THÈSE

Pour l'obtention du Grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS

(Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

École Doctorale « *Mathématiques, Informatique, Matériaux, Mécanique, Énergétique* »

Secteur de Recherche : Biomécanique

Présentée par :

François ZOT

****

Biomécanique Ostéoarticulaire du Rachis et Dispositifs Optimisés : Besoins, concept, et développement de méthodes d'analyses

****

Directeurs de Thèse : Arnaud Germaneau, Yann Ledoux, Tanguy Vendeuvre

****

Soutenue le 21 Novembre 2023

devant la Commission d'Examen

****

JURY

M. S. Laporte	PU, ENSAM Paris	Rapporteur
M. D. Mitton	Directeur de Recherches, Université Gustave Eiffel	Rapporteur
Mme E. Ferrero	PU-PH, Hôpital Européen Georges-Pompidou	Examinatrice
Mme S. Le Cann	Chargée de Recherche, Université Paris-Est Créteil	Examinatrice
M. J.-M. Linares	PU, Aix-Marseille Université	Examinateur
M. A. Germaneau	PU, Université de Poitiers	Directeur
M. Y. Ledoux	MCU, Université de Bordeaux	Directeur
M. T. Vendeuvre	PH HDR, CHU de Poitiers	Directeur
M. J.-C. Aurégan	PU-PH, Hôpital Antoine-Béclère	Invité
M. M. Mesnard	Chercheur HDR, Université de Bordeaux	Invité

L'espérance ternit l'observation.

Dune, Frank Herbert

REMERCIEMENTS

REMERCIEMENTS

En premier lieu, je souhaite remercier chacun des membres du jury d'avoir accepté de prendre le temps d'évaluer mes travaux de thèse. J'exprime ma profonde gratitude à Messieurs les Professeurs David Mitton et Sébastien Laporte d'avoir accepté d'être rapporteurs de cette thèse. Je remercie aussi Madame Sophie Le Cann, Madame la Professeure Emmanuelle Ferrero, ainsi que Monsieur le Professeur Jean-Marc Linares pour l'intérêt qu'ils portent à mon travail, et je suis très honoré de leur présence dans mon jury de thèse. Je tiens également à remercier Monsieur le Professeur Jean-Charles Aurégan pour son enthousiasme vis-à-vis de mes travaux de thèse.

Je tiens également à exprimer toute ma gratitude envers mes encadrants qui m'ont permis de mener à bien mon travail de thèse. Je remercie ainsi Monsieur le Professeur Arnaud Germaneau, de même que Messieurs Yann Ledoux, Tanguy Vendeuvre et Michel Mesnard pour m'avoir prodigué de précieux conseils. Je les remercie également pour leurs encouragements, leur expertise dans leurs domaines respectifs, ainsi que pour le recul qu'ils ont pu apporter à ce travail, que je n'aurai pu mener à terme sans eux. Merci.

J'adresse aussi mes remerciements à Monsieur le Professeur Karl Joulain, directeur de l'Institut Pprime de l'Université de Poitiers (UPR 3346 CNRS), et à Monsieur Mihai Arghir, directeur du département D3-GMSC (Génie Mécanique et Systèmes Complexes) pour avoir accepté que je réalise ma thèse au sein de leur établissement.

Je remercie maintenant toutes les personnes qui m'ont accompagné, de près ou de loin, au cours de ce travail de thèse. Ainsi, je tiens à remercier Messieurs Med Amine Laribi et Juan Sandoval pour leur expertise dans le domaine de la robotique, leur aide a été précieuse dans le cadre des parties expérimentales de ce travail. Je souhaite aussi remercier Monsieur le Professeur Valéry Valle et Madame Laëtitia Caillé pour leurs conseils, en particulier pour l'analyse des résultats, mais aussi pour les discussions passionnantes que nous avons tenues.

J'adresse de même mes remerciements à Mesdames Estelle Ben Brahim et Cécile Swennen, ainsi qu'à Messieurs Mathieu Severyns, Abdollah-Yassine Moufid et Simon Teyssédou, tous chirurgiens orthopédistes. Merci pour leur expertise clinique qui a permis de donner une autre dimension à mon travail.

Par ailleurs, je remercie Madame Pauline Betoulle-Masset et Monsieur Pierre Stephan du laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers, l'ABS Lab, pour m'avoir permis d'accéder aux pièces anatomiques nécessaires à la réalisation des essais présentés dans ce manuscrit. Je les remercie également pour leur bienveillance lors de mes nombreuses visites dans leurs locaux.

Je tiens également à remercier Monsieur Christian Normand pour son inventivité et ses compétences en conceptions, Monsieur Ludovic Mascarenhas pour m'avoir aidé à de nombreuses reprises à fabriquer diverses pièces mécaniques, et Monsieur Frédéric Douit pour son expertise en électronique. Je remercie aussi Monsieur Mathieu Maillet, pour son infaillible soutien informatique. Je remercie de même Madame Laurence Artus, qui me suit depuis mon entrée en troisième année de Licence.

J'adresse ma profonde gratitude à chacun des étudiants que j'ai eu l'honneur d'encadrer au cours de ma thèse, ils m'ont permis d'explorer certains points de ce travail que je n'aurais pu faire seul. Merci donc à Anne-Gaëlle Eveno, Lise Kasperski, Audrey Maurin, Coline Lucas, Aurélie Gangneux, Julien Gosez, Jean Pelhate, et Kévin Pascreau pour leur sérieux et leur intérêt.

Merci aussi à tous les doctorants de l'Institut Pprime, en particulier Fanny Leborgne, Endri Laçaj et Tom Fridlender, qui ont débuté leurs thèses en même temps que moi, et avec qui j'ai pu partager cette merveilleuse aventure. Merci à Emanuele Giampaolo, Ala Souissi, Abdel-Salem Medjahed et Nicolas Elie pour les parties de baby-foot endiablées qui ont rythmées nos (trop nombreuses) pauses à la cafétéria. Enfin, je souhaite bon courage pour la poursuite de leurs travaux à Aurélie Gangneux, Julien Gosez, Samuel Wantz, Tom Le Tutour, Alizée Koszulinski et Elie Gautreau.

Je souhaite terminer cette partie de remerciements en exprimant toute ma gratitude à ma famille, en particulier à mes parents, Catherine et Jean-Paul, ma sœur, Virginie, et ma grand-mère Anne-Marie, qui ont toujours cru en moi. Je les remercie pour leur soutien indéfectible et pour m'avoir accompagné tout au long de ma vie. Enfin, je remercie Alexandra, qui partage ma vie depuis des années maintenant, pour avoir su éclairer mes journées, me soutenir et me rendre meilleur…

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION GÉNÉRALE 14

I. CHAPITRE I – CONTEXTE 20

I.1 Introduction 20

I.2 Anatomie descriptive du rachis lombaire 20
I.2.1 Les repères anatomiques de référence 20
I.2.2 Le rachis 21
I.2.3 Le rachis lombo-sacré 22
I.2.3.1 Les vertèbres du rachis lombaire 22
I.2.3.2 Les vertèbres du rachis sacré 23
I.2.3.3 Les paramètres pelviens 24
I.2.3.4 Les structures musculaires 25
I.2.4 L'unité fonctionnelle lombo-sacrée 26
I.2.4.1 Les disques intervertébraux 26
I.2.4.2 Les articulations zygapophysaires 27
I.2.4.3 Les structures ligamentaires du rachis lombaire 28
I.2.4.4 Les ligaments de l'articulation sacro-iliaque 29
I.2.4.5 Les foramens intervertébraux 30

I.3 Anatomie fonctionnelle du rachis lombaire 30
I.3.1 Angulations du rachis lombaire au repos 30
I.3.2 Mobilités du rachis lombaire 31
I.3.2.1 Flexion-Extension 32
I.3.2.2 Inclinaison latérale 33
I.3.2.3 Rotation axiale 34
I.3.2.4 Couplage articulaire 35
I.3.3 Centres et axes instantanés de rotation du rachis lombaire 36
I.3.4 Efforts dans le rachis lombo-sacré 37

I.4 L'endommagement du rachis lombo-sacré 38
I.4.1 Scolioses 38
I.4.2 Lésions traumatiques 39
I.4.3 Phénomènes dégénératifs 42
I.4.3.1 Processus de dégénérescence 42
I.4.3.2 Pathologies associées 43

I.5 Les différents types de prises en charge clinique 47
I.5.1 Les thérapies conservatrices 47
I.5.2 Chirurgie rachidienne 48
I.5.2.1 Procédures de décompression 48
I.5.2.2 Procédures de stabilisation 49
I.5.2.3 Restauration fonctionnelle 50

I.6 Conclusion du chapitre I 51

II. CHAPITRE II – ANALYSE BIOMÉCANIQUE DU RACHIS THORACO-LOMBAIRE 54

II.1 Introduction 54

II.2 Contexte de l'étude 54
II.2.1 Contexte clinique 54
II.2.2 Systèmes de réduction de fracture et stabilisation 55
II.2.2.1 Tige 56
II.2.2.2 Vis pédiculaires 56
II.2.2.3 Objectifs de l'étude 62

II.3 Analyse biomécanique du rachis thoraco-lombaire intact 62
II.3.1 Préparation des échantillons 63
II.3.2 Présentation du banc de chargements 63
II.3.2.1 Dispositif de sollicitations physiologiques 64
II.3.2.2 Suivi de marqueurs 3D 65
II.3.2.3 Traitement des données 67
II.3.3 Amplitudes articulaires de la charnière thoraco-lombaire 68

II.4 Analyse biomécanique du rachis stabilisé post-fracture 71
II.4.1 Création des fractures de type burst 72
II.4.1.1 Préparation des échantillons 72
II.4.1.2 Dispositif de création de fractures 72
II.4.1.3 Vérification des fractures 72
II.4.2 Réduction des fractures 73
II.4.2.1 Repérage par scanner et insertion des vis pédiculaires 73
II.4.2.2 Réduction des fractures 74
II.4.2.3 Stabilisation des fractures 75
II.4.3 Résultats 75
II.4.3.1 Réduction des fractures 75
II.4.3.2 Stabilisation des fractures 77

II.5 Discussion 81

II.6 Conclusion du chapitre II 84

III. CHAPITRE III – ANALYSE BIOMÉCANIQUE DU RACHIS LOMBAIRE 86

III.1 Introduction 86

III.2 Développement d'un nouveau système de chargements par bras robotisé 87
III.2.1 Robotique en biomécanique expérimentale 87
III.2.1.1 Robotique parallèle 87
III.2.1.2 Robotique sérielle 87
III.2.2 Méthodes de contrôle des robots 88
III.2.2.1 Commande en position 88
III.2.2.2 Commandes simulant une compliance 89
III.2.3 Présentation du nouveau dispositif expérimental 91
III.2.4 Validation du système de chargements pour l'application de couples purs 92

III.2.4.1 Méthode 92
III.2.4.2 Résultats 93

III.3 Modélisation par éléments finis patient-spécifique 94
III.3.1 Modélisation géométrique des structures anatomiques 94
III.3.1.1 Numérisation des échantillons 94
III.3.1.2 Traitement et segmentation des images 96
III.3.2 Méthode des éléments finis 100
III.3.2.1 Maillage 100
III.3.2.2 Propriétés matériaux et modélisations possibles 101
III.3.2.3 Conditions aux limites et gestion des contacts 102
III.3.2.4 Processus de résolution d'un modèle éléments finis 102
III.3.2.5 Évaluation des modèles éléments finis 104

III.4 Analyse Biomécanique du rachis lombo-sacré 104
III.4.1 Analyse expérimentale du rachis lombo-sacré 104
III.4.1.1 Préparation des échantillons 104
III.4.1.2 Présentation des essais 105
III.4.1.3 Traitement des données 106
III.4.1.4 Amplitudes articulaires de la charnière lombo-sacrée 106
III.4.2 Modélisation par éléments finis du rachis lombo-sacré 108
III.4.2.1 Préparation des géométries 108
III.4.2.2 Propriétés matériaux 110
III.4.2.3 Application des conditions aux limites et choix des contacts 111
III.4.2.4 Discrétisation des géométries 112
III.4.2.5 Traitement des données 112
III.4.2.6 Résultats numériques 112

III.5 Discussion 114

III.6 Conclusion du chapitre III 117

IV. CHAPITRE IV – ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE PROTHÈSES D'ARTHROPLASTIE LOMBAIRE 120

IV.1 Introduction 120

IV.2 Présentation de différentes solutions d'arthroplastie lombaire et de leur comportement mécanique 121
IV.2.1 Présentation des prothèses 121
IV.2.2 Revue de littérature sur l'analyse biomécanique des prothèses d'arthroplastie lombaire 124

IV.3 Analyse biomécanique de prothèses d'arthroplastie 126
IV.3.1 Matériels et méthodes 127
IV.3.2 Résultats 128
IV.3.3 Discussion 129

IV.4 Analyse biomécanique de la charnière lombo-sacrée après arthroplastie 130

IV.4.1 Analyse expérimentale du rachis lombo-sacré instrumenté avec différents implants 130
IV.4.1.1 Matériels et méthodes 131
IV.4.1.2 Résultats 132
IV.4.2 Étude numérique du rachis lombo-sacré instrumenté avec différents implants 134
IV.4.2.1 Développement du modèle éléments finis de segments rachidien lombaires opérés par arthroplastie 135
IV.4.2.2 Application des conditions aux limites et choix des contacts 136
IV.4.2.3 Discrétisation des géométries 137
IV.4.2.4 Traitement des données 137
IV.4.2.5 Résultats 138
IV.4.3 Discussion 146

IV.5 Conclusion du chapitre IV 149

V. CHAPITRE V – CONTRAINTES ET FONCTIONNALITÉS D'UNE PROTHÈSE D'ARTHROPLASTIE INNOVANTE 152

V.1 Introduction 152

V.2 Démarche de conception 152
V.2.1 Analyse de la valeur 152
V.2.1.1 Initialisation et lancement du projet 153
V.2.1.2 Expression du besoin et des fonctions à réaliser 153
V.2.1.3 Analyse fonctionnelle de l'existant 154
V.2.1.4 Recherche et analyse fonctionnelle des solutions 154
V.2.1.5 Sélection et validation d'une solution 154
V.2.2 Analyse fonctionnelle (AF) 154
V.2.2.1 Analyse du Besoin (AB) 155
V.2.2.2 Analyse Fonctionnelle du Besoin (AFB) 155
V.2.2.3 Analyse Fonctionnelle Technique (AFT) 157

V.3 Analyse fonctionnelle d'implants rachidiens 157
V.3.1 Identification des situations de vie d'un implant d'arthroplastie lombaire 157
V.3.2 Analyse fonctionnelle de différentes situations de vie d'un implant d'arthroplastie lombaire 158
V.3.2.1 Phase peropératoire 158
V.3.2.2 Phase optionnelle – Repositionnement 161
V.3.2.3 Phase post-opératoire 162
V.3.2.4 Phase de reprise chirurgicale 164
V.3.3 Analyse fonctionnelle de différentes prothèses d'arthroplastie lombaires existantes 165
V.3.3.1 Phase peropératoire 166
V.3.3.2 Phase de repositionnement 167
V.3.3.3 Phase post-opératoire 167
V.3.3.4 Phase de reprise chirurgicale 168

V.4 Vers le développement d'une nouvelle prothèse d'arthroplastie lombaire 169
V.4.1 Implantation de la prothèse 169
V.4.2 Utilisation de la prothèse par le patient 170

V.5 Conclusion du chapitre V..... 172

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES..... 174

BIBLIOGRAPHIE..... 178

LISTE DES ILLUSTRATIONS..... 202

LISTE DES TABLEAUX..... 214

PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES..... 218

INTRODUCTION GÉNÉRALE

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le rachis, aussi appelé colonne vertébrale, est une structure anatomique essentielle au bon fonctionnement du corps humain. Il est composé d'un empilement de corps rigides, les vertèbres, reliés par des corps souples, les disques intervertébraux, l'ensemble étant maintenu et mobilisé à l'aide de systèmes ligamentaires et musculaires complexes. Les fonctions assurées par le rachis sont multiples, les principales consistant à supporter le poids de la tête, protéger la moelle spinale présente dans le canal rachidien, ou encore transmettre les actions du tronc vers les membres périphériques. Aussi, du fait des différentes courbures présentes aux niveaux cervicaux, thoraciques, lombaires et sacrés, le rachis est responsable de notre capacité à nous tenir droitement debout.

Au cours de la vie d'un patient, il est possible que le rachis présente des modifications physiologiques, lesquelles sont souvent engendrées par des pathologies induisant des déformations de la colonne vertébrale, comme c'est le cas pour la scoliose. Ces troubles peuvent aussi être causés par des traumatismes engendrant des fractures vertébrales. Enfin, il est possible que des dégénérescences apparaissent du fait du vieillissement du patient. Celles-ci affectent particulièrement les disques intervertébraux et les structures rachidiennes postérieures, telles que les facettes articulaires. Ces dégénérescences rachidiennes peuvent conduire à l'apparition de fortes douleurs pour le patient.

