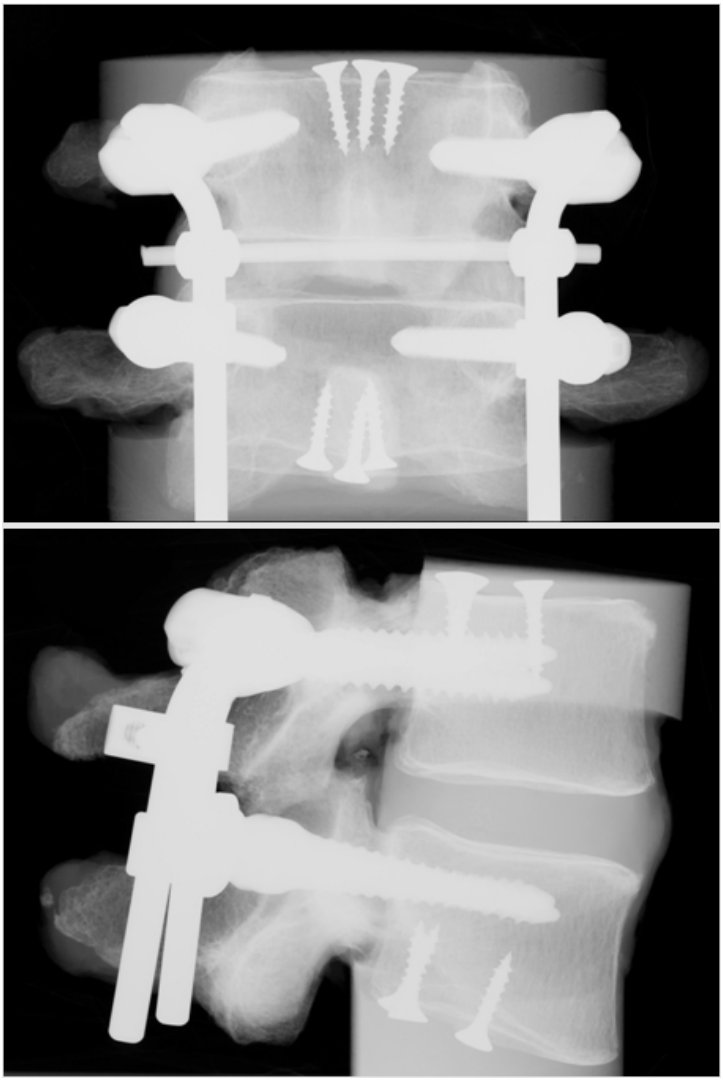


Fig. 42 Radiographies de face et de profil montrant le positionnement de l'IFA.

5.2.6 Statistiques

L'analyse statistique a été réalisée en utilisant le logiciel R Software Version 2011 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Autriche). Après avoir vérifié l'homogénéité des variances par un test non paramétrique de Fligner-Killeen, le test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés a été utilisé pour comparer les déplacements maximum et les raideurs entre les différentes configurations. Des tests unilatéraux de supériorité étaient utilisés. Le seuil de significativité était fixé à 0,05 pour tous les tests.

5.3 Résultats

5.3.1 Déplacements

Des courbes effort-déplacement ont été obtenues pour la translation antérieure et le retour à la position neutre du spécimen. Un phénomène d'hystérésis a été observé pour chacune des courbes car la courbe de chargement n'était pas superposable à la courbe de déchargement. Les courbes de chargement étaient comparables pour les six spécimens intacts (**Fig. 43**). Les variances étaient homogènes pour les déplacements maximaux (p = 0,194). Le **Tableau 14** montre les valeurs moyennes et les valeurs extrêmes pour les déplacements antérieurs de chaque configuration. La **Fig. 44** représente les courbes moyennes de chargement-déchargement et la **Fig. 45** les valeurs individuelles pour chaque spécimen. La lésion a augmenté le déplacement antérieur de 0,6 mm en moyenne par rapport au segment L4-L5 intact (p = 0,032). L'instrumentation du segment lésé a augmenté le déplacement moyen de 0,1 mm par rapport au rachis intact (p = 0,468). L'IFA a diminué signicativement le déplacement antérieur moyen de 0,5 mm par rapport à la configuration du segment lésé sans intrumentation (p = 0,046).

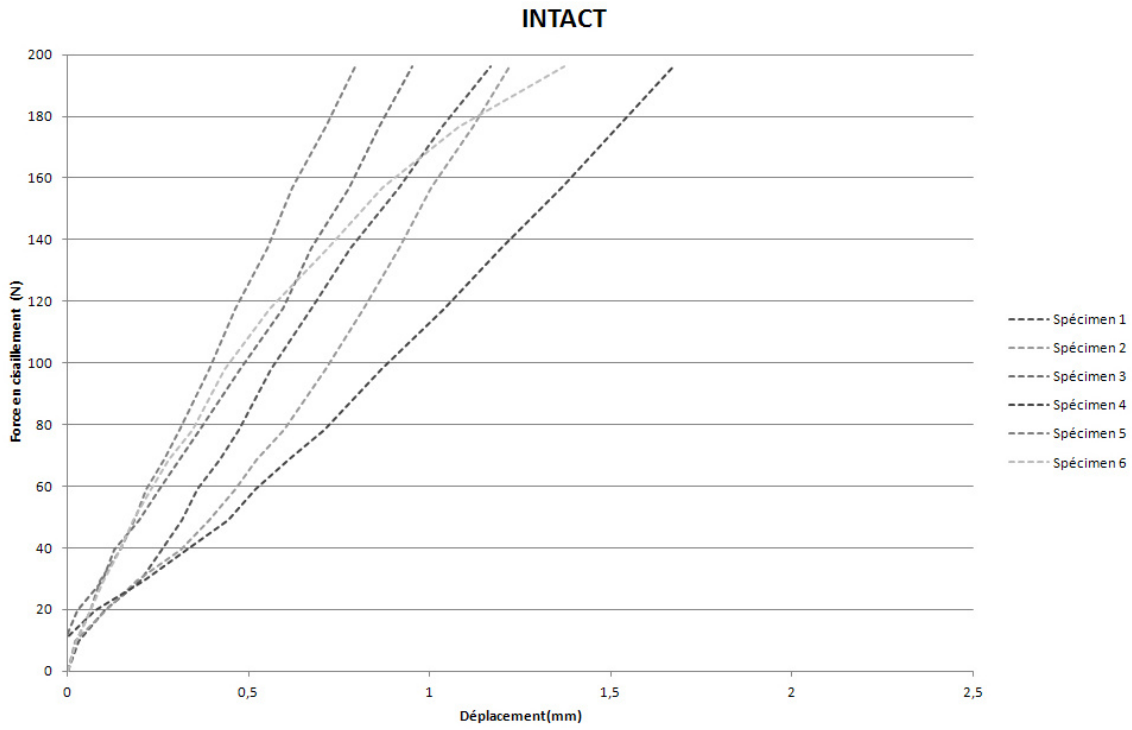


Fig. 43 Courbes effort-déplacement en chargement de 0 N à 200 N pour les 6 rachis.

Tableau 14. Déplacement antérieur maximal (mm) à 200 N et différence avec le rachis intact

Configurations	Moyenne	Minimum	Maximum	Rachis intact	Test de Wilcoxon
Rachis intact	1,2	0,8	1,7	--	--
Lésion	1,8	1,1	2,5	+0,6 (+49%)	p = 0,032
Instrum. + lésion	1,3	0,8	2,4	+0,1 (+6%)	p = 0,468