Afin de corriger ces dysfonctionnements, plusieurs méthodes sont envisageables, lesquelles sont le traitement fonctionnel, le traitement orthopédique et le traitement chirurgical. Dans ce travail, nous nous intéresserons aux approches chirurgicales permettant de les traiter. Ces méthodes reposent principalement sur l'utilisation de dispositifs médicaux implantables. Ces implants peuvent permettre de restaurer et maintenir les positions physiologiques des segments rachidiens, on parle alors de stabilisation. Cela peut être réalisé par deux approches différentes, l'ostéosynthèse ou l'arthrodèse, qui sont deux approches permettant de stabiliser le niveau atteint. L'ostéosynthèse est une stabilisation provisoire, alors que l'arthrodèse est une fusion définitive. L'arthroplastie permet quant à elle de restaurer les fonctions rachidiennes limitées voire perdues suite à l'apparition de dégénérescences, on parle dans ce cas de restauration fonctionnelle. Cette approche couramment utilisée en chirurgie orthopédique consiste à remplacer un disque dégénéré par un implant mobile.

De nouveaux implants sont régulièrement développés des études biomécaniques sont associées afin d'apporter des informations pour valider leur développement. Ces études biomécaniques peuvent être réalisées sur des spécimens rachidiens intacts, ou ayant subis des traumatismes ou des dégénérescences. L'objectif est alors de caractériser le comportement mécanique des échantillons rachidiens, en particulier leurs amplitudes articulaires pour des sollicitations unidirectionnelles visant à reproduire des mouvements physiologiques. Ce type d'essais peut aussi être adapté pour tester des implants rachidiens tels que les systèmes de stabilisation utilisés dans le cadre de l'ostéosynthèse. L'analyse du comportement biomécanique d'implants rachidiens peut nécessiter le développement de nouveaux dispositifs de chargement permettant, par exemple, l'application de chargements couplés ou encore la réalisation d'essais à grand nombre de cycles pour tester leur tenue en fatigue.

Les approches expérimentales présentent certaines limites, notamment en raison de la variété d'essais pouvant être réalisés, ainsi que la difficulté pour obtenir des informations diverses et des mesures précises. Souvent, il n'est possible d'atteindre que les grandeurs cinématiques en rotation. Toutefois,

l'évaluation ou le développement d'implants rachidiens nécessite de compléter ces caractéristiques par des évaluations d'états de contraintes et déformations, ou encore par la caractérisation de champs de pression de contact. Réaliser de tels essais sur des segments anatomiques est complexe en raison de la limitation d'accès aux échantillons et en nombres insuffisants. De plus, les donneurs sont très souvent âgés, et présentent alors des signes de dégénérescence.

La modélisation par éléments finis patient-spécifique permet d'apporter une réponse pertinente à cette problématique, par la variété des essais numériques envisageables et les mesures possibles, telles que l'étude des mobilités de chaque niveau rachidien ou l'évolution du champ de contrainte dans les facettes articulaires au cours de ces mouvements. Cette approche de modélisation est particulièrement intéressante dans le cadre de l'étude d'implants d'arthroplastie, car il alors est possible d'évaluer l'impact de différentes prothèses sur le comportement mécanique global et local du rachis. La mise en place de ces modèles est toutefois complexe en raison de la difficulté d'obtenir les géométries exactes des éléments constituants, ainsi que l'identification précise du comportement des matériaux et tissus environnants.

C'est dans ce contexte que s'inscrit le projet **BORDO** démarré en 2020 pour 4 ans, qui traite de la Biomécanique Ostéoarticulaire du Rachis et des Dispositifs Optimisés. Ce projet, financé par la région Nouvelle-Aquitaine, fait intervenir cinq entités de ce territoire. L'**Institut Pprime** (UPR 3346 CNRS) rattaché à l'**Université de Poitiers,** ainsi que l'Institut I2M (Institut de Mécanique et d'Ingénierie, UMR 5295 CNRS) rattaché à l'**Université de Bordeaux**, apportent respectivement leur expertise dans le domaine de la biomécanique ostéoarticulaire et celui de la conception mécanique. Aussi, les **CHU de Poitiers et de Bordeaux** permettent d'apporter leurs expertises cliniques. Enfin, le laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers, l'**ABS Lab**, met à disposition ses compétences sur l'aspect anatomique.

Le projet BORDO a deux principaux objectifs, le premier d'entre eux consistant à étudier le comportement biomécanique d'implants rachidiens innovants. Le second objectif de ce projet vise à développer des implants optimisés. Dans le cadre de ce projet, l'innovation peut passer par différents aspects, en améliorant les connaissances de concepts existants, en proposant des dispositifs implantables patients-spécifiques, ou encore en intégrant des méthodes de fabrications innovantes, comme la fabrication additive pour permettre la fabrication de nouvelles formes de pièces. Pour mener à bien ces objectifs, un cahier des charges complet devra être établi. Celui-ci listera les besoins à satisfaire par l'implant optimisé, et les fonctions à réaliser seront identifiées et caractérisées à l'aide de critères. Ce projet implique donc la mise en place d'analyses biomécaniques qui vont permettre, dans un premier temps d'étudier des implants rachidiens, mais aussi d'associer des données quantitatives aux différents critères établis dans le cahier des charges.

Le travail de thèse présenté dans ce manuscrit a pour but de répondre aux objectifs du projet BORDO, en procédant à l'étude de différents implants rachidiens innovants, et en développant des outils, qu'ils soient numériques ou expérimentaux, destinés à analyser le comportement mécanique de spécimens anatomiques rachidiens. Des analyses biomécaniques ont été menées sur plusieurs niveaux rachidiens afin de caractériser leur comportement lorsqu'ils sont intacts, puis après avoir procédé à l'implantation de dispositifs médicaux. Les travaux réalisés seront présentés en cinq chapitres qui composent ce manuscrit.

Le premier chapitre sera consacré à la **présentation de l'anatomie et du contexte clinique** de ce projet, l'objectif étant de définir les différentes notions qui permettront de faciliter la compréhension du reste du manuscrit. Nous commencerons par présenter les caractéristiques de l'anatomie rachidienne. Ainsi, nous présenterons les différents repères anatomiques nécessaires à l'étude du corps humain et en particulier de la colonne vertébrale. Nous continuerons en détaillant chacune des structures anatomiques, en partant du rachis dans sa globalité puis en se concentrant sur chaque partie individuelle, comme les vertèbres, les disques intervertébraux, les structures ligamentaires, ou encore les différents groupes musculaires environnant le rachis. Par la suite, nous introduirons certaines notions d'anatomie fonctionnelle, puis nous nous concentrerons sur la caractérisation des différents mouvements physiologiques, leurs amplitudes, ainsi que les efforts subis et transmis par le rachis. Dans une troisième partie, nous parlerons des troubles rachidiens les plus communs, tels que les déformations spinales, les traumatismes rachidiens ou encore différents types de processus dégénératifs ainsi que des pathologies que ceux-ci engendrent. Enfin, la quatrième partie de ce chapitre sera consacrée à la présentation des principales approches pouvant être utilisées afin de corriger ces troubles.

Dans le deuxième chapitre, une **étude biomécanique de la charnière thoraco-lombaire** sera présentée. Tout d'abord, nous présenterons dans la première partie le contexte clinique de cette étude, en nous intéressant aux différentes fractures vertébrales et en particulier aux fractures de types burst. Nous introduirons ensuite plusieurs systèmes de réduction et de stabilisation de fractures rachidiennes. La deuxième partie sera consacrée à la présentation de l'étude biomécanique du rachis thoraco-lombaire intact. Nous présenterons tout d'abord le protocole de préparation des spécimens anatomiques, puis nous poursuivrons avec la présentation du banc d'essais utilisé pour appliquer les chargements sur les échantillons. Les résultats de cette étude seront ensuite exposés et discutés. Au cours de la partie suivante, nous nous intéresserons au rachis thoraco-lombaire traumatologique. Nous verrons ainsi comment reproduire expérimentalement des fractures de type burst, puis nous nous concentrerons sur la comparaison des performances de réduction et de stabilisation de différentes vis pédiculaires, à savoir des vis poly-axiales et des vis hybrides à équivalent mono-axial.

Le troisième chapitre portera sur le **développement d'un nouveau système de sollicitation robotisé** pour l'analyse biomécanique du rachis lombo-sacré. Tout d'abord, nous commencerons par présenter les différents types d'architectures de robots ainsi que les modes de commandes utilisés pour leur contrôle. Le nouveau dispositif de sollicitation sera par la suite présenté et nous vérifierons qu'il répond bien à nos besoins. Conjointement à la réalisation d'essais expérimentaux, il est possible d'utiliser des modélisations numériques afin d'étudier le comportement mécanique de segments anatomiques. Ainsi, dans la deuxième partie, nous détaillerons chacune des étapes nécessaires au développement d'un modèle éléments finis patients-spécifiques de rachis. Pour cela, nous présenterons la phase de numérisation des échantillons, de traitement et de segmentation des images numériques pour identifier les différents corps et leurs propriétés mécaniques. Des éléments permettant de faciliter la convergence de ces modèles seront aussi présentés. Dans la troisième partie, une étude biomécanique du rachis lombo-sacré intact sera présentée, en commençant par la partie expérimentale qui repose sur l'utilisation du dispositif robotisé, puis avec la partie numérique basée sur l'utilisation de modèles éléments finis patient-spécifiques.

Dans le quatrième chapitre, nous nous intéresserons à la **charnière lombo-sacrée instrumentée avec différentes prothèses d'arthroplastie** visant à restaurer ses fonctions. La première partie sera dédiée à

la présentation des différents types d'implants pouvant être utilisés pour réaliser une arthroplastie lombaire. Ensuite, nous procéderons à un état des lieux de la littérature au sujet des études biomécaniques de ces prothèses. Dans la deuxième partie, nous présenterons une étude biomécanique expérimentale dont l'objectif est d'étudier le comportement de ces prothèses lors de l'application de sollicitations physiologiques. Aussi, il conviendra de déterminer l'influence des géométries vertébrales sur leur comportement. Le protocole de cette étude sera ainsi détaillé, et les résultats seront présentés. Nous continuerons, dans la troisième partie, par une étude biomécanique du comportement de spécimens rachidiens lombaires suite à l'implantation de prothèses d'arthroplastie. Cette étude comprendra un premier volet expérimental, le second volet reposant sur une approche numérique par la méthode des éléments finis.

Enfin, dans le cinquième et dernier chapitre, nous proposerons les **bases de la conception d'une prothèse d'arthroplastie lombaire innovante**. Pour cela, nous commencerons, dans la première partie, par introduire la démarche de conception qui repose sur l'analyse de la valeur et l'analyse fonctionnelle. Les étapes nécessaires au déroulement de ces démarches seront présentées, ainsi que les outils permettant leur mise en œuvre. Dans la deuxième partie, nous appliquerons la démarche de l'analyse fonctionnelle afin d'identifier les besoins devant être satisfaits par une prothèse d'arthroplastie lombaire, ainsi que les fonctions à réaliser afin de satisfaire ces besoins. L'objectif de cette démarche étant d'obtenir un cahier des charges fonctionnel aussi complet que possible. Enfin, la dernière partie sera consacrée à la présentation de concepts pertinents pour le développement d'une prothèse d'arthroplastie lombaire optimisée.

CHAPITRE I

I. CHAPITRE I – CONTEXTE

I.1 INTRODUCTION

Ce premier chapitre sera consacré à la présentation des contextes anatomiques et cliniques de ce travail de thèse. Dans la première partie, nous nous intéresserons à l'anatomie du rachis dans son ensemble puis nous détaillerons les différentes structures constituant le rachis, telles que les vertèbres, les disques ou encore les ligaments en précisant leurs rôles respectifs.

Dans la deuxième partie, nous introduirons la notion d'anatomie fonctionnelle du rachis lombo-sacré, en présentant la cinématique ainsi que les chargements subis et transmis par les différentes structures rachidiennes.

La troisième partie sera dédiée à la présentation des troubles rachidiens les plus communs, comme les déformations spinales, les traumatismes et les processus dégénératifs. Une attention particulière sera accordée à ces derniers, et les pathologies qui en découlent seront présentées.

Dans la quatrième partie de ce chapitre, nous présenterons les différentes approches, qu'elles soient conservatrices ou plus interventionnelles, que peuvent employer les praticiens pour traiter les patients souffrant des pathologies rachidiennes qui auront été exposées.

I.2 ANATOMIE DESCRIPTIVE DU RACHIS LOMBAIRE

I.2.1 Les repères anatomiques de référence

Afin de normaliser l'étude du corps humain, certaines conventions ont été établies. La position debout et de face est considérée comme la position de référence dans laquelle toutes les structures anatomiques sont repérées dans l'espace. Un système de trois plans orthogonaux deux à deux est défini par rapport à la position de référence. Ce système de référence est présenté ci-dessous (Figure I.1).

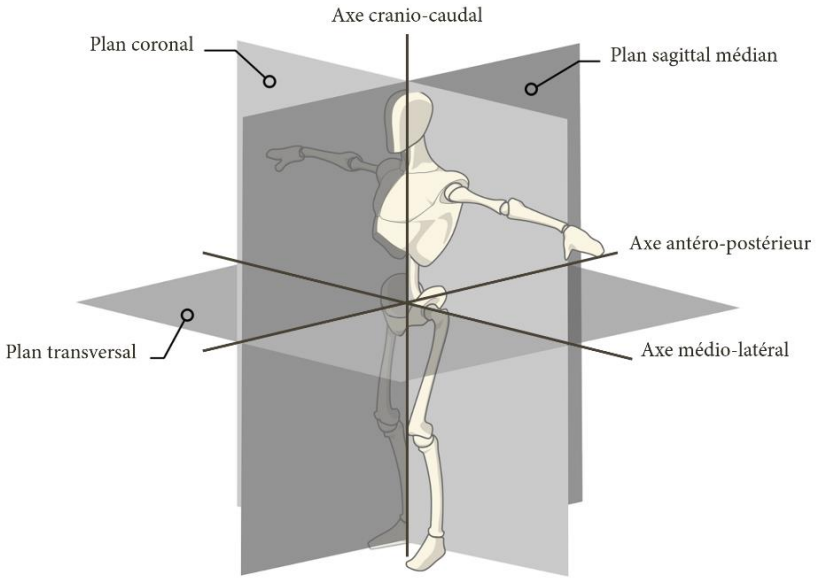

Figure I.1 - Plans et axes de référence (adaptée du site Sciences du Sport)

Les **plans sagittaux** sont des plans verticaux orientés dans le sens antéro-postérieur. Le **plan sagittal médian** est celui qui divise le corps verticalement en deux parties symétriques droite et gauche. L'axe perpendiculaire à ce plan est l'axe médio-latéral.

Les **plans frontaux** sont les plans verticaux perpendiculaires aux plans sagittaux. Le plan frontal passant par l'axe du corps est appelé **plan coronal**. Il sépare le corps en une partie frontale et une partie dorsale. L'axe normal au plan coronal est l'axe antéro-postérieur.

Les **plans horizontaux** sont perpendiculaires aux deux précédents. Le **plan transversal**, ou **axial**, est celui séparant le corps en une partie supérieure et une partie inférieure. L'axe cranio-caudal est perpendiculaire à ce plan.

I.2.2 Le rachis

Le rachis, aussi appelé colonne vertébrale ou épine dorsale, est une structure à la fois souple et résistante constituée d'un empilement de 33 vertèbres réparties en cinq parties distinctes (Figure I.2-a) :

- Le rachis cervical est composé de 7 vertèbres, notées de C1 à C7 ;
- Le rachis thoracique (ou dorsal) est composé de 12 vertèbres, notées T1 à T12 ;
- Le rachis lombaire est composé de 5 vertèbres, notées L1 à L5 ;
- Le sacrum (ou rachis sacré) est composé de 5 vertèbres soudées, notées S1 à S5 ;
- Le coccyx (ou rachis coccygien) est composé de 4 vertèbres soudées.

La colonne vertébrale remplit plusieurs fonctions, comme supporter le poids de la tête ou protéger la moelle spinale qui se trouve dans le canal rachidien. Elle permet aussi le transfert des efforts du tronc vers les membres périphériques. Enfin, elle joue un rôle majeur dans l'équilibre et la locomotion, de nombreux muscles venant se fixer à elle. La longueur moyenne de la colonne vertébrale est évaluée à 71 cm chez l'homme, et à 61 cm chez la femme (Kayalioglu 2009).