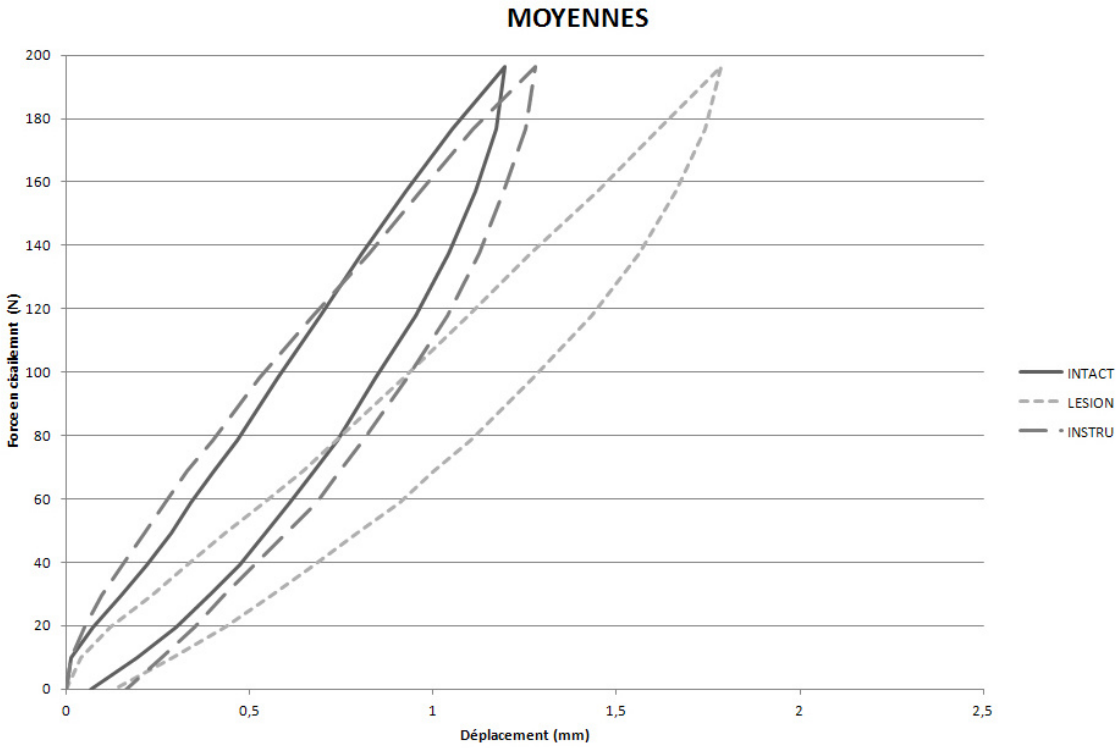


Fig. 44 Courbes effort-déplacement moyennes pour les 3 configurations.

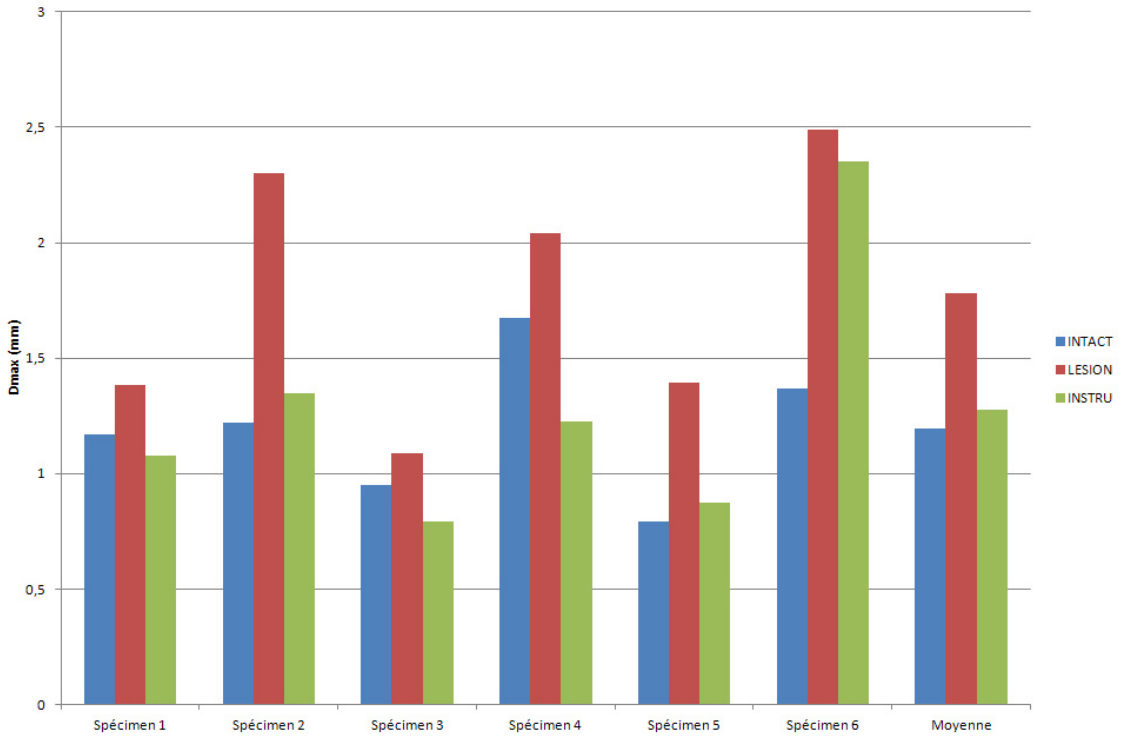


Fig. 45 Déplacements antérieurs maximaux par configuration et par spécimen.

5.3.2 Raideurs

Les variances étaient homogènes pour les raideurs (p = 0,717). Les valeurs moyennes et les valeurs extrêmes de chaque configuration sont représentées dans le **Tableau 15**. La lésion a diminué la raideur moyenne de 56 N/mm par rapport au segment L4-L5 intact (p = 0,032). La différence entre le segment instrumenté et le segment intact était de 14 N/mm en moyenne (p = 0,591). La raideur moyenne du segment instrumenté augmentait de manière signifiative de 42 N/mm par rapport au segment L4-L5 lésé sans instrumentation (p = 0,046).

Tableau 15. Raideur pendant le chargement (N/mm) et différence avec le rachis intact

Configurations	Moyenne	Minimum	Maximum	Rachis intact	Test de Wilcoxon
Rachis intact	162	112	242	--	--
Lésion	106	81	172	-56 (-34%)	p = 0,032
Instrum. + lésion	148	81	240	-14 (-8%)	p = 0,591

5.4 Discussion

La sténose lombaire et la zygarthrose représentent les indications principales du remplacement facettaire. Le traitement chirurgical de cette pathologie lombaire dégénérative nécessite généralement une décompression du canal. Une résection partielle ou complète des articulaires nécessite une instrumentation de fusion postérieure complémentaire pour éviter l'hypermobilité du segment traité. Comme nous avons pu le voir dans les deux parties précédentes de la thèse, les systèmes de remplacement facettaire, et notamment l'IFA, pourraient également limiter l'hypermobilité intervertébrale tout en maintenant une certaine partie de mobilité. Ceci pourrait prévenir le risque de dégénérescence des segments adjacents [164]. Néanmoins, l'effet protecteur des implants de non fusion au niveau des segments adjacents n'a pas été clairement démontré à ce jour. L'influence de systèmes de replacement facettaire sur la cinématique de l'unité fonctionnelle rachidienne lombaire dépend en grande partie des propriétés biomécaniques de l'implant : la flexion-extension et l'inflexion latérale ne sont que légèrement modifiées, alors que la torsion axiale est essentiellement diminuée par les implants comprenant une liaison transverse rigide [34,71,140,199,208]. Néanmoins, cette propriété des systèmes de remplacement facettaire parait indispensable pour la limitation de l'hypermobilité en torsion axiale après facettectomie [1]. D'un autre côté, une augmentation des déplacements en cisaillement dans le plan sagittal peut être observé après résection articulaire [113,181]. Cette modification des déplacements postéro-antérieurs pourrait avoir une influence sur la fonction d'implants de remplacement facettaire. Ceci pourrait être important cliniquement, si le spondylolisthésis dégénératif de grade I avec sténose lombaire associée était considéré comme une indication de remplacement facettaire.

L'hypermobilité segmentaire lombaire a été analysée *in vivo* par Hasegawa et al. [83] en comparant des données biomécaniques peropératoires à des données radiographiques préopératoires. L'ouverture de l'interligne articulaire sur coupes axiales d'images TDM ainsi que le spondylolisthésis dégénératif représentaient des facteurs prédictifs importants pour l'hypermobilité segmentaire lombaire. Par ailleurs, le grade de Pfirrmann [139] des disques dégénérés était déterminé en IRM. Les segments lombaires avec une discopathie modérée de grades 3 ou 4 présentaient plus souvent une hypermobilité segmentaire que le grade 5. Dans cette dernière partie *in vitro* de la thèse, les expérimentations en cisaillement analysaient des segments lombaires avec une hauteur discale conservée. Ceci a permis de simuler l'indication chirurgicale du spondylolisthésis avec discopathie modérée, traité par facettectomie, recalibrage et instrumenté par IFA.

Des études *in vitro* et des simulations numériques par MEF ont montré que la raideur d'un segment lombaire en cisaillement était diminuée après réalisation de techniques chirurgicales de décompression postérieure [21,113,181,190]. Van Solinge et al. [190] ont utilisé un modèle porcin de rachis lombaire pour démontrer que la laminectomie et la facettectomie partielle entraînaient une diminution de raideur de l'ordre de 9% avec une précharge de 1600 N. Bisschop et al. [21] ont utilisé un protocole expérimental similaire sur des segments L2-L3 et L4-L5 de rachis humains pour montrer que la raideur en cisaillement était diminuée par rapport au rachis intact lorsque la dicopathie dégérative était faible, en se basant sur le grade de Pfirrmann [139]. Contrairement à cela, la discopathie dégénérative sévère avait plutôt tendance à augmenter la raideur en cisaillement. Par ailleurs, la précharge représente un paramètre important puisque la compression axiale influence la raideur, l'aire de l'hystérésis et la linéarité de la courbe effort-déplacement de l'unité fonctionnelle rachidienne [66]. Lu et al. [113] ont comparé l'effet de résection de structures anatomiques postérieures puis antérieures sur la raideur de segments lombaires humains. Après résection complète des massifs articulaires et des ligaments postérieurs, la raideur en cisaillement antérieur diminuait de 77,7% en moyenne par rapport au rachis intact. Après section complète du disque intervertébral ainsi que des ligaments longitudinaux antérieur et postérieur, la raideur en cisaillement antérieur diminuait de 22,8% en moyenne. Par ailleurs, la résection des strutures anatomiques postérieures doublait pratiquement les déplacements antérieurs (+117%) lorsque les spécimens étaient chargés à 250 N. Ces résultats montrent l'importance des articulaires, du ligament supraépineux, du ligament interépineux et du ligament jaune pour la stabilité du segment lombaire en cisaillement. Néanmoins, les structures anatomiques antérieures et postérieures agissent ensemble pour résister au cisaillement antérieur, qui est également influencé par la musculature paravertébrale *in vivo*. Les résultats de nos expérimentations *in vitro* en cisaillement concordent avec les résultats de ces études, en montrant que la résistance et la raideur en cisaillement sont diminuées après facettectomie et recalibrage. Le stade de la discopathie modérée, entraînant une diminution de raideur en cisaillement *in vitro*, a une conséquence clinique pour l'instrumentation d'un segment hypermobile *in vivo*. Cette configuration reflèterait l'indication de remplacement facettaire dans le spondylolisthésis dégénératif avec une discopathie de grade Pfirrmann 3 ou 4, une sténose lombaire par bombement du disque et du ligament jaune, ainsi qu'une arthrose facettaire.

L'influence des instrumentations postérieures de non fusion sur les contraintes en cisaillement n'est pas clairement décrite à notre connaissance. Le comportement des systèmes de remplacement facettaire n'est pas publié à ce jour, bien que la transmission des contraintes

en direction postéro-antérieure et en torsion axiale soit importante pour leur fonctionnement biomécanique. Schilling et al. [152] ont analysé l'influence des caractéristiques géométriques de systèmes d'ostéosynthèse souple. Les résultats de leur étude ont montré une corrélation entre la raideur axiale de l'implant et la limitation d'AM en flexion-extension, alors qu'il n'y avait pas de corrélation entre la raideur et l'AM en torsion axiale. Ceci pourrait être lié au fait que les systèmes d'ostéosynthèse souple ne sont pas équipés d'une liaison transverse comme l'IFA. Par ailleurs, les caractéristiques des matériaux, ainsi que la géométrie et le mode de fonctionnement de chaque implant, sont responsables du comportement en cisaillement. Les systèmes avec ligament et espaceurs en polycarbonate uréthane entre les vis avaient une résistance en cisaillement plus faible que les implants à ressort interpédiculaire intégré au niveau de la tige, ce qui limitait mieux les mouvements en translation. Dans nos expérimentations *in vitro*, l'IFA limitait les déplacements antérieurs du segment L4-L5 en cisaillement. Ceci indique que le connecteur polyaxial permet les mouvements en flexion-extension, en inflexion latérale et en torsion axiale, mais qu'il limite également les effets des forces entraînant le cisaillement antérieur. Par ailleurs, les propriétés mécaniques de la tige utilisée sont importantes pour la répartition des contraintes entre l'implant et le rachis lombaire. Melnynk et al. [117] ont analysé *in vitro* l'influence du matériau et de la géométrie de la tige sur la raideur en cisaillement sur des segments lombaires humains. Les charges appliquées montaient jusqu'à 250 N, avec une compression axiale de 300 N. La lésion chirurgicale comportait une résection facettaire partielle, un recalibrage et une nucléotomie. Les contraintes étaient plus importantes au niveau des implants lorsque le spécimen avait été lésé. Des contraintes en cisaillements plus faibles étaient transférées au rachis en utilisant des tiges en titane de diamètre 5,5 mm (raideur importante) par rapport à des tiges en PEEK oblongues de 6,35 x 7,2 mm (raideur intermédiaire) et à des tiges en PEEK rondes de 5,5 mm de diamètre (raideur faible). Les déplacements antérieurs mesurés étaient inférieurs à 2 mm et comparables aux résultats de nos expérimentations *in vitro* avec l'IFA, en utilisant un protocole de chargement similaire. Les tiges de l'IFA ont un diamètre de 5 mm et sont composées d'un alliage Cobalt-Chrome-Molydène (CoCrMo) ayant une raideur plus importante que le titane. Bien que les caractéristiques de l'implant soient importantes pour le comportement en cisaillement, la technique chirugicale doit également être adaptée en permettant une décompression complète des racines nerveuses, tout en limitant la résection des structures anatomiques postérieures. La facettectomie et le recalibrage semblent générer une hypermobilité du segment lombaire moins importante que l'arthrectomie et la laminectomie. C'est pourquoi l'indication de l'IFA, telle que nous l'avons expérimentée, correspondrait plutôt à une supplémentation facettaire qu'à un remplacement facettaire total.

5.5 Conclusions des expérimentations en cisaillement

Cette troisième partie d'expérimentations *in vitro* a permis de déterminer l'influence de l'IFA sur le comportement en cisaillement du segment L4-L5 après facettectomie et recalibrage en comparant cette configuration au rachis intact et à la lésion seule. Plusieurs points clés peuvent être retenus :

- La combinaison de la facettectomie et du recalibrage diminue la raideur du segment lombaire et augmente les déplacements antérieurs de L4 sur L5 en cisaillement.
- La raideur du segment instrumenté est plus importante avec l'IFA et les déplacements antérieurs en cisaillement sont proches de ceux du rachis intact.
- Cette configuration est importante cliniquement, car elle permet de simuler l'effet de l'IFA pour l'indication du spondylolisthésis dégénératif débutant.

Ce chapitre a permis de compléter la caractérisation *in vitro* de l'IFA en cinématique. Dans la littérature [28,71,140,199,208], les analyses des systèmes de remplacement facettaire se limitent essentiellement à la caractérisation en cinématique, ainsi qu'à l'avantage théorique des implants de non fusion par rapport aux segments adjacents. Nos expérimentations en cisaillement ont permis d'élargir les connaissances sur le remplacement facettaire et le comportement de l'IFA, ce qui pourrait être intéressant pour le traitement du spondylolisthésis dégénératif en pratique clinique.

CONCLUSIONS

A travers une démarche originale, qui a consisté à analyser un nouvel Implant Facettaire Auxiliaire (IFA) à l'aide de moyens d'expérimentations complémentaires, *in vitro* et par modélisation en éléments finis (MEF), nous avons pu contribuer à une meilleure compréhension du comportement biomécanique des systèmes de remplacement facettaire.

La première partie de cette thèse était consacrée à l'étude cinématique *in vitro* de l'unité fonctionnelle rachidienne L4-L5 en analysant l'influence de la facettectomie et de l'IFA sur les Amplitudes de Mobilité (AM) dans les trois plans de l'espace. L'analyse cinématique dans le plan frontal et sagittal a montré que l'IFA avait une faible influence sur les AM en flexion-extension et en torsion axiale. A l'aide de reconstructions stéréoradiographiques utilisant le système EOS®, nous avons pu localiser les Centres Moyens de Rotation (CMR) dans le plan sagittal. En flexion-extension, le CMR migrait vers le haut après facettectomie et était localisé autour de la partie moyenne du plateau vertébral supérieur de L5 avec l'IFA, comme pour le rachis intact. Ces expérimentations *in vitro* ont permis de démontrer l'intérêt majeur d'un système de remplacement facettaire dans le plan transversal. En torsion axiale, l'AM a pratiquement doublé (+106%) après facettectomie par rapport au rachis intact. L'IFA a permis de diminuer l'AM de 38% en torsion axiale par rapport au segment L4-L5 intact. La tige transverse rigide de l'implant semble être fondamentale pour limiter l'hypermobilité du segment lombaire en torsion axiale après facettectomie.