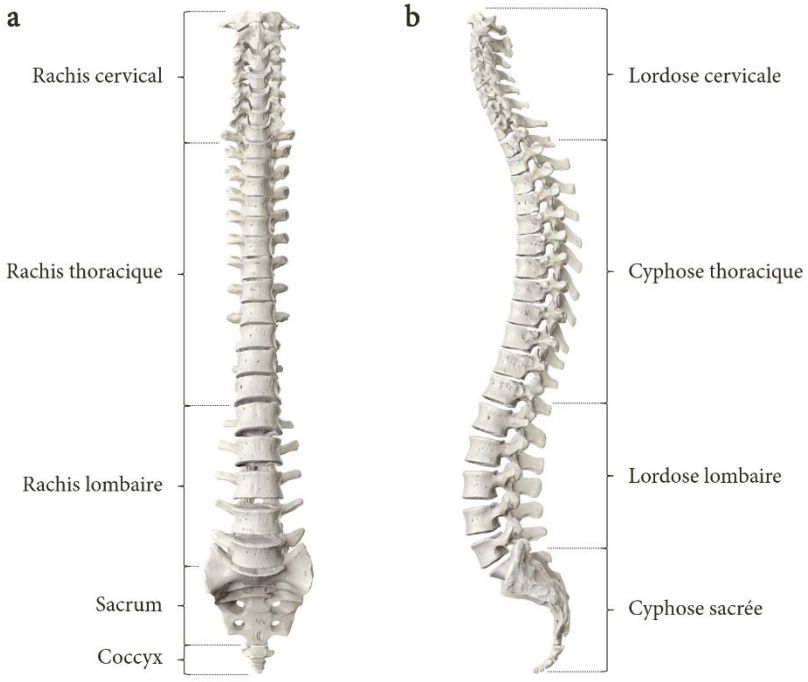

Figure I.2 – La colonne vertébrale ; a) Les différentes sections rachidiennes ; b) Les courbures rachidiennes (adaptée du site Anatomy Standard)

Observé dans le plan coronal, le rachis sain est rectiligne. Toutefois, dans le plan sagittal médian, quatre courbures naturelles de la colonne sont remarquables, appelées **lordoses** et **cyphoses** (Figure I.2-b). Les lordoses cervicales et lombaires se caractérisent par une concavité postérieure, tandis que les cyphoses thoraciques et sacrées présentent une convexité postérieure. La présence de ces courbures rachidiennes est essentielle pour le maintien de l'équilibre sagittal du rachis et donc pour la bipédie. De plus, elles permettent d'augmenter la résistance de la colonne vertébrale aux efforts de compression axiale.

Le rachis sain ne permet de réaliser que des mouvements de rotation, à savoir la flexion-extension dans le plan sagittal médian, l'inclinaison latérale dans le plan coronal, et la rotation axiale dans le plan transversal.

I.2.3 Le rachis lombo-sacré

On appelle rachis lombo-sacré, ou charnière lombo-sacrée, la partie inférieure de la colonne vertébrale composée par les vertèbres du rachis lombaire et par le sacrum.

I.2.3.1 Les vertèbres du rachis lombaire

Les vertèbres lombaires, comme toutes les autres vertèbres à l'exception de C1 (appelée l'atlas) et C2 (appelée l'axis), sont constituées de deux parties : le corps vertébral et l'arc postérieur (Figure I.3).

Le **corps vertébral** (1) est la partie antérieure ainsi que la plus volumineuse de la vertèbre. Sa forme est cylindrique et est légèrement plus large latéralement que selon l'axe antéro-postérieur. La taille du corps vertébral augmente progressivement de L1 à L5, reflétant l'augmentation des charges axiales aux niveaux inférieurs. Le pourtour de ces vertèbres est excavé, à l'exception de la partie postérieure qui est presque plate. Le corps vertébral est composé d'os trabéculaire (ou spongieux) et est recouvert d'une couche d'os cortical dense. La structure trabéculaire interne est adaptée pour résister aux forces compressives axiales, tandis que l'os cortical assure une stabilité mécanique à long terme. Les faces supérieures et inférieures du corps vertébral sont appelées **plateaux vertébraux** (2), sont légèrement concaves, et sont en contact avec les disques intervertébraux, créant ainsi l'articulation intervertébrale.



Figure I.3 - Anatomie d'une vertèbre lombaire (adaptée du site Anatomy Standard)

L'**arc postérieur** est la partie dorsale de la vertèbre et est constitué d'os cortical épais. Il est composé des **pédicules** (3), des **lames** (7) ainsi que des **processus épineux** (9), **transverses** (10), et **articulaires supérieurs** (4) et **inférieurs** (5). Les pédicules sont des formations osseuses courtes et épaisses qui relient l'arc postérieur à la partie postérieure supérieure du corps vertébral. Les lames sont des plaques osseuses qui s'étendent à partir des pédicules pour former la partie postérieure du **canal rachidien**, dans lequel

passent les nerfs spinaux. Les processus épineux sont des extensions osseuses qui s'élèvent à partir des lames dans la direction postérieure. Les processus transverses, ou processus costoïdes, sont des reliquats de côtes qui émergent latéralement des pédicules. Les processus articulaires supérieurs et inférieurs, reliés par les **isthmes** (6), se trouvent à l'intersection des pédicules et des lames, où ils forment des surfaces articulaires appelées facettes pour les vertèbres adjacentes et composent ainsi les articulations zygapophysaires. L'arc postérieur joue un rôle majeur dans la stabilité et le mouvement de la colonne vertébrale, de nombreux ligaments et muscles venant se fixer sur lui.

I.2.3.2 Les vertèbres du rachis sacré

Le rachis sacré est constitué d'un os triangulaire incurvé vers l'avant, le **sacrum**. Il est situé à la base de la colonne vertébrale, sous le rachis lombaire. Il est composé d'une **base** (1), d'un **apex** (12), de **deux faces latérales**, d'une **face antérieure** ainsi que d'une **face postérieure** (Figure I.4). Le sacrum est constitué de 5 vertèbres sacrées soudées entre elles à l'âge adulte. Les **lignes médianes** (4), visibles sur la face antérieure, représentent la démarcation entre ces vertèbres vestigiales.

On appelle la base la partie supérieure du sacrum. Ce plateau vertébral est semblable à celui d'une vertèbre lombaire et est incliné en avant. Elle est entourée par le **promontoire** (2), une partie osseuse située sur la face antérieure du sacrum qui marque la transition entre la lordose lombaire et la cyphose sacrée. Les **ailes sacrées** (5) sont les parties latérales du sacrum qui s'étendent de part et d'autre de la base et qui contribuent à la formation de la partie supérieure du bassin. Les surfaces articulaires présentes sur les ailes du sacrum, appelées **surfaces auriculaires** (6), sont connectées aux os iliaques et forment ainsi les articulations sacro-iliaques.

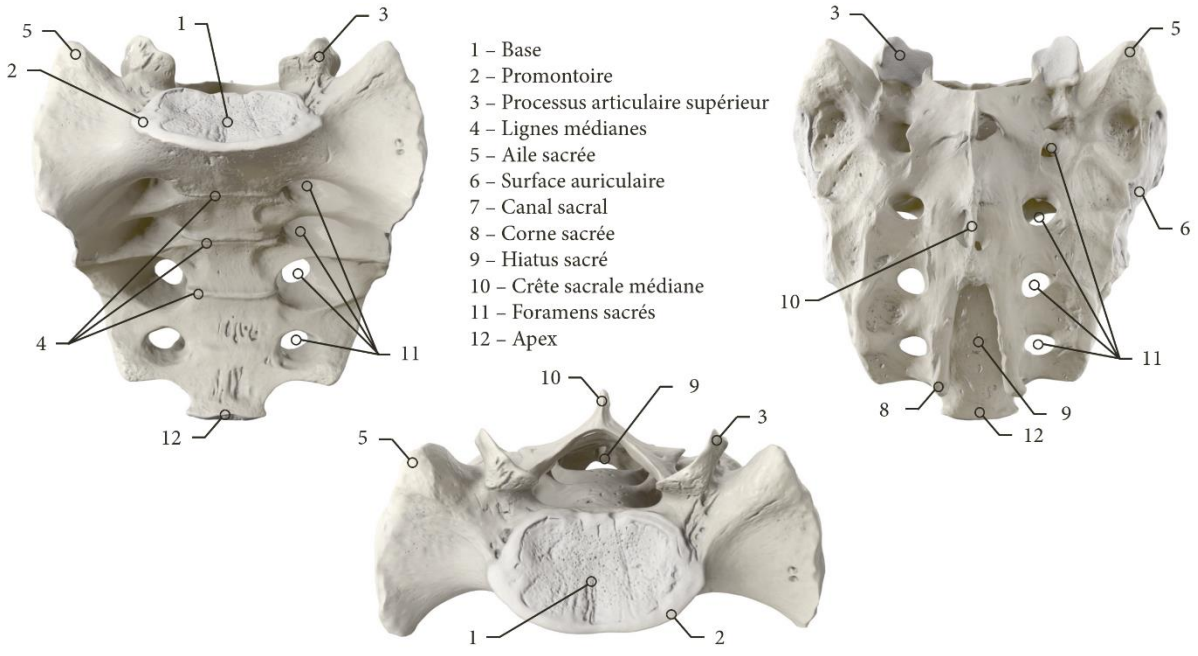

Figure I.4 - Anatomie du sacrum (adaptée du site Anatomy Standard)

Postérieurement à la base se trouvent les **processus articulaires supérieurs** (3) permettant l'articulation avec le rachis lombaire. Entre ces processus s'ouvre le **canal sacral** (7), le conduit osseux qui se trouve dans la continuité du canal vertébral. Il abrite ainsi la partie terminale de la moelle spinale, appelée la queue de cheval. Ce canal se termine au niveau de la quatrième vertèbre sacrée, marquée par l'apparition

des **cornes sacrées** (8), formant ainsi le **hiatus sacré** (9). La **crête sacrale médiane** (10) résulte de la fusion des processus épineux des vertèbres sacrées et s'étend le long du canal sacral, sur la face postérieure du sacrum. De chaque côté de cette crête, on retrouve les quatre **foramens sacrés** (11)**,** qui s'étendent de la face postérieure à la face antérieure et qui permettent le passage des nerfs sacrés.

Enfin, l'apex correspond à la partie inférieure du sacrum. Il s'agit de la partie la plus étroite et elle s'articule avec le coccyx afin de former l'articulation sacro-coccygienne. Cette articulation cartilagineuse ne permet presque aucun mouvement.

I.2.3.3 Les paramètres pelviens

Un lien existe entre la lordose lombaire et l'inclinaison du bassin. Afin de décrire l'orientation du bassin, certains paramètres pelviens ont été définis (Duval-Beaupère et Legaye 2004; J.-C. Le Huec et al. 2011). L'**incidence pelvienne** (IP) correspond à l'angle créé par l'intersection de deux droites au centre du plateau vertébral. L'une de ces droites est perpendiculaire à la base du sacrum, tandis que l'autre part du centre de la tête fémorale. Ce paramètre anatomique est constant pour un individu donné. La **version pelvienne** (VP) représente l'angle entre la dernière des droites précédemment mentionnées et l'axe vertical. Enfin, la **pente sacrée** (PS) correspond à l'angle entre le plan de la base sacrée et l'axe horizontal (Figure I.5). Ces deux paramètres peuvent varier et sont complémentaires. La relation unissant ces différents angles est décrite ainsi : IP = VP + PS. IP étant une constante, une augmentation de VP entraine donc nécessairement une diminution de PS, et réciproquement.

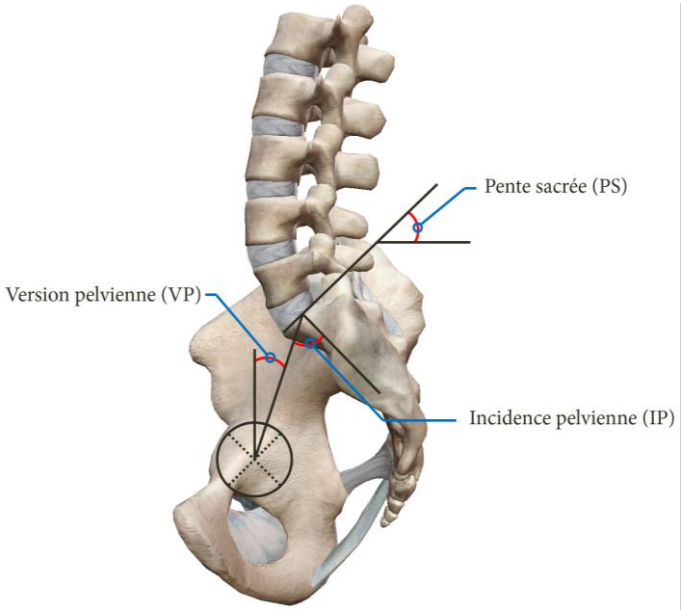

Figure I.5 - Paramètres pelviens

La lordose lombaire correspond à l'angle mesuré dans le plan sagittal entre le plan de la base du sacrum et celui du plateau inférieur de T12, la dernière vertèbre thoracique, ou celui du plateau supérieur de L1, la première vertèbre lombaire. L'angle de lordose lombaire dépend donc de l'inclinaison du bassin, au travers de l'orientation de la base sacrée. Ainsi, Roussouly a pu définir quatre types de rachis en fonction de leur PS (Roussouly et al. 2005). Les types I et II concernent les rachis dont la PS est inférieure à 35°, ce qui peut se traduire par une cyphose thoracique longue et une lordose lombaire courte (type I) ou une colonne vertébrale plutôt rectiligne, donc avec des courbures rachidiennes peu prononcées (type II). Le type III correspond à des PS comprises entre 35° et 45°, qui sont représentatives du rachis moyen. Enfin,

le type IV présente de fortes valeurs d'angle de PS (supérieures à 45°), qui induisent une **hyperlordose**, qui sera toutefois compensée par une cyphose thoracique plus prononcée.

I.2.3.4 Les structures musculaires

De nombreux muscles entrent en jeu afin de mettre en mouvement le rachis lombo-sacré. Ces muscles sont répartis en deux grands groupes en fonction du fait qu'ils soient attachés ou non à la colonne vertébrale (Figure I.6).

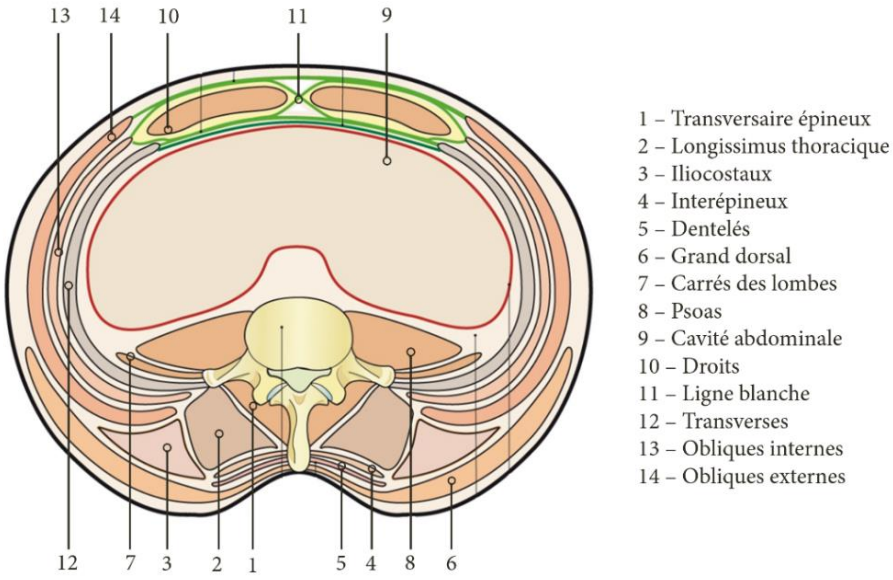

Figure I.6 - Coupe transverse des muscles du tronc (adaptée de (Kapandji 2019)

Les muscles postérieurs et latéraux

Les **muscles postérieurs** et les **muscles latéraux** ont pour spécificité de s'insérer sur les vertèbres. Ils agissent ainsi directement sur le rachis, en le mettant en mouvement et en le stabilisant.

Les **muscles transversaires épineux** (1) sont situés entre les processus épineux et les processus transverses des vertèbres, et s'étendent du sacrum jusqu'à l'axis. Ils sont constitués de plusieurs lamelles venant s'insérer sur les lames d'une vertèbre et les relient aux processus épineux des quatre vertèbres sous-jacentes (Kapandji 2019). Ces muscles sont recouverts par les **muscles longissimus thoraciques** (2), qui sont de longues bandes venant se fixer sur les processus transverses des vertèbres thoraciques et les relient aux tubercules costaux. Les **muscles iliocostaux** (3) recouvrent les précédents et s'étendent de la partie inférieure du rachis lombaire jusqu'aux côtes. Les parties inférieures de ces muscles se confondent et forment la **masse commune des muscles lombaires.** Postérieurement à ces différentes épaisseurs musculaires, se trouvent les **muscles interépineux** (4), reliant les processus épineux de deux vertèbres adjacentes, ainsi que les **muscles dentelés postérieurs et inférieurs** (5), qui joignent les processus épineux des vertèbres lombaires aux quatre dernières côtes. Enfin, le **muscle grand dorsal** (6) est le muscle dorsal le plus superficiel. Il est plat et vient se fixer sur les bords latéraux du sacrum et remonte jusqu'à T7. Chacun de ces six groupes musculaires contribue aux mouvements d'extension du rachis.

Les **muscles carrés des lombes** (7) doivent leur nom à leur forme de quadrilatères. Ils s'étendent des crêtes iliaques au bord inférieur des douzièmes côtes et le sommet des processus transverses des

vertèbres lombaires. Ces muscles participent aux mouvements d'inclinaison latérale. Enfin, le **muscle psoas** (8) est un muscle fléchisseur très allongé et localisé entre les faces antérieures des processus transverses et les faces latérales des corps vertébraux.

Les muscles de la paroi abdominale

Les **muscles de la paroi abdominale** entourent antérieurement et latéralement la **cavité abdominale** (9). Les **muscles droits** (10) sont situés le plus en avant et sont répartis de part et d'autre de la **ligne blanche** (11), une structure fibreuse constituée de tissus conjonctifs et de collagène située sur la ligne médiane de l'abdomen. Les **muscles transverses** (12) sont placés latéralement et sont les plus profonds de la paroi abdominale et sont sollicités lors des mouvements de flexion du tronc. Ils s'insèrent sur le sommet des processus transverses des vertèbres lombaires et des crêtes iliaques. Ces muscles sont entourés par les **muscles obliques internes et externes** (13 et 14). Ces groupes musculaires s'étendent des onzièmes et douzièmes côtes sur le bord supérieur de la symphyse pubienne, et contribuent aux mouvements d'inclinaison latérale et de rotation axiale du rachis.

I.2.4 L'unité fonctionnelle lombo-sacrée

Dans le contexte de l'anatomie et de la physiologie du rachis, une **Unité Fonctionnelle** (UF) est définie comme une structure composée de deux vertèbres adjacentes constituant le **segment passif** ainsi que leurs éléments de liaison qui constituent le **segment mobile** (Kapandji 2019). Ce segment mobile comprend le disque intervertébral ainsi que les ligaments associés (Figure I.7).

D'après cette définition, le rachis lombo-sacré est composé de 5 UF. Par convention, une UF est désignée par les deux vertèbres qui la composent, de la vertèbre supérieure à la vertèbre inférieure. Ainsi, l'UF composé des vertèbres L4 et L5 sera appelée L4-L5.

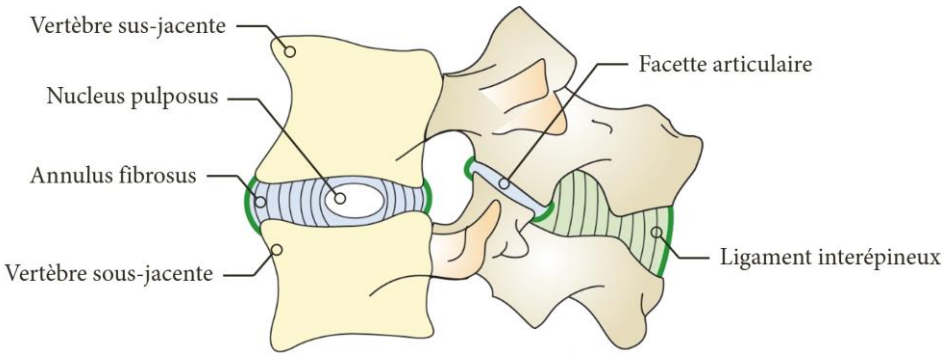

Figure I.7 - Unité fonctionnelle (UF) lombaire (adaptée de (Kapandji 2019)

I.2.4.1 Les disques intervertébraux

Le **disque intervertébral** (DIV) est un corps fibrocartilagineux riche en eau reliant les deux vertèbres d'une UF. D'après certains auteurs, il représente de 20 % à 33 % de la hauteur totale du rachis (White et Panjabi 1990; Urban et Roberts 2003). Son épaisseur varie en fonction du niveau vertébral considéré. En effet, entre le sommet du rachis cervical jusqu'au milieu du rachis thoracique (C2-T6) la hauteur discale tend à diminuer, tandis qu'elle tend à augmenter jusqu'à devenir maximale dans les niveaux inférieurs de la charnière lombo-sacrée, pouvant atteindre une épaisseur de 15 mm.

Le DIV doit assurer plusieurs fonctions essentielles dans le rachis. Tout d'abord, le disque doit permettre de réaliser des mouvements de rotation dans les trois plans. Il doit en outre assurer la transmission des efforts à la vertèbre sous-jacente. Enfin, il doit être capable de résister aux chargements axiaux induits

par le poids du tronc ainsi que par les différents mouvements physiologiques. Cela implique que le disque doit être à la fois résistant aux efforts axiaux sans s'effondrer, mais il doit en même temps être souple de sorte à autoriser les différentes rotations. Ces propriétés sont permises par les différentes structures composant le disque, à savoir l'**Annulus Fibrosus** (AF) et le **Nucleus Pulposus** (NP) (Figure I.8-a).

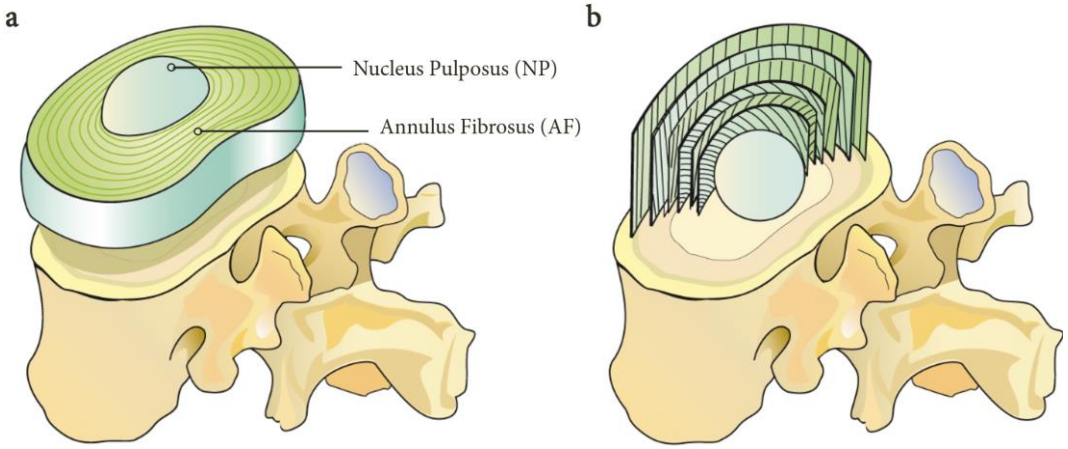

Figure I.8 - Disque intervertébral (DIV) ; a) Structure du DIV ; b) Orientation des fibres de l'annulus fibrosus (adaptée de (Kapandji 2019)

Le **Nucleus Pulposus** (NP), ou noyau pulpeux, correspond à la partie interne du DIV. Il est situé près du bord postérieur du disque, et peut représenter près de 50 % de son volume. Il est considéré comme étant incompressible, déformable et riche en eau. Ce corps est riche en protéoglycanes, des molécules hydrophiles permettant de capter et de conserver l'eau. Le NP peut ainsi être composé jusqu'à 86% d'eau et présente un aspect gélatineux (Iatridis et al. 1996). Il se déplace pendant les mouvements et joue le rôle d'un amortisseur dans le rachis.

L'Annulus Fibrosus (AF), ou anneau fibreux, représente la partie périphérique du disque. Il est constitué d'un assemblage de 15 à 25 lamelles élastiques disposées en couches concentriques autour du NP, maintenant ce dernier dans l'espace intervertébral. Ces lamelles sont constituées de fibres de collagène et sont orientées alternativement selon un angle de 30° par rapport au plan du disque (Inoue 1981) (Figure I.8-b). Cet angle tend à diminuer en se rapprochant du centre. De même, alors que la partie externe de l'AF est majoritairement composée de collagène de type I, la partie interne est essentiellement constituée de collagène de type II. La teneur en eau de l'annulus est inférieure à celle du nucleus, et est amenée à varier en fonction des efforts subis par le rachis.

Ces deux corps sont en contact direct avec les plateaux vertébraux, composés de cartilages, et sont ainsi solidement liés aux vertèbres. Le DIV est considéré comme mature à l'âge de 20 ans, et entame alors un long processus dégénératif causé par une diminution de sa proportion d'eau. La hauteur du disque concerné diminuera alors au fil du temps.

I.2.4.2 Les articulations zygapophysaires

Les **articulations zygapophysaires** font la jonction postérieure entre deux vertèbres adjacentes (Figure I.9). Elles sont composées des facettes du processus articulaire supérieur de la vertèbre sous-jacente et du processus articulaire inférieur de la vertèbre sus-jacente. Ces facettes articulaires sont recouvertes d'un cartilage hyalin permettant le glissement entre les facettes durant les différents mouvements du

rachis. L'aspect de ces facettes évolue en fonction du niveau rachidien considéré. En effet, les facettes des rachis cervicaux et thoraciques sont planes, tandis que celles du rachis lombaire sont concaves (facettes supérieures) ou convexes (facettes inférieures).

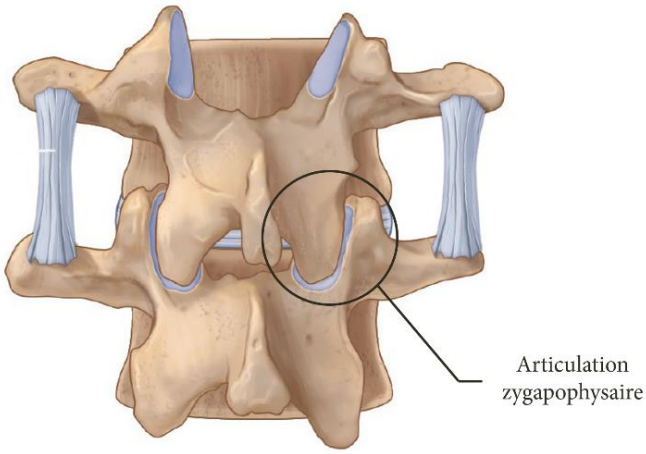

Figure I.9 - Articulation zygapophysaire d'une UF lombaire (adaptée du site Learn Muscles)

Une membrane fibreuse formant la **capsule ligamentaire** (Figure I.10), ou capsule articulaire, englobe les facettes articulaires afin de limiter les amplitudes des mouvements. Deux capsules ligamentaires, droite et gauche, sont présentes pour chaque UF. Ainsi, lors des mouvements de flexion, les ligaments capsulaires seront très tendus, tandis que pour les mouvements d'inclinaison latérale, seule l'une des deux capsules sera sollicitée.

I.2.4.3 Les structures ligamentaires du rachis lombaire

Les différents segments rachidiens sont reliés entre eux par les ligaments intervertébraux. Ces ligaments sont constitués de tissus conjonctifs fibro-cartilagineux et assurent la stabilité de l'articulation en limitant les amplitudes articulaires. Au niveau du rachis lombaire, deux grandes structures ligamentaires peuvent être distinguées.

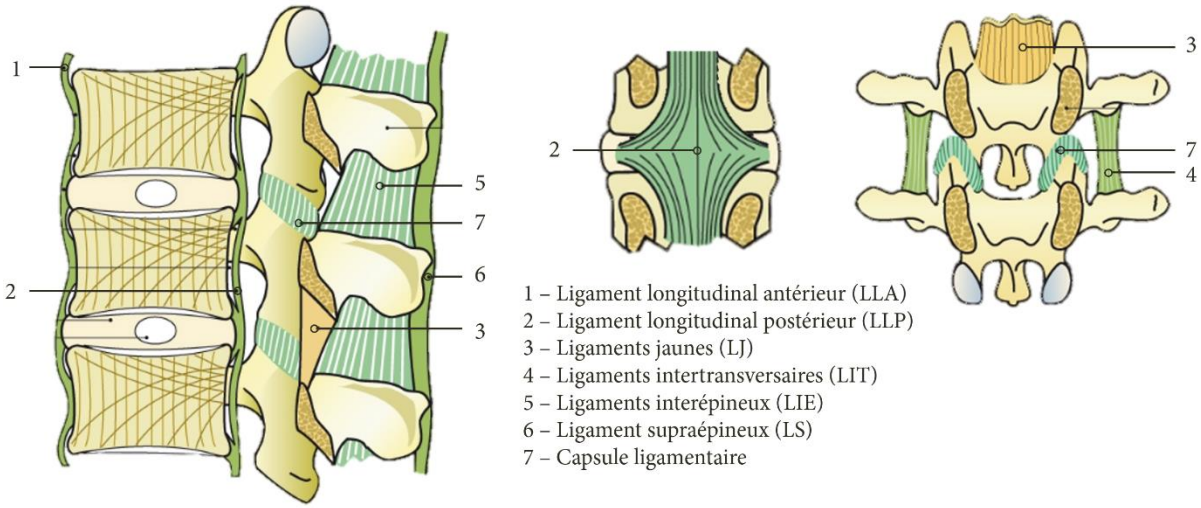

Figure I.10 - Ligaments du rachis lombaire (adaptée de (Kapandji 2019)

Les ligaments longitudinaux

Le **Ligament Longitudinal Antérieur** (LLA) s'étend sur toute la longueur de la colonne vertébrale, depuis l'axis jusqu'au sacrum. Il s'insère sur la face avant des corps vertébraux et des disques intervertébraux. Sa largeur tend à augmenter jusqu'à devenir maximale au niveau du rachis lombaire, où il recouvre presque entièrement la face avant des vertèbres (Figure I.10). Il est composé de fibres de collagène longues superficielles qui parcourent la longueur du ligament, ainsi que de fibres courtes plus profondes qui relient les vertèbres entre elles (Kapandji 2019). Ce ligament permet de limiter le mouvement d'extension.

Le **Ligament Longitudinal Postérieur** (LLP) est situé dans le canal rachidien et s'étend lui aussi sur la totalité de la longueur du rachis, de l'axis jusqu'au sacrum. Il ne s'insère pas sur les faces postérieures des corps vertébraux, mais très latéralement sur la face postérieure des disques. Ainsi, il présente un aspect dentelé, très fin au niveau des vertèbres, et très large au niveau des disques (Figure I.10). Similairement au LLA, il est composé d'une couche superficielle de fibres longues reliant les extrémités du ligament et d'une couche de fibres courtes reliant chaque vertèbre adjacente.

Les ligaments postérieurs

Les **Ligaments Jaunes** (LJ) gauche et droit relient deux vertèbres adjacentes en s'insérant sur la face interne de la lame de la vertèbre sus-jacente et sur le bord supérieur de la lame de la vertèbre sous-jacente (Figure I.10). Le LJ doit sa couleur jaune au fait qu'il contient la plus importante proportion d'élastine de tous les tissus du corps humain (Nachemson et Evans 1968). Cela aurait pour conséquence de réduire le risque de compression des structures nerveuses présentes dans le canal rachidien durant les mouvements d'extension (White et Panjabi 1990). Ce ligament est très épais et permet de limiter les mouvements de flexion.

Les **Ligaments Intertransversaires** (LIT) relient deux vertèbres consécutives en s'insérant sur leurs processus transverses (Figure I.10). Aux niveaux lombaires, ces ligaments sont minces et membraneux. Ils sont souvent confondus avec les muscles intertransversaires. Leur rôle consiste à limiter les mouvements d'inclinaison latérale.

Les **Ligaments Interépineux** (LIE) unissent les processus épineux de deux vertèbres adjacentes (Figure I.10). Dans le rachis lombaire, les fibres de collagène qui composent ces ligaments sont orientées horizontalement. Cela a pour conséquence de réduire la résistance aux mouvements de flexion (Mahato 2013).

Le **Ligament Supraépineux** (LS) vient prolonger les différents LIE et s'étend de l'os occipital jusqu'à la crête sacrale médiane. Il s'insère sur les extrémités des processus épineux (Figure I.10). Sa taille tend à diminuer aux niveaux lombaires (Rissanen 1960) ce qui permet de peu limiter les mouvements de flexion, qui sont majoritairement produits par le rachis lombaire (Heylings 1978). Il permet en outre de protéger les zones d'insertion des différents muscles spinaux.