L'effet de l'IFA sur le disque du niveau instrumenté a été étudié *in vitro* dans la première partie, puis par simulation numérique dans la deuxième partie de la thèse. L'analyse des Pressions Intra-Discales (PID) a été réalisée à l'aide d'un capteur de pression placé au centre du nucléus du disque L4-L5. L'IFA semblait limiter les PID en flexion-extension après facettectomie. Néanmoins, des courbes effort-pression n'ont été obtenues que pour 4 rachis sur 6, ce qui représente une limitation de cette analyse *in vitro*. La MEF a permis de compléter cette analyse, en calculant les contraintes de von Mises au niveau de l'annulus et en comparant l'IFA à une instrumentation de fusion. L'IFA ne modifiait pas les contraintes de von Mises de l'annulus du niveau instrumenté lorsqu'on le comparait aux configurations du rachis intact et lésé par facettectomie et recalibrage. La fusion diminuait les contraintes de l'annulus du disque instrumenté par rapport à l'IFA. Cliniquement, ceci pourrait signifier que le remplacement facettaire ne pourrait être indiqué que dans les sténoses lombaires avec une hauteur discale d'au moins 50% par rapport aux segments non dégénérés.

L'influence de l'IFA sur les segments adjacents L3-L4 et L5-S1 a également fait l'objet d'une simulation numérique par MEF. Les instrumentations de non fusion, telles que l'IFA, sont supposées limiter le risque de dégénérescence des segments adjacents, pouvant se traduire par une hypermobilité, des contraintes discales ou des forces de contact facettaires plus importantes. L'IFA n'avait pas d'influence majeure sur les contraintes de von Mises au niveau de l'annulus ou des forces de contact facettaires des segments adjacents en flexion-extension et en inflexion latérale. Cependant, en torsion axiale, l'IFA limitait l'hypermobilité après facettectomie et recalibrage de manière analogue à un implant de fusion. Ceci confirme les résultats de la première partie *in vitro*. Ce phénomène est dû à la liaison transverse de l'implant qui limite la mobilité dans le plan transversal. La simulation par MEF a également montré qu'en torsion axiale l'IFA générait une augmentation des contraintes de von Mises au niveau de l'annulus ainsi que des forces de contact facettaires aux niveaux adjacents. L'influence de l'IFA sur les segments adjacents était comparable à celle d'une instrumentation de fusion, ce qui est lié à la liaison transverse dans les deux types d'implants.

La troisième partie d'expérimentations *in vitro* était consacrée au comportement de l'IFA en cisaillement antérieur, simulant ainsi les conditions du spondylolisthésis dégénératif de grade I. Le comportement en cisaillement d'un segment lombaire après facettectomie et recalibrage a déjà fait l'objet d'études dans la littérature. Cependant, les systèmes de remplacement facettaire n'ont pas été analysés en translation postéro-antérieure. En réalisant un montage expérimental dédié à ce type d'analyse et en comparant le segment L4-L5 instrumenté par l'IFA au rachis intact et à la lésion seule, certaines nouvelles connaissances ont pu être apportées. La combinaison de la facettectomie et du recalibrage diminuait la raideur du segment lombaire et augmentait les déplacements antérieurs de L4 sur L5 en cisaillement, ce qui semble conforme avec les données de la littérature. Nous avons ensuite pu démontrer que la raideur du segment instrumenté était plus importante avec l'IFA et que les déplacements antérieurs en cisaillement étaient proches du rachis intact. Cette configuration est importante cliniquement, car elle permet de simuler l'effet de l'IFA pour l'indication du spondylolisthésis dégénératif débutant avec dégénérescence discale modérée, zygarthrose et sténose lombaire par bombement du disque et du ligament jaune.

Bien que les expérimentations in vitro et la modélisation en éléments finis représentent des méthodes validées, ces modèles restent théoriques. Certains paramètres, tels que l'influence de la musculature ou des lésions dégénératives, sont difficiles à prendre en compte, ce qui représente une certaine limitation de la modélisation. Néanmoins, ces modèles essayent de se rapprocher de la situation observée *in vivo*. Ils sont importants, car ils

permettent d'analyser le comportement d'un implant de non fusion avant son utilisation clinique, de l'optimiser et de mieux définir ses indications.

En perspective, nous souhaitons que ce travail de thèse puisse être la base pour les réflexions sur la supplémentation facettaire. Les systèmes de remplacement facettaire ne sont que faiblement utilisés à ce jour, en raison des connaissances limitées sur leur comportement biomécanique et leurs indications chirurgicales. Ces expérimentations sur l'IFA devront être confrontées aux données *in vivo* après utilisation clinique.

BIBLIOGRAPHIE

1. Abumi K, Panjabi MM, Kramer MM, et al. Biomechanical evaluation of lumbar spinal stability after graded facetectomy. Spine 1990;15:1142-1147.
2. Adams MA, Dolan P, McNally DS. The internal mechanical functioning of intervertebral discs and articular cartilage, and its relevance to matrix biology. Matrix Biol 2009;28:384-389.
3. Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. J Bone Joint Surg Br 1980;62:358-352.
4. Adams MA, Hutton WC. The relevance of torsion to the mechanical derangement of the lumbar spine. Spine 1981;6:214-218.
5. Adams MA, Roughley PJ. What is intervertebral disc degeneration, and what causes it? Spine 2006;31:2151-2161.
6. Akmal M, Kesani A, Anand B, et al. Effect of nicotine on spinal disc cells: a cellular mechanism for disc degeneration. Spine 2004;29:568-575.
7. ANAES. Prothèses discales et arthrodèses dans la pathologie dégénérative du rachis lombaire. Paris: Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES), 2000.
8. Anandjiwala J, Seo JY, Ha KY, et al. Adjacent segment degeneration after instrumented posterolateral lumbar fusion: a prospective cohort study with a minimum five-year follow-up. Eur Spine J 2011;20:1951-1960.
9. ANSYS 11.0 Elements Reference. Part 1, Element Library, Fluid 80, 2007.
10. Aota Y, Kumano K, Hirabayashi S. Postfusion instability at the adjacent segments after rigid pedicle screw fixation for degenerative lumbar spinal disorders. J Spinal Disord Tech 1995;8:464-473.

11. Axelsson P, Johnsson R, Stromqvist B, et al. Posterolateral fusion. Outcome of 71 consecutive operations after 4 (2-7) years. Acta Orthop Scand 1994;115:130-139.

12. Barrey C, Jund J, Noseda O, et al. Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. Eur Spine J 2007;16:1469-1470.

13. Barrey C, Jund J, Perrin G, et al. Spinopelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. Neurosurgery 2007;61:981-986.

14. Battie MC, Videman T, Gibbons LE, et al. 1995 Volvo Award in clinical sciences. Determinants of lumbar disc degeneration. A study relating lifetime exposures and magnetic resonance imaging findings in identical twins. Spine 1995;20:2601-2612.

15. Battie MC, Videman T, Kaprio J et al. The Twin Spine Study: contributions to a changing view of disc degeneration. Spine J 2009;9:47-59.

16. Benninghoff A, Drenckhahn D, Zenker W. Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen. 15. Auflage, Urban & Schwarzenberg, München, 1994.

17. Berlemann U, Jeszenszky DJ, Bühler DW, et al. Facet joint remodeling in degenerative spondylolisthesis: an investigation of joint orientation and tropism. Eur Spine J 1998;7:376-380.

18. Bertagnoli R, Yue JJ, Nanieva R, et al. Lumbar total disc arthroplasty in patients older than 60 years of age. A prospective study of the ProDisc prosthesis with 2-year minimum follow-up period. Neurosurg Spine 2006;4:85-90.

19. Bibby SR, Fairbank JC, Urban MR, et al. Cell viability in scoliotic discs in relation to disc deformity and nutrient levels. Spine 2002;27:2220-2228.

20. Bibby SR, Jones DA, Ripley RM, et al. Metabolism of the intervertebral disc: effects of low levels of oxygen, glucose, and pH on rates of energy metabolism of bovine nucleus pulposus cells. Spine 2005;30:487-496.

21. Bisshop A, Mullender MG, Kingma I, et al. The impact of bone mineral density and disc degeneration on shear and stiffness of the lumbar spine following laminectomy. Eur Spine J 2012;21:530-536.

22. Blumenthal S, McAfee PC, Guyer RD, et al. A prospective, randomized, multicenter Food and Drug Administration investigational device exemptions study of lumbar total disc replacement with the CHARITE artificial disc versus lumbar fusion: part I: evaluation of clinical outcomes. Spine 2005;30:1565-1575; discussion E1387-E1591.

23. Boden SD, Riew KD, Yamaguchi K, et al. Orientation of the lumbar facet joints: association with degenerative disc disease. J Bone Joint Surg Am 1996;78:403-411.

24. Bogduk N, Twomey LT. Clinical anatomy of the lumbar spine. 2nd edition, Churchill Livingstone, Melbourne, 1991.

25. Bono CM, Lee CK. The influence of subdiagnosis on radiographic and clinical outcomes after lumbar fusion for degenerative disc disorders: an analysis of the literature from two decades. Spine 2005;30:227-234.