I.2.4.4 Les ligaments de l'articulation sacro-iliaque

D'autres ligaments permettent de rattacher le rachis lombo-sacré au pelvis, formant ainsi l'articulation sacro-iliaque. Toutefois, la majorité de ces ligaments n'ont que peu d'influence sur les amplitudes articulaires du rachis lombaire. Ainsi, seuls les **Ligaments Ilio-Lombaires** (LIL) seront présentés, ceux-ci étant les seuls à interagir avec les vertèbres lombaires (Figure I.11). Ils sont divisés en deux faisceaux distincts qui s'insèrent sur la crête iliaque et la relient aux vertèbres L4 (faisceau supérieur) et L5 (faisceau

inférieur). Ces ligaments permettent de stabiliser l'articulation sacro-iliaque ainsi que de limiter les mouvements d'inclinaison latérale et, dans une moindre mesure, ceux de flexion-extension.

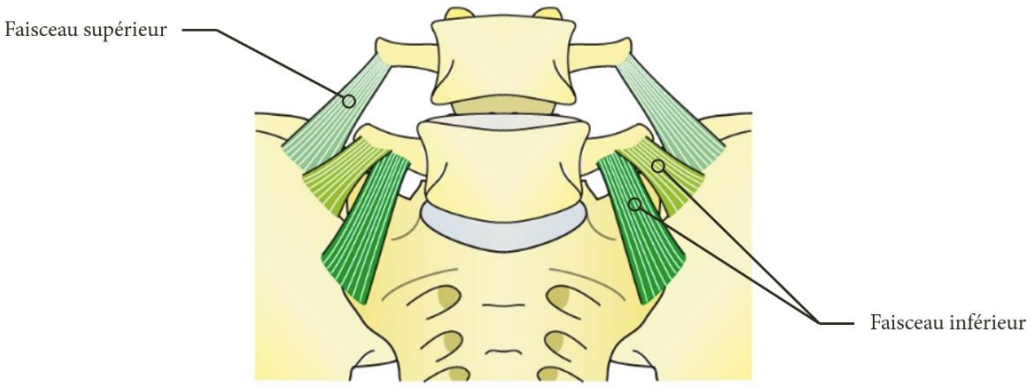

Figure I.11 - Ligaments ilio-lombaires (adaptée de (Kapandji 2019)

I.2.4.5 Les foramens intervertébraux

Les **foramens intervertébraux**, ou trous de conjugaison, permettent le passage des différents nerfs spinaux en provenance du fourreau dural situé dans le canal rachidien. Dans chaque UF, les foramens intervertébraux sont localisés entre les pédicules des vertèbres sus et sous-jacentes. Ils sont délimités antérieurement par le DIV, et postérieurement par les articulations zygapophysaires et les ligaments jaunes (Figure I.12).

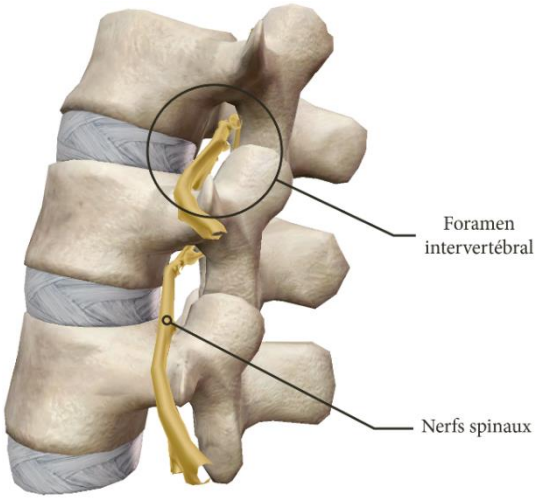

Figure I.12 - Foramens intervertébraux

I.3 ANATOMIE FONCTIONNELLE DU RACHIS LOMBAIRE

I.3.1 Angulations du rachis lombaire au repos

Nous avons pu voir que le rachis présente plusieurs courbures dans le plan sagittal, lesquelles sont : la lordose cervicale, la cyphose thoracique, la lordose lombaire, et la cyphose sacrée (Figure I.2-b). La mesure des angles associées à chacune de ces courbures est classiquement réalisée par la méthode de l'angle de Cobb (Tanure, Pinheiro, et Oliveira 2010). Cette approche consiste à mesurer l'angle formé entre le plateau supérieur de la vertèbre supérieure du segment étudié et le plateau inférieur de la vertèbre inférieure. Les angles de chacune des courbures rachidiennes sont bien connus et documentés dans la

littérature. Au niveau lombaire, il a ainsi été déterminé que l'angle de lordose total, c'est-à-dire l'angle entre la vertèbre L1 et S1 (Figure I.13), est compris entre 55° et 60° (Schwab et al. 2006; Hasegawa et al. 2017).

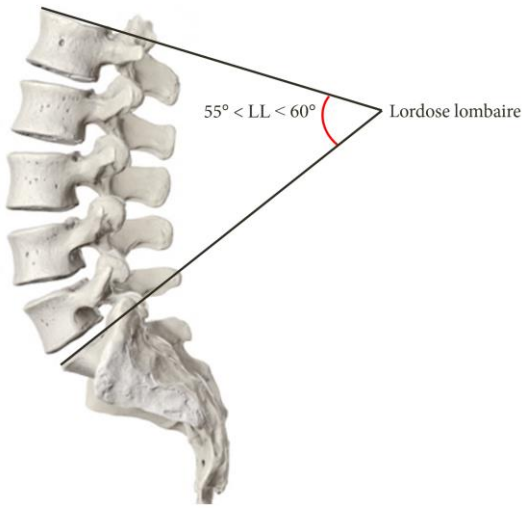

Figure I.13 – Mesure de la lordose lombaire (adaptée du site Anatomy Standard)

L'angle de lordose n'est cependant pas équitablement réparti sur chacun des niveaux lombaires. Been a ainsi montré que l'UF L5-S1 fournit près de 40 % de la lordose lombaire globale, tandis que l'UF L1-L2 ne contribue qu'à seulement 5 % de cette courbure (Been et Kalichman 2014). La lordose entre les vertèbres L1 et L3 est fixe et présente peu de différences entre les individus d'une population. Cette zone rachidienne, qui fait la transition entre le rachis thoracique et le rachis lombaire, est communément appelé « zone neutre ». Pour les niveaux inférieurs (L4-S1), cette lordose est variable, et dépend des paramètres pelviens de l'individu considéré.

I.3.2 Mobilités du rachis lombaire

Les structures anatomiques précédemment présentées contribuent à mettre en mouvement le rachis. Les amplitudes des mobilités globales du rachis correspondent à la somme des mobilités individuelles de toutes les UF. L'UF lombaire dispose de six degrés de liberté, et est donc capable de réaliser trois mouvements de rotation et trois mouvements de translation (Figure I.14).

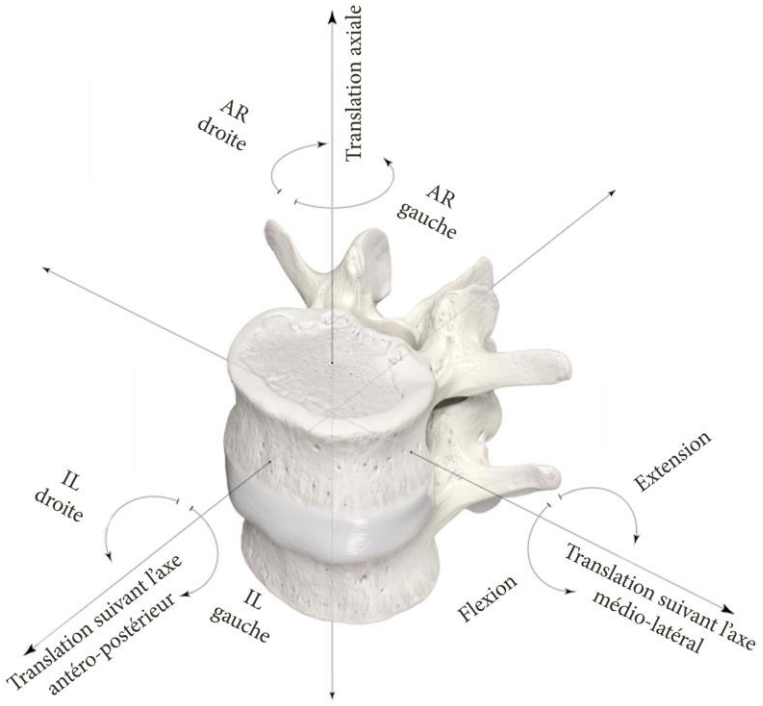

Figure I.14 - Mobilités de l'UF lombaire ; IL : Inclinaison Latérale ; RA : Rotation Axiale (adaptée du site Anatomy Standard)

I.3.2.1 Flexion-Extension

Le mouvement de **flexion-extension** consiste en un mouvement de rotation autour de l'axe médio-latéral (Figure I.14). Au cours du mouvement de flexion, la vertèbre sus-jacente s'incline ainsi vers l'avant et translate légèrement dans cette direction. Cela entraine un glissement des facettes articulaires de cette vertèbre, et donc une séparation de l'articulation zygapophysaire. Afin de limiter ce glissement, et donc le mouvement de flexion, les différents ligaments postérieurs de même que ceux de la capsule articulaire se tendent. Conjointement, une diminution de l'épaisseur antérieure du DIV est constatée, causant un déplacement du NP vers l'arrière (Figure I.15).

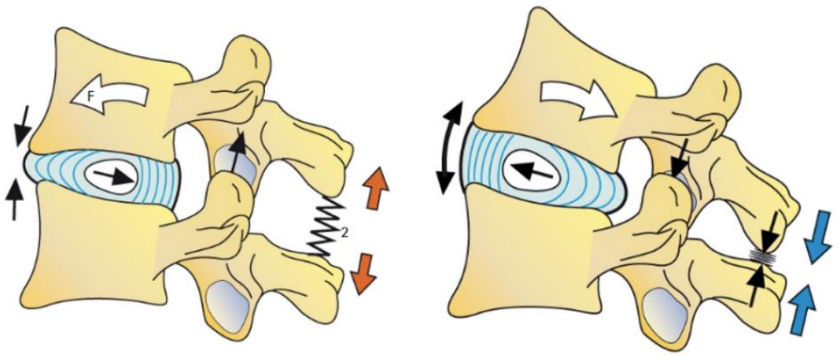

Figure I.15 - Mouvement de flexion-extension (adaptée de (Kapandji 2019)

Durant le mouvement d'extension, les phénomènes inverses sont observés. Ainsi, la vertèbre sus-jacente s'incline en arrière, causant un léger pincement de la partie postérieure du disque et donc une translation vers l'avant du nucleus. Le LLA est alors mis en tension, tandis que les ligaments postérieurs et de la capsule se détendent. Les facettes articulaires des deux vertèbres, de même que leurs processus épineux

se rapprochent et entrent en contact. (Figure I.15-b). Cela contribue à limiter l'amplitude du mouvement d'extension global du rachis lombaire.

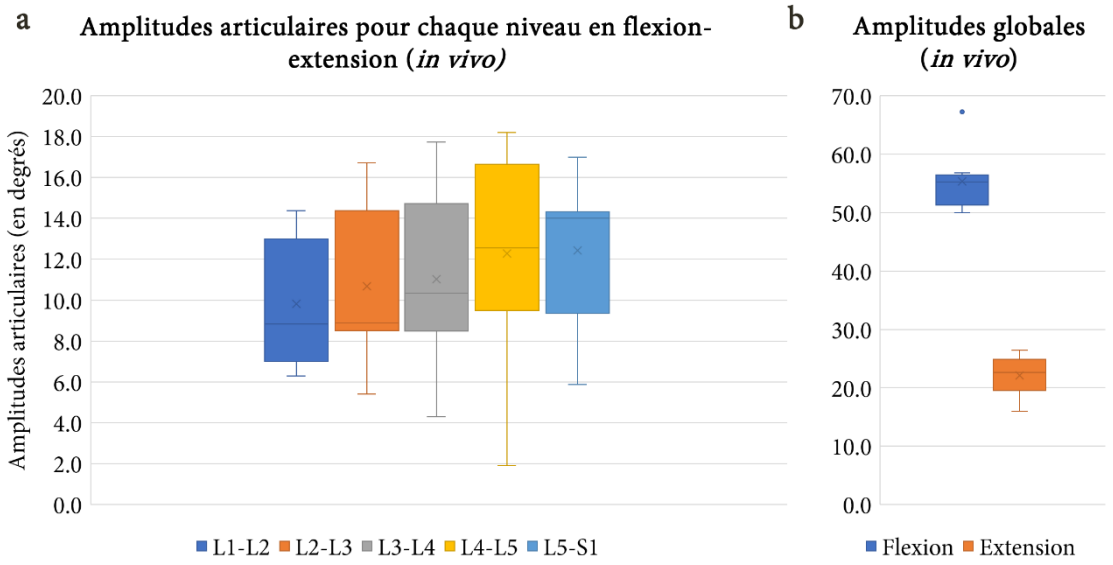

Figure I.16 - Amplitudes du mouvement de Flexion-Extension (FE) ; a) Amplitudes pour chaque UF lombaire (d'après (M. J. Pearcy 1985; Hayes et al. 1989; Dvořák et al. 1991; Rozumalski et al. 2008; Li et al. 2009; Tan et al. 2012; Eberhardt, Ganslandt, et Stadlbauer 2014; Basques et al. 2017) ; b) Amplitudes globales (d'après (M. J. Pearcy 1985; Russell, Pearcy, et Unsworth 1993; McGregor, McCarthy, et Hughes 1995; Van Herp et al. 2000; Ng et al. 2002; T.-H. Ha et al. 2013; Marcel Dreischarf et al. 2014; Narimani et Arjmand 2018)

De nombreuses études, en grande majorité *in vivo*, ont permis de déterminer les amplitudes articulaires de chaque UF du rachis lombaire. Il a ainsi été établi qu'une augmentation des mobilités articulaires a lieu en approchant des niveaux inférieurs du rachis lombo-sacré, le pic d'amplitude étant relevé à l'UF L4-L5 avec 12,3° (valeur médiane relevée en Figure I.16-a). D'après Kapandji, l'amplitude globale du mouvement de flexion-extension du rachis lombaire est de 70°, la flexion participant pour 40° et l'extension pour 30° (Kapandji 2019). Toutefois, d'autres études ont pu montrer que ces valeurs sont plus proches de, respectivement, 55° et 22° (Figure I.16-b). En vieillissant, une diminution des amplitudes articulaires est constatée. Ainsi, en comparant les résultats obtenus pour une population dont l'âge est compris entre 20 et 29 ans avec ceux obtenus pour une population de plus de 60 ans, une perte de près de -8,5 % pour la flexion et de -46 % pour l'extension est constatée (Van Herp et al. 2000).

I.3.2.2 Inclinaison latérale

Au cours du mouvement d'**inclinaison latérale**, qui consiste en une rotation autour de l'axe antéro-postérieur, la vertèbre sus-jacente de l'UF bascule latéralement (Figure I.17). De ce côté, le disque se retrouve comprimé, ce qui induit un déplacement du NP dans la direction opposée. Du côté de l'inclinaison, les facettes de l'articulation zygapophysaire se rapprochent, ce qui détend les ligaments de la capsule articulaire et le LIT. De l'autre côté, les facettes articulaires s'éloignent, la capsule ligamentaire et le LIT sont donc tendus, limitant ainsi l'amplitude de ce mouvement.

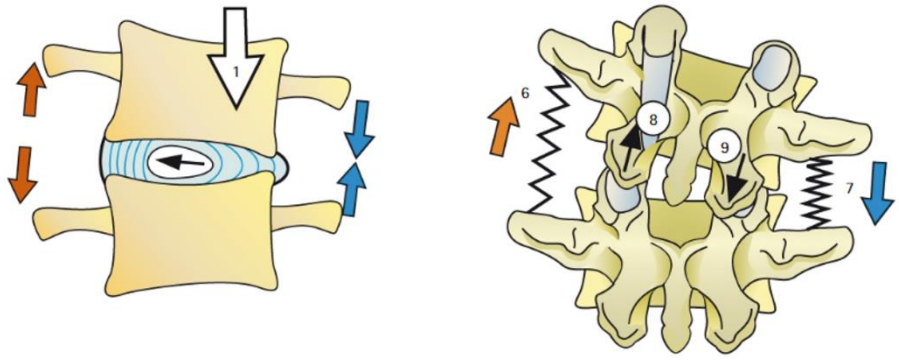

Figure I.17 - Mouvement d'inclinaison latérale (adaptée de (Kapandji 2019)

Ce mouvement est considéré comme symétrique, les amplitudes de mouvement étant sensiblement similaires pour chaque direction de sollicitation. Les données issues d'essais *in vivo* présentées dans la littérature indiquent que les UF les plus mobiles lors de l'inclinaison latérale sont L2-L3 et L3-L4, avec près de 10°, tandis que les niveaux inférieurs présentent des amplitudes articulaires plus faibles, avec seulement 7,7° pour L4-L5 et 5,3° pour L5-S1 (Figure I.18-a). Le rachis lombo-sacré dans sa globalité est capable d'atteindre une amplitude de ± 24,1° (Figure I.18-b). D'après Van Herp, une diminution de l'amplitude d'inclinaison latérale de près de 34° peut être observée en comparant les données d'une cohorte de 20 à 29 ans et celles d'un groupe de plus de 60 ans (Van Herp et al. 2000).

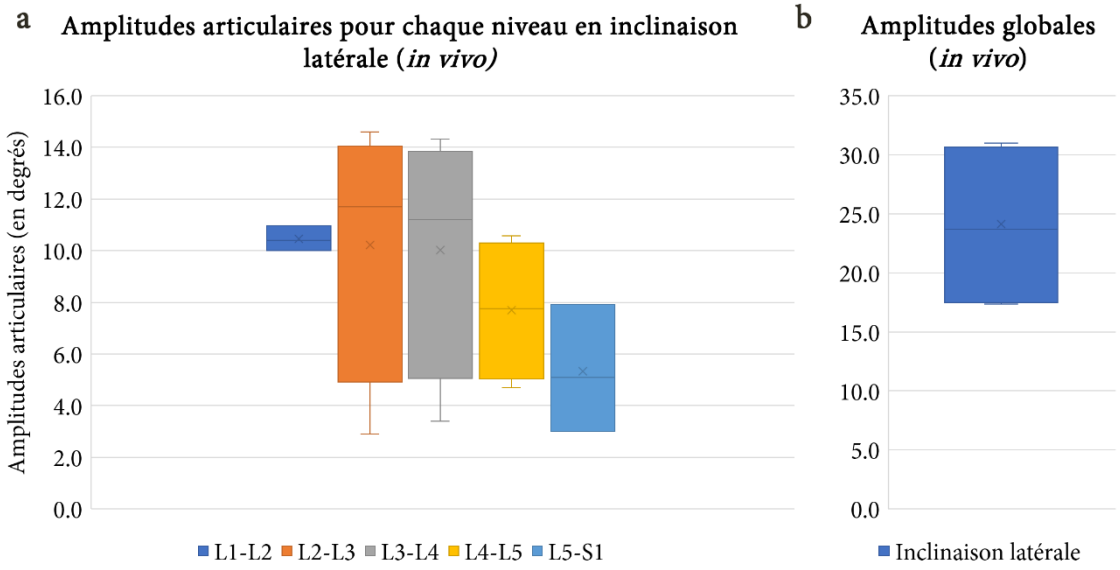

Figure I.18 – Amplitudes du mouvement de d'Inclinaison Latérale (IL) ; a) Amplitudes pour chaque UF lombaire (d'après (M. J. Pearcy 1985; Dvořák et al. 1991; Rozumalski et al. 2008; Li et al. 2009) ; b) Amplitudes globales (d'après (M. J. Pearcy 1985; Russell, Pearcy, et Unsworth 1993; McGregor, McCarthy, et Hughes 1995; Van Herp et al. 2000; Ng et al. 2002; T.-H. Ha et al. 2013; Narimani et Arjmand 2018)

I.3.2.3 Rotation axiale

Le mouvement de **rotation axiale** correspond à une rotation autour de l'axe cranio-caudal. Il est rendu possible du fait de l'orientation des facettes articulaires. En effet, au sein d'une UF lombaire, les facettes articulaires sont géométriquement tangentes à un cylindre dont le centre O est approximativement localisé à la base des processus épineux (Figure I.19). Cette représentation permet de mettre en évidence que lors de ce mouvement physiologique, le centre de rotation n'est pas situé au centre du plateau vertébral, mais plus en arrière. Cela implique ainsi que cette rotation est nécessairement accompagnée

d'une translation latérale de la vertèbre sus-jacente. Le DIV, en plus d'être soumis à un chargement de torsion axiale, est sollicité en cisaillement (Kapandji 2019). Ainsi, les amplitudes des mobilités en rotation du rachis lombo-sacré sont faibles.

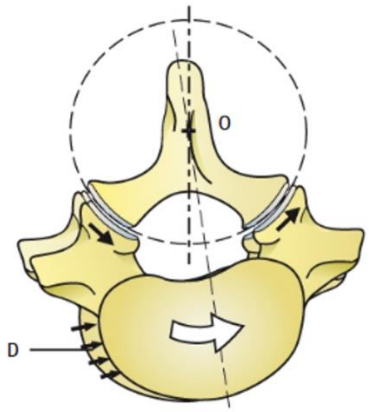

Figure I.19 - Mouvement de rotation axiale (adaptée de (Kapandji 2019)

Cela est confirmé par de nombreuses études *in vivo*, qui ont permis de déterminer que chaque UF lombaire autorise un mouvement de rotation de seulement 3,2° (Figure I.20-a). L'amplitude totale du mouvement de rotation axiale observée dans le rachis lombo-sacré étant limitée à 16,2° (Figure I.20-b), une valeur qui tend à diminuer avec l'âge, avec une perte de 17 % entre 20 et 60 ans (Van Herp et al. 2000).

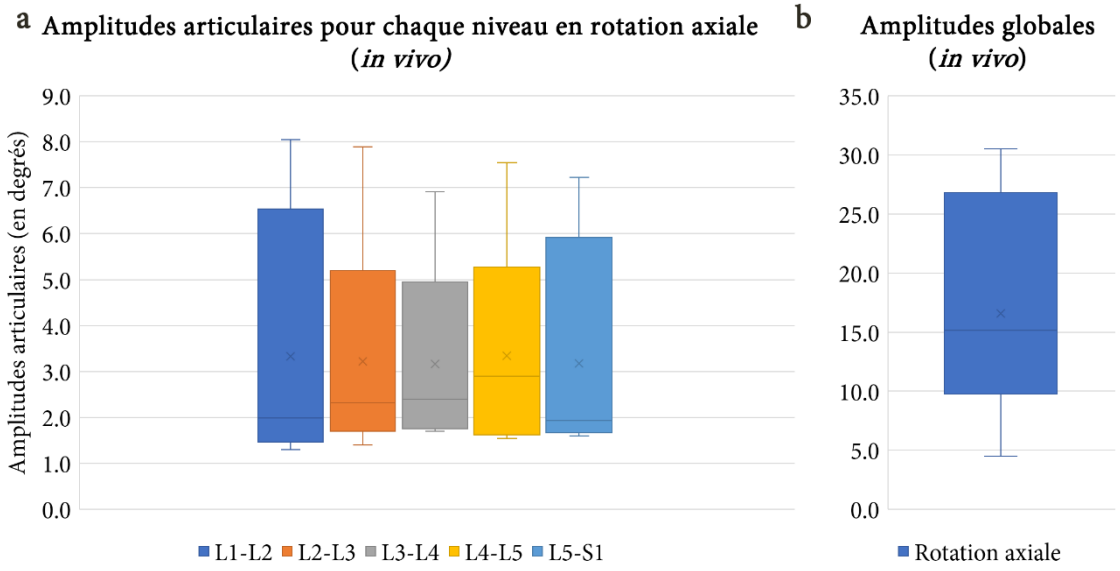

Figure I.20 - Amplitudes du mouvement de Rotation Axiale (RA) ; a) Amplitudes pour chaque UF lombaire (d'après (M. J. Pearcy 1985; Rozumalski et al. 2008; Li et al. 2009; Basques et al. 2017) ; b) Amplitudes globales (d'après (M. J. Pearcy 1985; Russell, Pearcy, et Unsworth 1993; McGregor, McCarthy, et Hughes 1995; Van Herp et al. 2000; Ng et al. 2002; T.-H. Ha et al. 2013; Narimani et Arjmand 2018)

I.3.2.4 Couplage articulaire

Dans le cadre de la biomécanique du rachis, on parle de **mouvements couplés** quand la réalisation d'un mouvement entraine l'exécution d'un ou plusieurs autres mouvements (White et Panjabi 1990). Dans le rachis lombaire, aucun couplage n'est observé lors de mouvements de flexion-extension ou d'inclinaison

latérale (Legaspi et Edmond 2007; Cook 2013). En revanche, Shin a pu mettre en évidence que le mouvement de rotation axiale engendre un mouvement d'inclinaison latérale (J.-H. Shin et al. 2013).

Plusieurs études ont montré que pour les niveaux inférieurs du rachis lombo-sacré (L4-L5 et L5-S1), ce mouvement couplé a lieu dans le même sens que le mouvement principal, tandis que pour les niveaux supérieurs, le couplage se produit dans la direction opposée (M. J. Pearcy et Tibrewal 1984; Ochia et al. 2006). Les amplitudes de ces mouvements couplés sont assez importantes au regard de celles du mouvement principal, avec près de 1° d'inclinaison latérale mesuré pour 1° de rotation axiale (M. M. Panjabi et al. 1994; J.-H. Shin et al. 2013).

I.3.3 Centres et axes instantanés de rotation du rachis lombaire

Afin d'étudier ces différents mouvements rachidiens, les **Centres Instantanés de Rotation** (CIR) permet de compléter les informations fournies par les amplitudes de mobilités de chaque UF. Ce paramètre est particulièrement utilisé dans l'étude du mouvement de flexion-extension. En effet, ce mouvement n'ayant lieu que dans le plan sagittal, il peut être décomposé en plusieurs mouvements consécutifs de rotation autour d'un **Axe Instantané de Rotation** (AIR), colinéaire à l'axe médio-latéral, qui devient le CIR une fois observé dans le plan sagittal. Certaines études ont pu montrer que lors du mouvement de flexion-extension, le CIR est localisé au tiers postérieur du plateau vertébral de la vertèbre sous-jacente (Figure I.21) (Mark J. Pearcy et Bogduk 1988; Abouhossein, Weisse, et Ferguson 2013; Liu et al. 2016). Pour le mouvement de rotation axiale, il a été établi que le CIR est localisé postérieurement au plateau vertébral (Samagh et al. 2011).

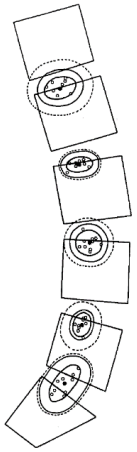

Figure I.21 - Position des CIR dans le rachis lombaire lors d'un mouvement de flexion-extension (adapté de (Mark J. Pearcy et Bogduk 1988)

Au cours de la réalisation des différents mouvements rachidiens précédemment présentés, la position des CIR est modifiée, on parle de **migration du CIR**. Schmidt a ainsi pu observer numériquement ces déplacements des CIR pour chacun des trois mouvements (Schmidt et al. 2008). Il a ainsi pu être montré que pour le mouvement de flexion-extension, le CIR se déplace dans le sens antéro-postérieur (Figure I.22-a, b). Pour l'inclinaison latérale, son déplacement a lieu suivant l'axe médio-latéral (Figure I.22-c). Enfin, au cours du mouvement de rotation axiale, le CIR se déplace latéralement, mais aussi postérieurement, jusqu'à atteindre une position d'équilibre, en fin de mouvement, au niveau du processus articulaire opposé. Cela signifie que pour une rotation axiale vers la gauche, le CIR tend à migrer vers le processus articulaire droit (Figure I.22-d).

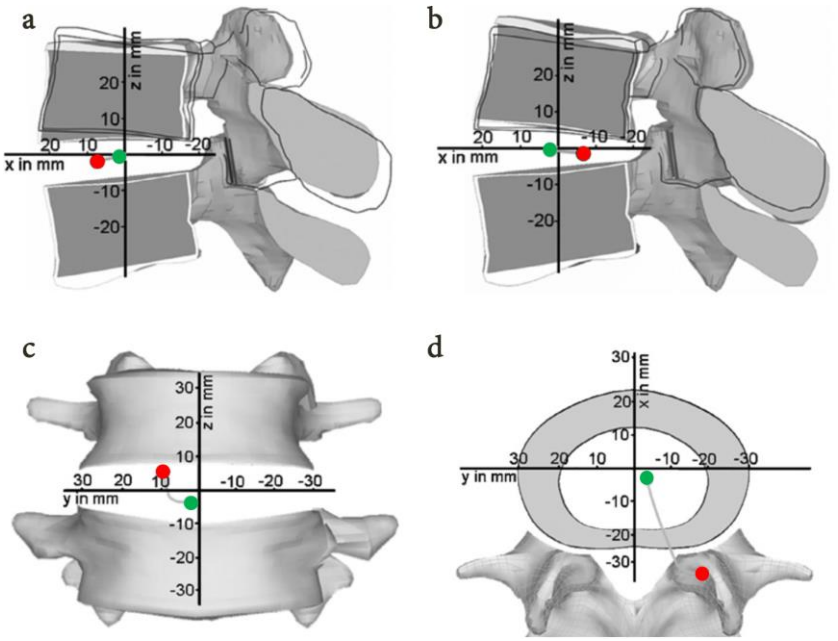

Figure I.22 – Migration du CIR du niveau L4-L5 au cours des différents mouvement rachidiens, avec en vert la position relevée pour un couple appliqué de 1,5 Nm, et en rouge celle relevée pour un couple de 7,5 Nm ; a) Flexion ; b) Extension ; c) Inclinaison latérale droite ; d) Rotation axiale gauche (adaptée de (Schmidt et al. 2008)

Yoshioka a montré, au travers d'une étude *in vivo*, que la migration du CIR lors du mouvement de flexion extension, a lieu majoritairement dans la direction antéro-postérieure, un faible déplacement cranio-caudal étant observé (Yoshioka et al. 1990). Cela a pu être observé pour chacun des cinq niveaux lombaires (Tableau I-1).

Niveau rachidien	Déplacement du CIR	
	Antéro-postérieur	Cranio-caudal
L1	-7,5 ± 2,67 mm	1,5 ± 0,82 mm
L2	-9,7 ± 1,88 mm	0,6 ± 0,71 mm
L3	-8,9 ± 1,38 mm	0,0 ± 0,90 mm
L4	-8,7 ± 1,45 mm	-0,3 ± 0,71 mm
L5	-6,8 ± 1,54 mm	-0,7 ± 1,00 mm

Tableau I-1 – Quantification de la migration du CIR pour les cinq niveaux rachidiens lors d'un mouvement d'extension maximale vers flexion maximale, les valeurs présentées sont les moyennes ainsi que les écarts-types associés (adapté de (Yoshioka et al. 1990)

I.3.4 Efforts dans le rachis lombo-sacré

Au sein d'une UF, les efforts sont transmis de la vertèbre sus-jacente à la vertèbre sous-jacente au travers des ligaments et des articulations zygapophysaires, la majorité des charges étant transmises par l'annulus et le nucleus. Lors de chargements en compression, de par sa nature incompressible mais déformable, le NP va transformer les efforts axiaux en efforts radiaux, qui seront alors transmis à l'AF. Celui-ci, du fait de l'orientation de ses lamelles fibreuses, subira alors des efforts de traction. Lors de la réalisation de mouvements de flexion-extension, d'inclinaison latérale ou de rotation axiale, l'annulus sera soumis à des contraintes de cisaillement, ces rotations s'accompagnant aussi de légères translations. De plus, une compression asymétrique du disque aura lieu du côté de la sollicitation. Cela va engendrer un

déplacement du NP dans la direction opposée, ce qui augmentera les efforts de traction auquel est soumis l'AF.

Certaines études *in vivo* ont pu mettre en évidence que la nature ainsi que la valeur des forces exercées sur les disques peuvent grandement varier en fonction de la posture adoptée. Nachemson a ainsi pu déterminer que pour un individu de 70 kg, la charge axiale exercée sur son disque L3-L4 est de 500 N (Figure I.23) (Nachemson 1981). Cette charge pouvant diminuer de 80 % dans le cas de la position en semi-Fowler, c'est-à-dire allongé avec le dos incliné de 30°, et pouvant augmenter de 320 % dans le cas de la position debout, incliné vers l'avant de 20° avec rotation du tronc de 20°, chargé de 10 kg.