26. Booth KC, Bidwell KH, Eisenberg BA, et al. Minimum 5-year results of posterior fusion. Spine 1999;24:1721-1727.

27. Butler D, Trafimow JH, Andersson GB, et al. Discs degenerate before facets. Spine 1990;15:111-113.

28. Büttner-Janz K. Status quo of facet joint replacement. Orthopade 2010;39:609-622. [German]

29. Campana S, de Guise JA, Rillardon, et al. Lumbar intervertebral disc mobility: effect of disc degradation and of geometry. Eur J Orthop Surg Traumatol 2007;17:533-541.

30. Castellvi A. The treatment of symptomatic lumbar spinal stenosis with ACADIA™. Clinical outcomes from worldwide cohort. North American Spine Society Pre-Meeting Course 2009, San Fransisco.

31. Champain S, Benchikh K, Nogier A, et al. Validation of new clinical quantitative software applicable in spine orthopaedic studies. Eur Spine J 2006;15:982-991.

32. Champain S. Corrélations entre les paramètres biomécaniques du rachis et les indices cliniques pour l'analyse quantitative des pathologies du rachis lombaire et de leur traitement chirurgical. Thèse, Arts et Métiers ParisTech, 2008.

33. Chaput C, Padon D, Rush J, et al. The significance of increased fluid signal on magnetic resonance imaging in lumbar facets in relationship to degenerative spondylolisthesis. Spine 2007;32:1883-1887.

34. Charles YP, Persohn S, Steib JP, et al. Influence of an auxiliary facet system on lumbar spine biomechanics. Spine 2011;36:690-699.

35. Charles YP, Walter A, Schuller S, et al. Dynamic instrumentation of the lumbar spine. Clinical and biomechanical analysis of success factors. Orthopade 2011;40:703-712. [German]

36. Chen H, Charles YP, Bogorin I, et al. Influence of 2 different dynamic stabilization systems on sagittal spino-pelvic alignment. J Spinal Disord Tech 2011;24:37-43.

37. Chen IR, Wei TS. Disc height and lumbar index as independent predictors of degenerative spondylolisthesis in middle-aged women with low back pain. Spine 2009;34:1402-1409.

38. Chen WJ, Niu CC, Chen LH, et al. Survivorship analysis of DKS instrumentation in the treatment of spondylolisthesis. Clin Orthop Relat Res 1997;339:113-120.

39. Cheung KM, Chan D, Karppinen J et al. Association of the Taq I allele in vitamin D receptor with degenerative disc disease and disc bulge in a Chinese population. Spine 2006;31:1143-1148.

40. Chou R, Baisden J, Carragee EJ, et al. Surgery for low back pain: a review of the evidence for an American Pain Society Clinical Practice Guideline. Spine 2009;34:1094-1109.

41. Chow DH, Luk KD, Evans JH, et al. Effect of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. Spine 1996;21:549-555.

42. Cohen SP, Raja SN. Pathogenesis, diagnosis, and treatment of lumbar zygapophysial (facet) joint pain. Anesthesiology 2007;106:591-614.

43. Coppes MH. Discogenic low back pain. Lumbar spondylodesis revisited. Groningen: University Groningen, 2000.

44. Cunningham BW, Dmitriev AE, Hu N, et al. General priniciples of total disc replacement arthroplasty: seventeen cases in a nonhuman primate model. Spine 2003;28:S118-S124.

45. Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, et al. The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis. Spine 1997;22:2655-2663.

46. David T. Long-term results of one-level lumbar arthroplasty: minimum 10-year follow-up of the CHARITE artificial disc in 106 patients. Spine 2007;32:661-666.

47. de Kleuver M, Oner FC, Jacobs WC. Total disc replacement for chronic low back pain: background and a systematic review of the literature. Eur Spine J 2003;12:108-116.

48. Dekutoski MB, Schendel MJ, Ogilvie JW, et al. Comparison of in vivo and in vitro adjacent segment motion after lumbar fusion. Spine 1994;19:1745-1751.

49. Delécrin J, Allain J, Beaurain J, et al. Effects of lumbar artificial disc design on intervertebral mobility: in vivo comparison between mobile-core and fixed-core. Eur Spine J 2012;21(Suppl 5):S630-S640.

50. Deyo RA, Gray DT, Kreuter W, et al. United States trends in lumbar fusion surgery for degenerative conditions. Spine 2005;30:1441-1447.

51. Diop A, Skalli W, Lavaste F. Tests et épreuves biomécaniques incontournables pour le développement d'une nouvelle instrumentation rachidienne. Cahiers d'enseigments de la SOFCOT. Elsevier, Paris, 1995.

52. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, et al. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system. Bull Acad Natl Med 2005;189:287-300.

53. Duval-Beaupère G, Robain G. Visualization on full spine radiographs of the anatomical connections of the centers of the segmental body mass supportes by each vertebra and measured in vivo. Int Orthop 1987;11:261-269.

54. Etebar S, Cahill DW. Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability. J Neurosurg 1999;90:163-169.

55. Farfan HF, Cossette JW, Robertson GH, et al. The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints. The role of torsion in the production of disc degeneration. J Bone Joint Am 1970;52:467-497.

56. Farfan HF. Mechanical disorders of the low back. Lea & Febiger, Philadelphia, 1973.

57. Freeman BJ, Davenport J. Total disc replacement in the lumbar spine: a systematic review of the literature. Eur Spine J 2006;15:439-447.

58. Freudiger S, Dubois G, Lorrain M. Dynamic neutralization of the lumbar spine confirmed on a new lumbar spine simulator in vitro. Arch Orthop Trauma Surg 1999;119:127-132.

59. Fritzell P, Bergstrom T, Welinder-Olsson C. Detection of bacterial DNA in painful degenerated spinal discs in patients without signs of clinical infection. Eur Spine J 2004;13:702-706.

60. Fujiwara A, Tamai K, An HS, et al. Orientation and osteoarthritis of the lumbar facet joint. Clin Orthop Relat Res 2001;385:88-94

61. Galbusera F, Bellini CM, Zweig T et al. Design concepts in lumbar total disc arthroplasty. Eur Spine J 2008;17:1635-1650.

62. Galbusera F, Schmidt H, Neidlinger-Wilke C, et al. The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models. Eur Spine J 2011;20:563-571.

63. Gamradt SC, Wang JC. Lumbar disc arthroplasty. Spine J 2005;5:95-103.

64. Gangnet N, Pomero V, Dumas R, et al. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. Surg Radiol Anat 2003;25:424-433.

65. Gardner A, Pande KC. Graf ligamentoplasty: a 7-year follow-up. Eur Spine J 2002;11 (Suppl 2):S157-S163.

66. Gardner-Morse MG, Stokes IA. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. J Biomech 2004;37:205-212.

67. Geisler FH, Blumenthal SL, Guyer RD, et al. Neurological complications of lumbar artificial disc replacement and comparison of clinical results with those related to lumbar arthrodesis in the literature: results of a multicenter, prospective, randomized investigational device exemption study of Charite intervertebral disc. J Neurosurg Spine 2004;1:143-154.

68. Gibson JN, Waddell G. Surgery for degenerative lumbar spondylosis: updated Cochrane Review. Spine 2005;30:2312-2320.

69. Gillet P. The fate of the adjacent motion segments after lumbar fusion. J Spinal Disord Tech 2003;16:338-345.

70. Glaser JA, Bernhardt M, Found EM, et al. Lumbar arthrodesis for degenerative conditions. Instr Course Lect 2004;53:325-340.

71. Goel VK, Mehta A, Jangra J, et al. Anatomic Facet Replacement System (AFRS) restoration of lumbar segment mechanics to intact: a finite element study and in vitro cadaver investigation. SAS Journal 2007;1:46-54.

72. Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG, et al. Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3–L4 motion segment subjected to axial compressive loads. Spine 1995;20:689-698.

73. Goupille P, Jayson MI, Valat JP, et al. Matrix metalloproteinases: the clue to intervertebral disc degeneration? Spine 1998;23:1612-1626.

74. Griffith SL, Shelokov AP, Büttner-Jantz K et al. A multicenter retrospective study of the clinical results of the LINK SB Charité intervertebral prosthesis. The initial European experience. Spine 1994;19:1842-1849.

75. Grob D, Benini A, Junge A et al. Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years. Spine 2005;30:324-331.

76. Grobler LJ, Robertson PA, Novotny JE, et al. Etiology of spondylolisthesis. Assessment of the role played by lumbar facet joint morphology. Spine 1993;18:80-91.