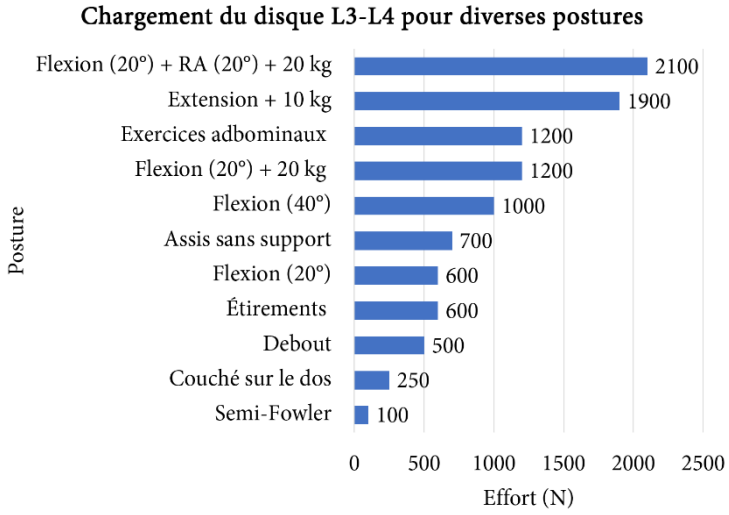

Figure I.23 - Chargement du disque L3-L4 pour plusieurs postures pour un sujet de 70 kg (d'après (Nachemson 1981)

I.4 L'ENDOMMAGEMENT DU RACHIS LOMBO-SACRÉ

Le rachis, comme toute autre structure composant le corps humain, peut être endommagé au cours de la vie d'un patient. Cela peut être causé par certaines pathologies, la scoliose en étant un exemple. Des traumatismes peuvent aussi causer des fractures vertébrales. Enfin, des phénomènes dégénératifs, majoritairement liés à l'âge, peuvent détériorer les structures rachidiennes.

I.4.1 Scolioses

La scoliose est une pathologie rachidienne qui induit une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Ainsi, les cliniciens observent une inclinaison du rachis dans le plan coronal, une rotation des vertèbres dans le plan transversal et une inversion des courbures naturelles dans le plan sagittal. On parle de scoliose lorsque les courbures latérales dépassent un angle de 10°. Plusieurs catégories de scolioses peuvent être définies en fonction de son origine, de l'âge d'apparition, ou encore du niveau d'apparition des courbures (Le Cann 2014).

Les **scolioses congénitales** sont causées par des malformations vertébrales au cours des cinq à six premières semaines du développement fœtal, ce sont donc des **scolioses juvéniles** (Hensinger 2009). Elles touchent près de 0,1 % de la population (Hedequist et Emans 2007). Du fait qu'elles apparaissent très tôt dans le processus de croissance rachidienne, ces scolioses sont les plus évolutives. Durant la puberté, il existe un important risque d'aggravation des courbures.

Les **scolioses idiopathiques** n'ont pas de causes clairement déterminées. La **Scoliose Idiopathique de l'Adolescent** (SIA) est le type de scoliose le plus répandu, et touche 1 % à 3 % de la population de 10 à 16 ans (S. L. Weinstein et al. 2008). Il semble que les formes sévères de SIA, c'est-à-dire celles dont les courbures sont supérieures à 20°, sont plus prédominante chez les filles que chez les garçons, celles-ci représentant 80 % des cas (Roach 1999). La SIA apparaissant à l'adolescence, elle est moins dangereuse que la scoliose juvénile, car la croissance rachidienne est à ce moment proche de se terminer.

Enfin, les **scolioses neurologiques** apparaissent successivement à une pathologie neurologique, telle que la paralysie cérébrale, la dystrophie musculaire, ou encore la poliomyélite (Tableau I-2). Ces pathologies entrainent un déséquilibre musculaire contribuant à un trouble de l'équilibre et des déformations du tronc (R. Vialle, Thévenin-Lemoine, et Mary 2013).

Étiologie	Prévalence (%)
Paralysie cérébrale	25
Myélodysplasie	60
Amyotrophie spinale	67
Ataxie de Friedreich	80
Myopathie de Duchenne	90
Lésions médullaires (< 10 ans)	100

Tableau I-2 - Prévalence de la scoliose dans la population générale en fonction de l'étiologie (adapté de (R. Vialle, Thévenin-Lemoine, et Mary 2013)

I.4.2 Lésions traumatiques

Les fractures vertébrales représentent la majorité des fractures ostéoporotiques dans le monde (Ballane et al. 2017). D'après Hu, le risque de fracture vertébrale est évalué à près de 64 pour 100 000 habitants chaque année dans les pays développés, ce qui se traduit pour la France à 40 000 cas de fractures rachidiennes annuellement (R. Hu, Mustard, et Burns 1996). Bien qu'elles puissent être asymptomatiques (Eastell et al. 1991), elles peuvent être responsables d'atteintes nerveuses dans 19 cas par millions de patients en France (Albert et Ravaud 2005, 200).

L'essentiel des fractures vertébrales a lieu au niveau de la charnière thoraco-lombaire (Magerl et al. 1994). Ainsi, d'après Leucht, L1 est la vertèbre la plus souvent atteinte, avec 28.5 % des cas. Les vertèbres sus et sous-jacentes, T12 et L2, sont aussi fortement impactées, représentant respectivement 14,1 % et 12,1 % des cas observés (Leucht et al. 2009). Les vertèbres inférieures du rachis lombo-sacré représentent en globalité près de 10 % des fractures rachidiennes (Figure I.24).

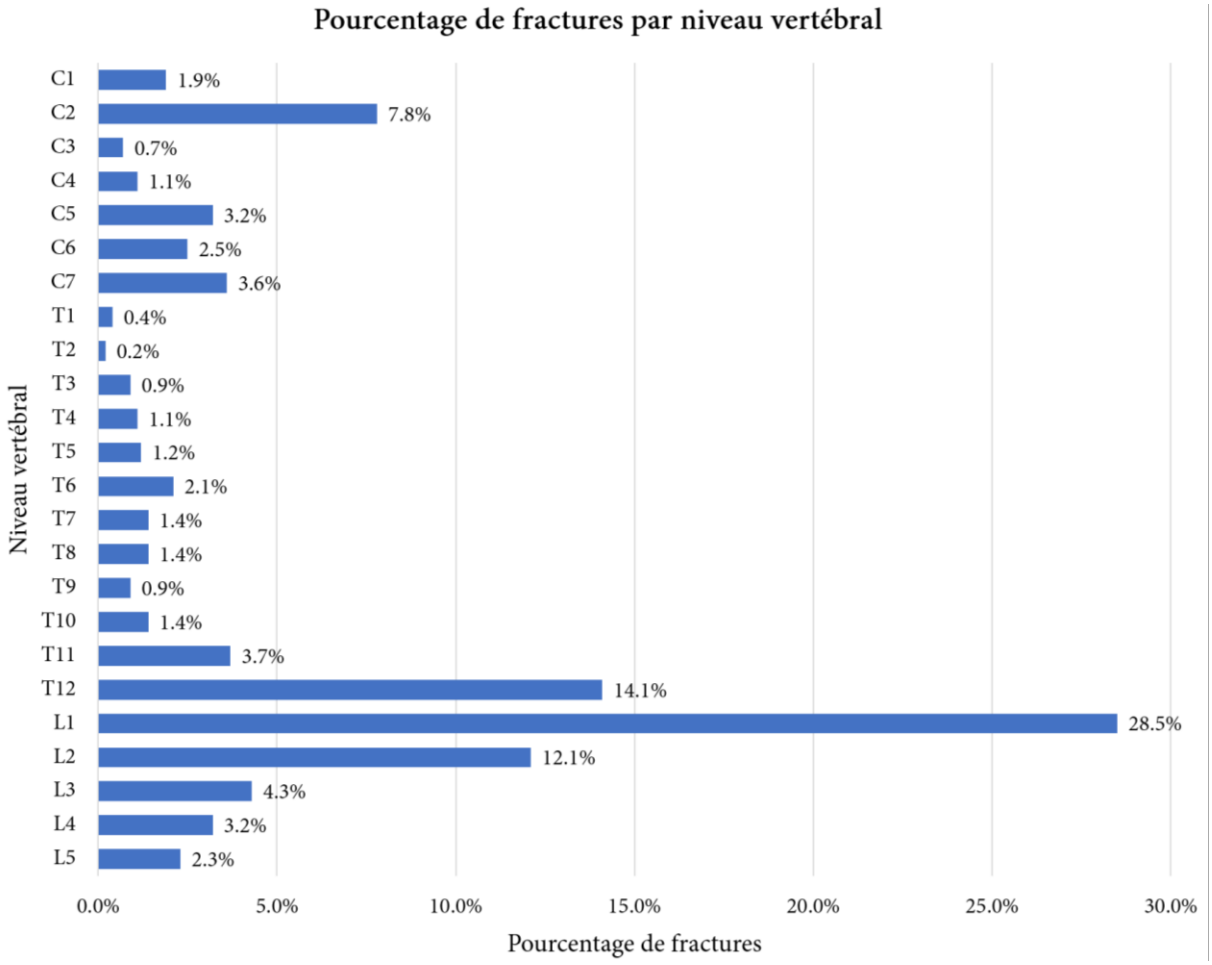

Figure I.24 - Répartition des fractures vertébrales par niveau rachidien (adapté de (Leucht et al. 2009)

Il existe différents mécanismes lésionnels, à savoir l'extension, la flexion, la compression, la rotation ou une combinaison de certains de ces mécanismes (Vendeuvre 2019). Le nombre très élevé de fractures vertébrales observé autour de la charnière thoraco-lombaire peut être expliqué par le fait que dans cette zone, deux vertèbres successives sont peu inclinées l'une par rapport à l'autre. Ce tronçon est donc plutôt rectiligne. De ce fait, lors d'un traumatisme, peu d'énergie est dissipée par les courbures rachidiennes, ce qui augmente alors le risque de fracture. De plus, en passant du rachis thoracique au rachis lombaire, les vertèbres deviennent plus résistantes. Yoganandan a ainsi montré qu'une force axiale de 3,4 kN est requise pour fracturer 50 % des vertèbres thoraciques, tandis que pour obtenir le même résultat avec des vertèbres lombaires, une charge de 3,7 kN est nécessaire (Yoganandan et al. 2013).

Afin de rationaliser la prise en charge clinique des fractures vertébrales, plusieurs classifications ont été développées, dont celle de l'AO (Association pour l'Ostéosynthèse), basée sur les classifications de Magerl et McCormack (Magerl et al. 1994; McCormack, Karaikovic, et Gaines 1994). Dans cette classification, trois grands types de fractures ont été identifiés en fonction du mécanisme fracturaire et du degré de comminution, c'est-à-dire le nombre de fragments générés. Ainsi, on distingue les fractures dues à des compressions, des distractions ou encore des translations (Figure I.25). Cette classification est utilisée par les cliniciens comme un outil d'aide au diagnostic.

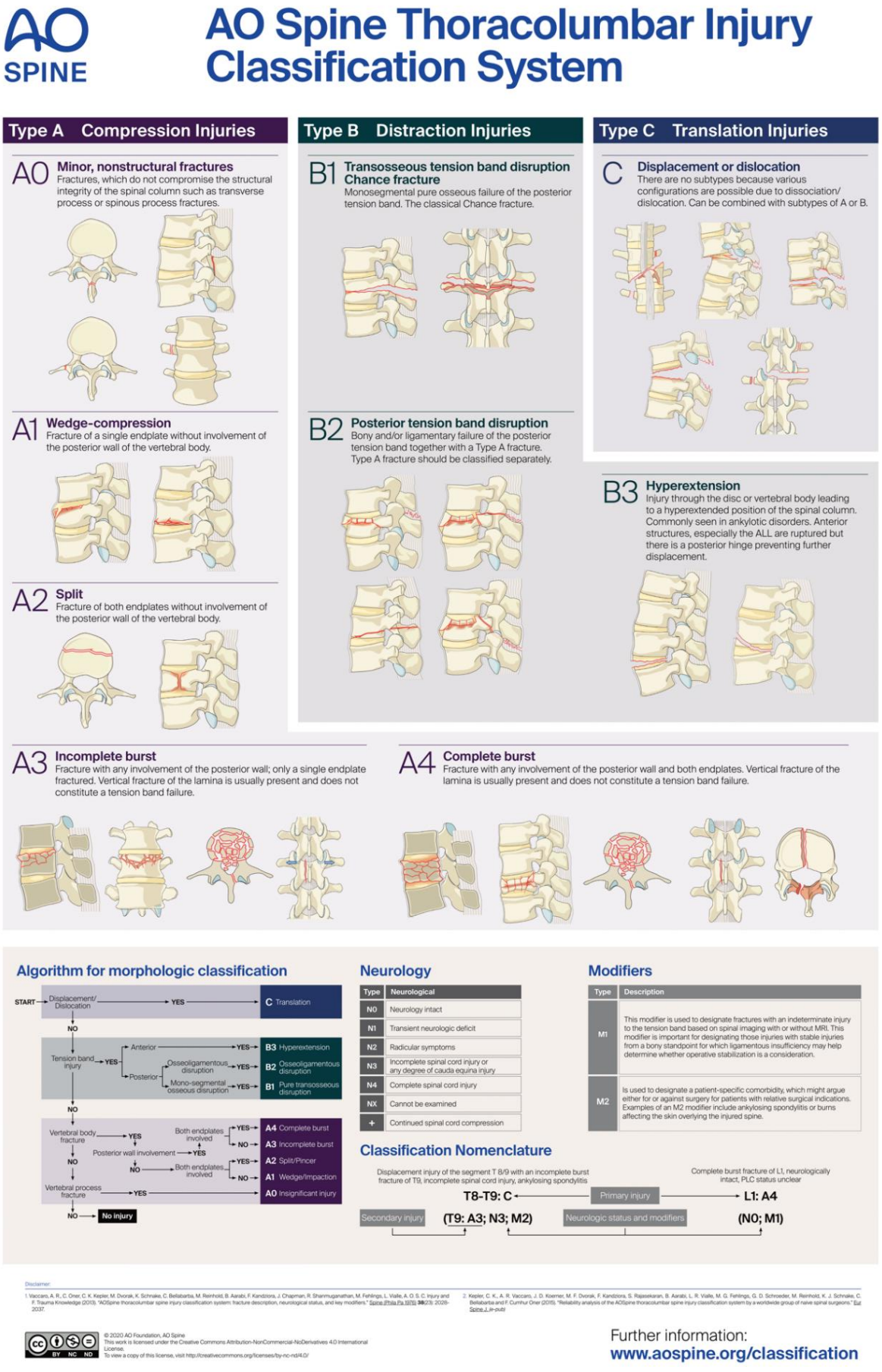

Figure I.25 - Classification des fractures vertébrales de l'AO (adaptée du site AO Foundation)

I.4.3 Phénomènes dégénératifs

I.4.3.1 Processus de dégénérescence

Les phénomènes dégénératifs du rachis lombaire apparaissent en raison du vieillissement ou de l'usure des différentes structures rachidiennes, et conduisent à une perte de fonction chez les patients. Au sein d'une UF, les disques et les articulations zygapophysaires sont particulièrement touchés. Les niveaux rachidiens les plus impactés sont les niveaux inférieurs formant la charnière lombo-sacrée, car ce sont les niveaux qui subissent les chargements les plus importants tout en fournissant une grande amplitude de mouvement. Ces processus de dégénérescence se propagent ensuite vers le haut de la colonne vertébrale.

Disques

La majorité des atteintes discales sont causées par des processus dégénératifs. D'après Adams et Roughley, le processus de dégénérescence discale peut être défini comme une réponse cellulaire anormale à la suite d'une défaillance structurelle du disque (Michael A. Adams et Roughley 2006). Ces défaillances sont toujours suivies d'une accélération du vieillissement du DIV atteint. Ainsi, des modifications biochimiques, telles que la diminution du taux de protéoglycanes ou une perte de collagène, ont lieu dans les disques (Antoniou et al. 1996; Michael A. Adams, Dolan, et McNally 2009). Cela induit une déshydratation du nucleus, qui devient fibreux et perd son aspect gélatineux (Whatley et Wen 2012). Dans le même temps, l'annulus tend à se rigidifier, et devient exposé à l'apparition de lésions sur son pourtour, pouvant avec le temps conduire à une hernie discale (Kepler et al. 2013). La dégénérescence discale progressant, la délimitation entre l'annulus et le nucleus tend à disparaitre.

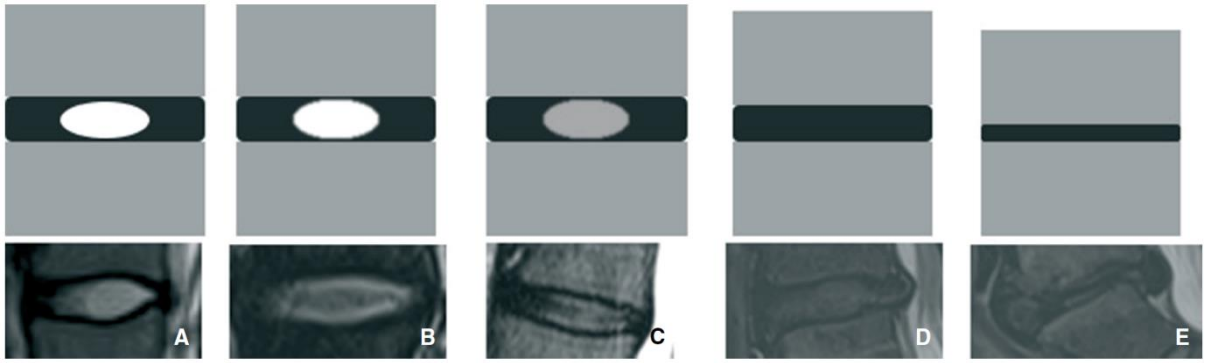

Figure C.1. Dans la partie supérieure, représentation schématique des 5 classifications de Pfirrmann ; dans la partie inférieure, imagerie par résonance magnétique en séquence T2w correspondante.
A. Grade I, le disque est homogène, avec un signal blanc hyperintense pour le nucleus et une hauteur de disque normale.
B. Grade II, la structure du disque est inhomogène, avec un signal blanc hyperintense pour le nucleus et une hauteur de disque normale.
C. Grade III, la structure du disque est inhomogène, et le nucleus a un signal gris intermédiaire, la distinction entre le nucleus et l'annulus est moins évidente, et la hauteur du disque est normale.
D. Grade IV, la structure du disque est inhomogène, avec un signal hypo-intense noir du nucleus et une hauteur de disque de normale à légèrement diminuée.
E. Grade V, la structure du disque est inhomogène, avec un signal hypo-intense noir du nucleus et une hauteur de disque fortement réduite.

Figure I.26 - Classification de Pfirrmann (adaptée de (Deneuville et al. 2023)

Afin de caractériser l'évolution de la dégénérescence discale, plusieurs classifications ont été développées, pour la plupart basée sur l'imagerie. C'est le cas pour la classification de Pfirrmann, qui est basée sur des images issues d'IRM (Figure I.26) (Pfirrmann et al. 2001). Elle permet de distinguer cinq états de dégénérescence, en fonction de l'aspect du NP, de la démarcation entre le NP et l'AP, et enfin en fonction de la hauteur discale.

Éléments postérieurs

Les structures postérieures du rachis sont elles aussi susceptibles de dégénérer au fil du temps, conjointement au disque. Ainsi, une diminution de la hauteur discale peut mener, dans les articulations zygapophysaires, à une augmentation des charges axiales de l'ordre de 20 % à 70 % (Cano-Gómez et al. 2008). Cela peut provoquer une usure partielle ou totale du cartilage, conduisant alors à la survenue d'arthrose. Aussi, des excroissances osseuses, appelées ostéophytes, peuvent apparaitre au niveau des facettes articulaires, conduisant à terme à une fusion de l'UF concernée (Figure I.27). En fonction de leur position, ces ostéophytes peuvent entrer en contact avec les structures nerveuses présentes dans les foramens intervertébraux et les comprimer.



Figure I.27 - Ostéophytes sur les facettes articulaires (adaptée du site Desert Institute for Spine Care)

Les propriétés biomécaniques des ligaments sont elles aussi amenées à évoluer avec l'âge. Iida et al. ont ainsi montré que les LIE et LS perdent en rigidité en fonction de l'âge, mais aussi en fonction du degré de dégénérescence facettaire (Iida et al. 2002). Il est possible que ce phénomène soit lié à des modifications du comportement cellulaire des LS, qui vont alors s'apparenter à des fibrocartilages. Au niveau des LIE, on peut observer après 20 ans la rupture des faisceaux fibreux, la destruction des tissus tendineux ainsi que la formation de cavités (Rissanen 1960).

I.4.3.2 Pathologies associées

Lombalgies et radiculalgies

La **lombalgie** a été reconnue comme étant la première cause d'invalidité et d'interruption de l'activité professionnelle dans le monde (Vos et al. 2016; D. Hoy et al. 2010). Elle représente une part très importante des dépenses de santé dans de nombreux pays (Maetzel et Li 2002; Dagenais, Caro, et Haldeman 2008). Il a pu être établi que 70 % à 85 % de la population mondiale est impactée par la lombalgie au cours de la vie (Andersson 1999). Dans le monde, la prévalence annuelle de la lombalgie est de 39 % (Damian Hoy et al. 2012). Ce nombre tend à augmenter dans les pays industrialisés, avec 54 % en France et au Danemark (Leboeuf-Yde, Klougart, et Lauritzen 1996; Gourmelen et al. 2007).

D'après la Haute Autorité de Santé, la lombalgie est caractérisée par une douleur localisée dans la région du rachis lombaire, qui peut être accompagnée de **radiculalgies**, qui se manifestent sous la forme de douleurs dans un ou les deux membres inférieurs au niveau d'un ou plusieurs dermatomes (HAS 2019). Un dermatome désigne une zone du corps innervée par la même racine nerveuse.

On peut distinguer plusieurs formes de lombalgies. La **lombalgie commune**, ou **non spécifique**, désigne les douleurs lombaires dont la cause ne peut pas être clairement déterminée et associée à une autre pathologie (Balagué et al. 2012; Maher, Underwood, et Buchbinder 2017). On parle de **lombalgie chronique** quand les douleurs persistent durant plus de trois mois (Borenstein 1996).

Instabilité lombaire fonctionnelle

L'**instabilité lombaire fonctionnelle**, ou **intervertébrale**, est un sujet très débattu dans la littérature, son origine exacte n'étant pas encore établie (Beazell, Mullins, et Grindstaff 2010). Globalement, ce terme concentre tous les troubles cinématiques dont l'origine est un dysfonctionnement mécanique.

Sur le plan biomécanique, le concept d'instabilité peut être représenté par une balle et un bol (Figure I.26). Dans le premier cas, la balle se trouve dans le bol. Peu importe le déplacement qui lui sera imposé, elle aura toujours tendance à retrouver sa position d'équilibre située au fond du bol (Figure I.28-a). En revanche, dans la deuxième situation, le bol est retourné. En disposant la balle en haut du bol, elle n'aura pas d'autre possibilité que de retomber à l'extérieur (Figure I.28-b). On parle alors d'instabilité.

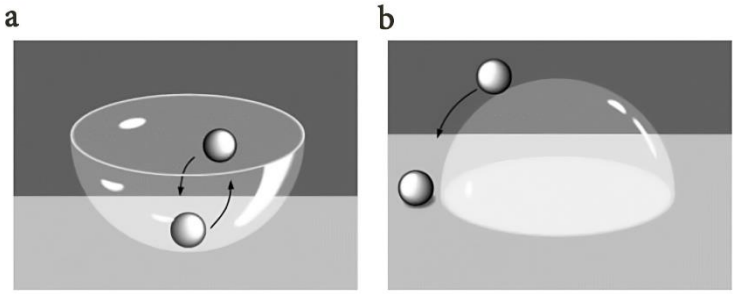

Figure I.28 - Exemple de la balle ; a) Stabilité ; b) Instabilité (adaptée de (Mosnier 2009)

Selon Panjabi, la stabilité intervertébrale est maintenue par l'action conjointe des systèmes de stabilisation **passifs** (à savoir les vertèbres, les disques et les ligaments), **actifs** (les muscles) et neurologique (les nerfs). Ainsi, il suggère que la diminution de l'intégrité ligamentaire, due à des phénomènes dégénératifs, pourrait causer une instabilité lombaire fonctionnelle si les autres systèmes de stabilisation ne peuvent compenser cette défaillance (Manohar M. Panjabi 1992a; 1992b).

L'instabilité ne doit toutefois pas être confondue avec l'hypermobilité rachidienne. En effet, l'hypermobilité est définie comme une augmentation des amplitudes de mouvements. Dans le cas de l'instabilité, le mouvement, en plus d'être plus ample, présente une trajectoire erratique saccadée et avec des sauts.

Hernie discale

La **hernie discale** correspond à une migration du DIV en dehors de l'espace intervertébral. Si le déplacement est supérieur à 25 %, on parle alors de bombement asymétrique du disque (Deneuville 2021). On peut identifier trois types de hernies discales en fonction de leur aspect géométrique. Pour les hernies dont le diamètre de la base est supérieur à sa hauteur, on parle de **protrusion discale** (Figure I.29-a). Dans le cas inverse, on parlera d'**extrusion discale** (Figure I.29-b). Enfin, il est possible, bien que rare, que la base soit inexistante. Il s'agira alors d'une **hernie séquestrée** (Figure I.29-c).

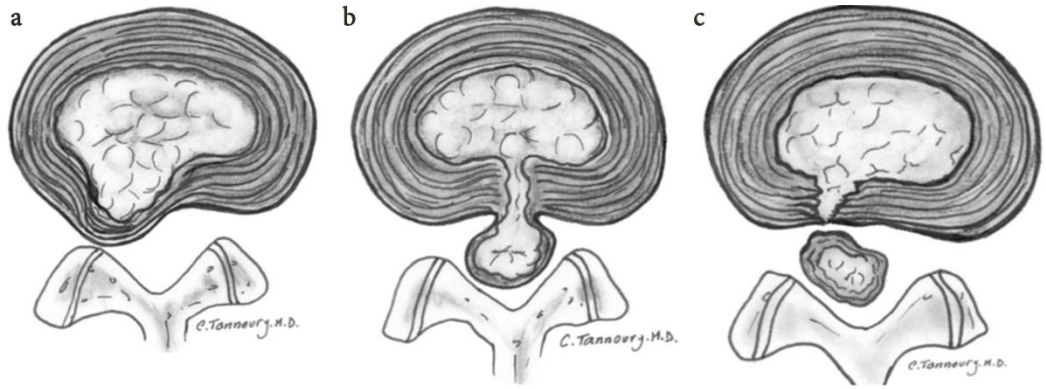

Figure I.29 - Différents types de hernies discales ; a) Protrusion ; b) Extrusion ; c) Hernie séquestrée (adaptée de (Fardon et al. 2014)

Les hernies sont provoquées par de mouvements de flexion, qu'ils soient répétés ou maintenus, dont l'amplitude est élevée, de l'ordre de 6° par niveau (M.A. Adams et Hutton 1983). Durant ces mouvements, le NP a tendance à se déplacer vers la partie postérieure du disque, ce qui va induire une augmentation des efforts exercés sur les fibres de l'AP, qui sera alors mis en tension. Cela n'a cependant lieu que dans le cas où la pression interne du nucleus est suffisante. Ainsi, la population la plus impactée par cette pathologie a moins de 40 ans (Spangfort 1972).

Des fissures radiales peuvent apparaitre dans l'annulus, permettant le passage du nucleus vers l'extérieur du disque. Il peut alors entrer en contact avec les structures nerveuses situées dans les foramens intervertébraux ou dans le canal rachidien, entrainant de fortes douleurs pour le patient, appelée **sciatique** (L. R. Vialle et al. 2010). Du fait de la grande amplitude de flexion présente dans les niveaux inférieurs du rachis lombaire, ils sont les plus susceptibles de développer une hernie.

Spondylolisthésis

Le **spondylolisthésis** est caractérisé par un glissement d'une vertèbre par rapport à sa vertèbre sous-jacente (Figure I.30). Plusieurs catégories de spondylolisthésis peuvent être définies en fonction de leur cause (Wiltse, Newman, et Macnab 1976). Le **spondylolisthésis dysplasique** est causé par des anomalies congénitales du sacrum ou de l'arc postérieur de L5, permettant un glissement de cette dernière par rapport au sacrum (type I). Le **spondylolisthésis à lyse isthmique** est engendré par des lésions au niveau des isthmes vertébraux (type II). Le **spondylolisthésis dégénératif** est une conséquence des phénomènes dégénératifs du rachis (type III). Le **spondylolisthésis traumatique** apparait suite à des fractures d'autres parties de l'arc postérieur (type IV). Enfin, le dernier type est dit **pathologique**, sa survenue étant causée par d'autres conditions, telles que des tumeurs ou une scoliose (type V). Les types II et III sont les plus répandus.

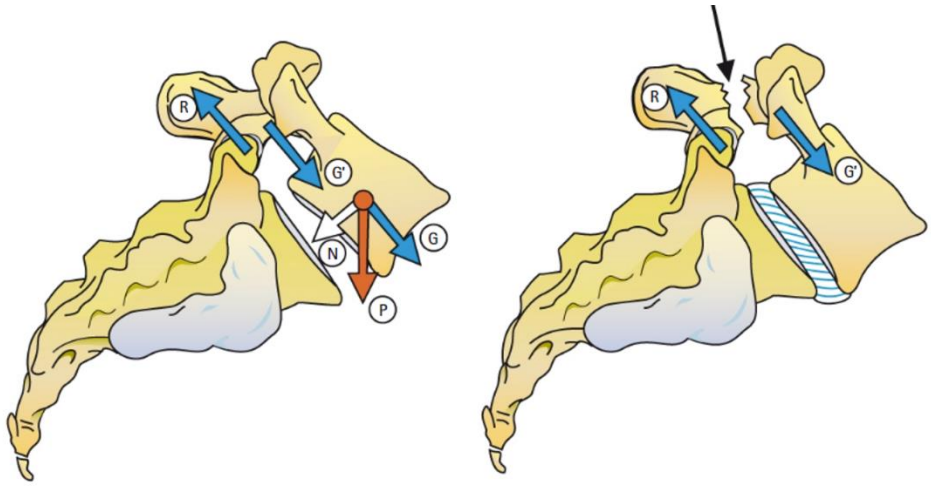

Figure I.30 - Mécanisme d'apparition du spondylolisthésis (adaptée de (Kapandji 2019)

Le spondylolisthésis par lyse isthmique touche entre 3 % et 10 % de la population mondiale (Belfi, Ortiz, et Katz 2006). Dans la majorité des cas, il s'agit d'un glissement de L5 par rapport au sacrum (Ganju 2002). En effet, du fait de l'angle important de la pente sacrée, d'importants efforts sont exercés par les facettes de L5 sur celles du sacrum. En cas de perturbation de l'équilibre sagittal, une augmentation de la lordose peut avoir lieu, entrainant une augmentation de ces chargements sur les articulations zygapophysaires de ce niveau. Cela peut entrainer une fracture isthmique, dite de fatigue car elle apparait après un grand nombre de mouvements. Un glissement vers l'avant de L5 a alors lieu, sollicitant fortement le disque L4-L5 et pouvant causer ou accélérer sa dégénérescence.

Le spondylolisthésis dégénératif impacte les personnes de plus de 50 ans, en particulier les femmes, qui sont deux à trois fois plus concernées que les hommes, avec une atteinte du niveau L4-L5 (Fitzgerald et Newman 1976; Sengupta et Herkowitz 2005; Koreckij et Fischgrund 2015). Cela s'explique par le fait que la vertèbre L4 est moins solidement amarrée au bassin par les LIL que ne l'est L5. De plus, on observe chez les patients touchés par cette pathologie une orientation plus sagittale des facettes articulaires, induisant un moins bon blocage vers l'avant de la vertèbre sus-jacente.

Le spondylolisthésis cause un déséquilibre, qui doit alors être compensé par les structures de stabilisation actives du rachis, à savoir les muscles. Ainsi, des douleurs générées par la forte contraction de ces muscles sont ressenties par le patient. Aussi, ce glissement vers l'avant d'une vertèbre peut entrainer un rétrécissement du canal rachidien, et peut alors comprimer les structures nerveuses se trouvant dans le fourreau dural, pouvant provoquer une sténose lombaire.

Arthrose articulaire lombaire

L'arthrose est une pathologie pouvant toucher chaque articulation du corps humain. L'**arthrose articulaire lombaire** affecte en particulier les facettes articulaires lombaires. Il s'agit d'une atteinte du cartilage, dont la surface se fissure et finit par disparaitre totalement avec le temps. L'arthrose est caractérisée par la survenue très progressive de douleur et de limitations de mobilités (Valat et Rozenberg 2011).

L'arthrose rachidienne est causée par la dégénérescence discale, qui provoque le développement d'ostéophyte sur les pourtours des plateaux vertébraux, puis secondairement au niveau de l'articulation zygapophysaire. En outre, du fait de la diminution de la hauteur intervertébrale, les facettes articulaires

vont avoir tendance à se rapprocher, causant une modification de la zone de contact entre les cartilages, et favorisant ainsi l'accélération de leur usure.

Sténose lombaire

La **sténose lombaire**, ou **canal lombaire étroit**, correspond à une diminution du diamètre du canal rachidien, induisant une compression des racines nerveuses de la queue-de-cheval (Figure I.31) (Charles et Steib 2017). Cette pathologie représente la première cause de chirurgie rachidienne dans la population de plus de 65 ans (Marie-Hardy et al. 2023). Le principal symptôme de cette atteinte rachidienne est la claudication neurogène, qui se traduit par la survenue de douleurs dans les membres inférieurs après une session de marche allant de quelques mètres à plusieurs centaines de mètres (Collignon et Fransen 2010). En général, ces douleurs disparaissent rapidement lors de la position assise, ou en légère flexion. Cela représente l'un des signes cliniques caractéristiques de cette indication (S. Y. Lee et al. 2015).