77. Guigui P, Devyver B, Rillardon L, et al. Intraoperative and early postoperative complications of lumbar and lumbosacral fusion: prospective analysis of 872 patients. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2004;90:5-15. [French]

78. Guigui P, Wodecki P, Bizot P, et al. Long-term influence of associated arthrodesis on adjacent segments in the treatment of lumbar stenosis: a series of 127 cases with 9-year follow-up. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2000;86:546-557. [French]

79. Hadjipavlou AG, Tzermiadianos MN, Bogduk N, et al. The pathophysiology of disc degeneration: a critical review. J Bone Joint Surg Br 2008;90:1261-1270.

80. Hambly MF, Wiltse LL, Raghavan N, et al. The transition zone above a lumbosacral fusion. Spine 1998;23:1785-1792.

81. Hart R, Hettwer W, Liu Q, et al. Mechanical stiffness of segmental versus nonsegmental pedicle screw constructs: the effect of cross-links. Spine 2006;31:E35-E38.

82. Hasegawa K, Kitahara K, Hara T, et al. Evaluation of lumbar segmental instability in degenerative diseases by using a new intraoperative measurement system. J Neurosurg Spine 2008;8:255-262.

83. Hasegawa K, Shimoda H, Kitahara K, et al. What are reliable radiological indicators of lumbar segmental instability? J Bone Joint Surg Br 2011;93:650-657.

84. Hoogendoorn RJ, Helder MN, Wuisman PI, et al. Adjacent segment degeneration: observations in a goat spinal fusion study. Spine 2008;33:1337-1343.

85. Irwin ZN, Hilibrand A, Gustavel M, et al. Variation in surgical decision making for degenerative spinal disorders. Part I: lumbar spine. Spine 2005;30:2208-2213.

86. Ishihara H, Osada R, Kanamori M, et al. Minimum 10-year follow-up study of anterior lumbar interbody fusion for isthmic spondylolisthesis. J Spinal Disord 2001;14:91-99.

87. Iwahashi M, Matsuzaki H, Tokuhashi Y, et al. Mechanism of intervertebral disc degeneration caused by nicotine in rabbits to explicate intervertebral disc disorders caused by smoking. Spine 2002;27:1396-1401.

88. Jacobs WC, Vreeling A, de Kleuver M. Fusion for low-grade adult isthmic spondylolisthesis: a systematic review of the literature. Eur Spine J 2006;15:391-402.

89. Jacobsen S, Sonne-Holm S, Rovsing H, et al. Degenerative lumbar spondylolisthesis: an epidemiological perspective: the Copenhagen Osteoarthritis Study. Spine 2007;32:120-125.

90. Junghanns H. Spondylolisthesis ohne Spalt im Zwischengelenkstück. Arch Orthop Unfall Chir 1930;29:118-127.

91. Kanayama M, Hashimoto T, Shigenobu K, et al. Adjacent-segment morbidity after Graf ligamentoplasty compared with posterolateral lumbar fusion. J Neurosurg 2001;95:5-10.

92. Kapandji AI. Anatomie fonctionnelle, Tome 3: Rachis, ceinture pelvienne, rachis lombal, rachis dorsal, rachis cervical. 6 ème édition, Maloine, Paris, 2009.

93. Katz JN, Lipson SJ, Lew RA, et al. Lumbar laminectomy alone or with instrumented or noninstrumented arthrodesis in degenerative lumbar spinal stenosis. Patient selection, costs, and surgical outcomes. Spine 1997;22:1123-1131.

94. Katz JN. Lumbar spinal fusion. Surgical rates, costs, and complications. Spine 1995;20: S78-S83.

95. Kortiké JG, Maillot C. Atlas d'ostéologie humaine. 2ème édition, Springer, Paris, 1996.

96. Kuklo TR, Dmitriev AE, Cardoso MJ, et al. Biomechanical contribution of transverse connectors to segmental stability following long segment instrumentation with thoracic pedicle screws. Spine 2008;33:E482-E487.

97. Kumar MN, Baklanov A, Chopin D. Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. Eur Spine J 2001;10:314-319.

98. Kuslich SD, Danielson G, Dowdle JD, et al. Four-year follow-up results of lumbar spine arthrodesis using the Bagby and Kuslich lumbar fusion cage. Spine 2000;25:2656-2662.

99. Lafage V, Gagnet N, Sénégas J et al. New interspinous implant evaluation using an in vitro biomechanical study combined with a finite-element analysis. Spine 2007;32:1706-1713.

100. Lavaste F, Asselineau A, Diop A, et al. Experimental procedure for mechanical evaluation of dorso-lumbar segments and osteosynthesis devices. Rachis 1990;2:435-446. [French]

101. Lavaste F, Diop A, Skalli W. Reliability of the experimental evaluation of spinal implants. Rachis 1993;5:273-278. [French]

102. Lavaste F, Skalli W, Robin S, et al. Three-dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine. J Biomech 1992;25:1153-1164.

103. Lavaste F. Biomécanique des prothèses discales lombaires totales. In: Duparc J (Ed.), Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Alternatives à l'arthrodèse lombaire. Elsevier Masson 2007:134-145.

104. Le Huec JC, Mathews H, Basso Y, et al. Clinical results of Maverick lumbar total disc replacement: two-year prospective follow-up. Orthop Clin North Am 2005;36:315-322.

105. Le Maitre CL, Pockert A, Buttle DJ, et al. Matrix synthesis and degradation in human intervertebral disc degeneration. Biochem Soc Trans 2007;35:652-655.

106. Lee CK. Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. Spine 1988;13:375-377.

107. Lee KK, Teo EC, Qiu TX, et al. Effect of facetectomy on lumbar spinal instability under sagittal plane loadings. Spine 2004;29:1624-1631.

108. Lemaire JP, Carrier H, Sariali el H et al. Clinical and radiological outcomes with the Charité artificial disc: a 10 year minimum follow-up. J Spinal Disord Tech 2003;18:353-359.

109. Lemaire JP, Skalli W, Lavaste F, et al. Intervertebral disc prosthesis. Results and prospects for the year 2000. Clin Orthop Relat Res 1997;337:64-76

110. Lim TH, Kim JG, Fujiwara A, et al. Biomechanical evaluation of diagonal fixation in pedicle screw instrumentation. Spine 2001;26:2498-2503.

111. Louis C, Louis R, Bronsard JJ, et al. Prothèse totale d'articulation lombaire postérieure. In: Duparc J (Ed.), Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Alternatives à l'arthrodèse lombaire. Elsevier Masson 2007:134-145.

112. Louis R. Chirurgie du rachis. Anatomie et voies d'abord. Springer, Berlin, 1982.

113. Lu WW, Luk KDK, Holmes AD, et al. Pure shear properties of lumbar spinal joints and the effect of tissue sectioning on load sharing. Spine 2005;30:E204-E209.

114. Mardjetko SM, Connolly PJ, Shott S. Degenerative lumbar spondylolisthesis. A meta-analysis of literature 1970-1993. Spine 1994;19:S2256-S2265.

115. Masharawi Y, Rothschild B, Dar G, et al. Facet orientation in the thoracolumbar spine. Spine 2004;29:1755-1763.

116. McAfee PC, Khoo LT, Pimenta L et al. Treatment of lumbar spinal stenosis with a total posterior arthroplasty prosthesis: implant description, surgical technique, and a prospective report on 29 patients. Neurosurg Focus 2007;22:E13.

117. Melnyk AD, Wen TL, Kingwell S, et al. Load transfer characteristics between posterior spinal implants and the lumbar spine under anterior shear loading: an in vitro investigation. Spine 2012;37:E1126-1133.

118. Min JH, Jang JS, Jung B, et al. The clinical characteristics and risk factors for the adjacent segment degeneration in instrumented lumbar fusion. J Spinal Disord Tech 2008;21:305-309.

119. Morishita Y, Ohta H, Naito M, et al. Kinematic evaluation of the adjacent segments after lumbar instrumented surgery: a comparison between rigid fusion and dynamic non-fusion stabilization. Eur Spine J 2011;20:1480-1485.

120. Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. Acta Orthop Scand 1960;43:1-104.

121. Nagaosa Y, Kikuchi S, Hasue M, et al. Pathoanatomic Mechanisms of Degenerative Spondylolisthesis: A Radiographic Study. Spine 1998;23:1447-1451.

122. Nakai S, Yoshizawa H, Kobayashi S. Long-term follow-up study of posterior lumbar interbody fusion. J Spinal Disord 1999;12:293-299.

123. Natarajan RN, Williams JR, Andersson GBJ. Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degradation. J Bone Joint Surg Am 2006;88:36-40.

124. Niosi CA, Wilson DC, Zhu Q, et al. The effect of dynamic stabilization on facet joint contact forces: an in vitro investigation. Spine 2008;33:19-26.

125. Niosi CA, Zhu QA, Wilson DC, et al. Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behavior of the Dynesys dynamic stabilization system: an in vitro study. Eur Spine J 2006;15:913-922.

126. Nohara Y, Taneichi H, Ueyama K, et al. Nationwide survey on complications of spine surgery in Japan. J Orthop Sci 2004;9:424-433.

127. Oda I, Cunningham BW, Buckley RA, et al. Does spinal kyphotic deformity influence the biomechanical characteristics of the adjacent motion segments? An in vivo animal model. Spine 1999;24:2139-2146.

128. Palmer DK, Inceoglu S, Cheng WK. Stem fracture after total facet replacement in the lumbar spine: a report of two cases and review of the literature. Spine J 2011;11:E15-E19.

129. Panjabi MM, Henderson G, James Y, et al. Stabilimax NZ® versus simulated fusion: evaluation of adjacent-level effects. Eur Spine J 2007;16:2159-2165.

130. Panjabi MM, Oxland T, Kakata K, et al. Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. Spine 1993;18:1298-1310.

131. Panjabi MM, Timm JP. Development of Stabilimax NZ from biomechanical principles. SAS Journal 2007;1:2-7.

132. Panjabi MM. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. Eur Spine J 2006;15:668-676.

133. Panjabi MM. Hybrid multidirectional test method to evaluate spinal adjacent-level effects. Clin Biomech 2007;22:257-265.

134. Park P, Garton HJ, Gala VC, et al. Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. Spine 2004;29:1938-1944.

135. Park P, Garton HJ, Gala VC, et al. Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. Spine 2004;29:1938-1944.

136. Pearcy MJ, Bogduk N. Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. Spine 1988;13:1033-1041.

137. Pedram M, Dupuy R, Vital JM. Spondylolisthésis lombaire dégénératif. In : Encycl Med Chir, Appareil locomoteur [15-835-B-10]. Elsevier-Masson, Issy-les-Moulinaux, 2003.

138. Penta M, Sandhu A, Fraser RD. Magnetic resonance imaging assessment of disc degeneration 10 years after anterior lumbar interbody fusion. Spine 1995;20:743-747.

139. Pfirrmann CW, Metzdorf A, Zanetti M, et al. Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. Spine 2001;26:1873-1878.

140. Phillips FM, Tzermiadianos MN, Voronov LI, et al. Effects of the Total Facet Arthroplasty System after complete laminectomy-facetectomy on the biomechanics of implanted and adjacent segments. Spine J 2009;9:96-102.

141. Phillips FM, Voronov LI, Gaitanis IN, et al. Biomechanics of posterior dynamic stabilizing device (DIAM) after facetectomy and discectomy. Spine J 2006;6:714-722.

142. Poiraudeau S, Lefevre-Colau MM, Fayad F, et al. Lombalgies. In : Encycl Med Chir, Appareil locomoteur [15-840-C-10]. Elsevier-Masson, Issy-les-Moulinaux, 2004.

143. Putzier M, Schneider SV, Funk JF et al. The surgical treatment of the lumbar disc prolapse: nucleotomy with additional transpedicular dynamic stabilization versus nucleotomy alone. Spine 2005;30:E109-E114.

144. Rahm MD, Hall BB. Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion with instrumentation: a retrospective study. J Spinal Disord Tech 1996;9:392-400.

145. Regan JJ, Hartjen CA, Dryer RF, et al. ACADIA™ facet arthroplasty pilot study: twelve months follow-up results for 20 patients at four centers. Spine Arthroplasty Society Annual Global Symposium 2009, London.

146. Renner SM, Natarajan RN, Patwardhan AG, et al. Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine. J Biomech 2007;40:1326-1332.

147. Resnick DK, Choudhri TF, Dailey AT, et al. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 12: pedicle screw fixation as an adjunct to posterolateral fusion for low-back pain. J Neurosurg Spine 2005;2:700-706.

148. Rohlmann A, Zander T, Schmidt H, et al. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. J Biomechanics 2006;39:2484-2490.

149. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, et al. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. Spine 2005;30:29-34.

150. Sato K, Wakamatsu E, Yoshizumi A, et al. The configuration of the laminas and the lumbar facet joints in degenerative spondylolisthesis: a clinicoradiologic study. Spine 1989;14:1265-1271.

151. Schendel MJ, Wood KB, Buttermann JR, et al. Experimental measurement of ligament force, facet force, and segment motion in the human lumbar spine. J Biomechanics 1993;26;427-438.

152. Schilling C, Krüger S, Grupp TM, et al. The effect of design parameters of dynamic pedicle screw systems on kinematics and load bearing: an in vitro study. Eur Spine J 2011;20:297-307.

153. Schmidt H, Heuer F, Claes L, et al. The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces – A finite element analysis. Clin Biomech 2008;23:270-278.

154. Schmidt H, Kettler A, Heuer F et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in intervertebral disc under combined loading. Spine 2007;32:748-755.

155. Schmoelz W, Erhart S, Unger S, et al. Biomechanical evaluation of a posterior non-fusion instrumentation of the lumbar spine. Eur Spine J 2012;21:939-945.

156. Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, et al. Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments: an in vitro experiment. J Spinal Disord Tech 2003;16:418-423.

157. Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, et al. Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure. Eur Spine J 2006;15:1276-1285.

158. Schnake KJ, Schaeren S, Jeanneret B. Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis. Spine 2006;31:442-449.

159. Schuller S, Charles YP, Steib JP. Sagittal spinopelvic alignment and body mass index in patients with degenerative spondylolisthesis. Eur Spine J 2011;20:713-719.

160. Schulte TL, Leistra F, Bullmann V, et al. Disc height reduction in adjacent segments and clinical outcome 10 years after lumbar 360° fusion. Eur Spine J 2007;16:2152-2158.

161. Seitsalo S, Schlenzka D, Poussa M, et al. Disc degeneration in young patients with isthmic spondylolisthesis treated operatively or conservatively: a longterm follow-up. Eur Spine J 1997;6:393-397.

162. Semaan I, Skalli W, Veron S, et al. Quantitative 3D anatomy of the lumbar spine. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2001;87:340-353. [French]

163. Sengupta DK. Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain. Neurol India 2005;53:466-474.

164. Serhan HA, Varnavas G, Dooris AP, et al. Biomechanics of posterior lumbar articulating elements. Neurosurg Focus 2011;22:E1-E6.

165. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. Spine 1995;20:887-900.

166. Shim CS, Lee SH, Shin HD et al. CHARITE versus ProDisc: a comparative study of a minimum 3-year follow-up. Spine 2007;32:1012-1018.

167. Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. J Biomech 1986;19:331-350.

168. Shono Y, Kaneda K, Abumi K et al. Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. Spine 1998;23:1550-1558.

169. Siepe CJ, Mayer HM, Heinz-Leisenheimer M et al. Total lumbar disc replacement: different results for different levels. Spine 2007;32:782-790.

170. Skaggs DL, Weidenbaum M, Iatridis JC, et al. Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar anulus fibrosus. Spine 1994;19:1310-1319.

171. Skalli W, Champain S, Mosnier T. Biomécanique du rachis. In: Duparc J (Ed.), Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Alternatives à l'arthrodèse lombaire. Elsevier Masson 2007:8-18.

172. Skalli W, Lavaste F. Informatique et modélisation statique et dynamique du rachis. In: Duparc J (Ed.), Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. Elsevier Masson 2002:209-221.

173. Solovieva S, Kouhia S, Leino-Arjas P et al. Interleukin 1 polymorphisms and intervertebral disc degeneration. Epidemiology 2004;15:626-633.

174. Stirling A, Worthington T, Rafiq M, et al. Association between sciatica and Propionibacterium acnes. Lancet 2001;357:2024-2025.

175. Stoll T, Dubois G, Schwarzenbach O. The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system. Eur Spine J 2002;11(Suppl 2):S170-S178.

176. Sudo H, Oda I, Abumi K, et al. Biomechanical study on the effect of five different lumbar reconstruction techniques on adjacent-level intradiscal pressure and lamina strain. J Neurosurg Spine 2006;5:150-155.

177. Sudo H, Oda I, Abumi K, et al. In vitro biomechanical effects of reconstruction on adjacent motion segment: comparison of aligned/kyphotic posterolateral fusion with aligned posterior lumbar interbody fusion/posterolateral fusion. J Neurosurg 2003;99(2 Suppl):S221-S228.

178. Sutcliffe JC, Bhatti H. UK experience with total facet joint replacement. International Society for the Advancement of Spine Surgery 2012, Barcelona.

179. Takahashi M, Haro H, Wakabayashi Y, et al. The association of degeneration of the intervertebral disc with 5a/6a polymorphism in the promoter of the human matrix metalloproteinase-3 gene. J Bone Joint Surg Br 2001;83:491-495.

180. Tang S, Rebholz BJ. Does anterior lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease? A finite element study. J Orthop Sci 2011;16:221-228.

181. Teo EC, Lee KK, Qiu TX, et al. The biomechanics of lumbar graded facetectomy under anterior-shear load. IEEE Trans Biomech Eng 2004;51:443-449.

182. Tournier C, Aunoble S, Le Huec JC, et al. Total disc arthroplasty: consequenses for sagittal balance and lumbar spine movement. Eur Spine J 2007;16:411-421.

183. Toyone T, Ozawa T, Kamikawa K, et al. Facet joint orientation difference between cephalad and caudal portions. A possible cause of degenerative spondylolisthesis. Spine 2009;34:2259-2262.

184. Tropiano P, Huang RC, Girardi FP, et al. Lumbar total disc replacement. Seven to eleven-year follow-up. J Bone Joint Surg Am 2005;87:490-496.

185. Turner JA, Ersek M, Herron L, et al. Patient outcomes after lumbar spinal fusions. JAMA 1992;268:907-911.

186. Umehara S, Zindrick MR, Patwardhan AG, et al. The biomechanical effect of postoperative hypolordosis in instrumented lumbar fusion on instrumented and adjacent spinal segments. Spine 2000;25:1617-1624.

187. Urban JP, Smith S, Fairbank JC. Nutrition of the intervertebral disc. Spine 2004;29:2700-2709.

188. Urban MR, Fairbank JC, Etherington PJ, et al. Electrochemical measurement of transport into scoliotic intervertebral discs in vivo using nitrous oxide as a tracer. Spine 2001;26:984-990.

189. van Schaik JP, Verbiest H, Van Schaik FD. The orientation of laminae and facet joints in the lower lumbar spine. Spine 1985;10:59-63.

190. van Solinge GB, van der Veen AJ, van Dieën JH, et al. Anterior shear strength of the porcine lumbar spine after laminectomy and partial facetectomy. Eur Spine J 2010;19:2130-2136.

191. Videman T, Leppavuori J, Kaprio J et al. Intragenic polymorphisms of the vitamin D receptor gene associated with intervertebral disc degeneration. Spine 1998;23:2477-2485.

192. Wang JL, Parnianpour M, Shirazi-Adl A, et al. Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate. Spine 2000;25:310-318.

193. Weiler C, Nerlich AG, Zipperer J, et al. 2002 SSE Award Competition in Basic Science: expression of major matrix metalloproteinases is associated with intervertebral disc degradation and resorption. Eur Spine J 2002;11:308-320.

194. Weinhoffer SL, Guyer RD, Herbert M, et al. Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. A cadaveric study. Spine 1995;20:526-531.

195. White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. 2nd edition, Lippincott, Philadelphia, 1990.

196. Wiedenhöfer B, Akbar M, Fürstenberg CH, et al. Effect of lumbar hybrid instrumentation and rigid fusion on the treated and the adjacent segments. A biomechanical study. Orthopade 2011;40:169-177. [German]

197. Wilke HJ, Drumm J, Häussler K, et al. Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure. Eur Spine J 2008;17:1049-1056.

198. Wilke HJ, Heuer F, Schmidt H. Prospective design delineation and subsequent in vitro evaluation of a new posterior dynamic stabilization system. Spine 2009;34:255-261.

199. Wilke HJ, Schmidt H, Werner K, et al. Biomechanical evaluation of a new total posterior-element replacement system. Spine 2006;31:2790-2796.

200. Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, et al. Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: an in vitro study. J Biomechanics 1996;29:549-555.

201. Wimmer C, Gluch H, Krismer M, et al. AP-translation in the proximal disc adjacent to lumbar spine fusion. A retrospective comparison of mono- and polysegmental fusion in 120 patients. Acta Orthop Scand 1997;68:269-272.

202. Yamamato I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbo-sacral joint. Spine 1989; 14:1256-1260.

203. Yan JZ, Qiu GX, Wu ZH, et al. Finite element analysis in adjacent segment degeneration after lumbar fusion. Int J Med Robotics Comput Assist Surg 2011;7:96-100.

204. Yang KH, King AL. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. Spine 1984;9:557-565.

205. Yuan HA, Garfin SR, Dickman CA, et al. A Historical Cohort Study of Pedicle Screw Fixation in Thoracic, Lumbar, and Sacral Spinal Fusions. Spine 1994;19:S2279-S2296.

206. Zander T, Rohlmann A, Burra NK, et al. Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spial fixator. Clin Biomech 2006;21:767-774.

207. Zander T, Rohlmann A, Klöckner C, et al. Influence of graded facetectomy and laminectomy on spinal biomechanics. Eur Spine J 2003;12:427-434.

208. Zhu Q, Larson CR, Sjovold SG, et al. Biomechanical evaluation of the Total Facet Arthroplasty System: 3-dimensional kinematics. Spine 2007;32:55-62.

INFLUENCE D'UN IMPLANT FACETTAIRE AUXILIAIRE SUR LA BIOMECANIQUE DU RACHIS LOMBAIRE

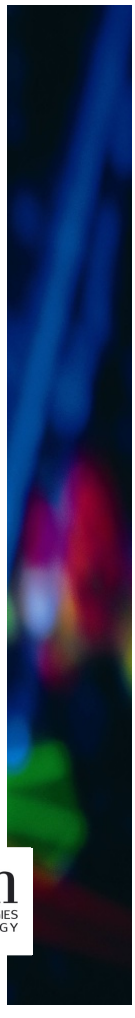
RESUME : La sténose lombaire et l'arthrose facettaire représentent les indications principales du remplacement facettaire. L'objectif était d'analyser l'influence d'un nouvel Implant Facettaire Auxiliaire (IFA) sur la biomécanique du rachis lombaire. Les expérimentations cinématiques *in vitro* ont montré que l'IFA n'avait qu'une faible influence sur les amplitudes de mobilités en flexion-extension et en inflexion latérale du niveau L4-L5 instrumenté. La facettectomie augmentait la torsion axiale de manière importante, alors que l'IFA la réduisait grâce à la liaison transverse de l'implant. Cette limitation d'hypermobilité après facettectomie représente l'intérêt majeur de l'implant. Le disque instrumenté a été étudié *in vitro* par mesures de pressions intradiscales et par modélisation en éléments finis. Les pressions intradiscales étaient diminuées par l'IFA en flexion-extension. Les contraintes de von Mises de l'annulus étaient similaires entre l'IFA et la lésion par facettectomie et recalibrage. La fusion diminuait les contraintes intradiscales de manière plus importante. Au niveau des segments adjacents, l'IFA et le rachis intact se comportaient de façon similaire en flexion-extension et en inflexion latérale, alors que la fusion augmentait les contraintes de l'annulus et les forces de contact facettaires. En torsion axiale, l'IFA et la fusion augmentaient les contraintes discales et les forces de contact facettaires de manière similaire. Les expérimentations *in vitro* en cisaillement ont permis de simuler le spondylolisthésis dégénératif débutant. La lésion a entraîné une diminution de la raideur et une augmentation des déplacements antérieurs en cisaillement, alors que le comportement était similaire entre le segment instrumenté par IFA et le rachis intact.

Mots clés : rachis lombaire, remplacement facettaire, biomécanique, cinématique, cisaillement, tests in vitro, modélisation en éléments finis.

INFLUENCE OF AN AUXILIARY FACET SYSTEM ON LUMBAR SPINE BIOMECHANICS

ABSTRACT : Lumbar stenosis and facet osteoarthritis represent the main indications for facet replacement. The purpose was to analyze the influence of a novel Auxiliary Facet System (AFS) on lumbar spine biomechanics. Kinematic *in vitro* experiments had demonstrated that the AFS has a minor influence on range of motion in flexion-extension and lateral bending at the instrumented level L4-L5. Facetectomy led to a major increase in axial rotation, which was reduced by the AFS because of the implant's crosslink. This limitation of hypermobility represents the major role of the implant. The instrumented disc has been studied *in vitro* by measuring intradiscal pressures and using a finite element model. The AFS decreased intradiscal pressures in flexion-extension. Von Mises stress at the annulus was similar after AFS instrumentation and after lesion by facetectomy and undercutting laminectomy. Fusion decreased annulus stress at the instrumented level better than the AFS. At the adjacent segments, a similar behavior was observed between the AFS and the intact spine in flexion-extension and lateral bending, whereas fusion increased annulus stress and peak contact forces at adjacent facet joints. In axial rotation, the AFS and fusion increased annulus stress and facet peak contact forces similarly. An *in vitro* shear loading experiment simulated beginning degenerative spondylolisthesis. The lesion decreased shear stiffness and increased anterior displacements, whereas the shear properties were similar between the AFS instrumented segment and the intact spine.

Keywords : lumbar spine, facet replacement, biomechanics, kinematics, shear load, in vitro tests, finite element modeling.



ARTS ET MÉTIERS ParisTech

ParisTech INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY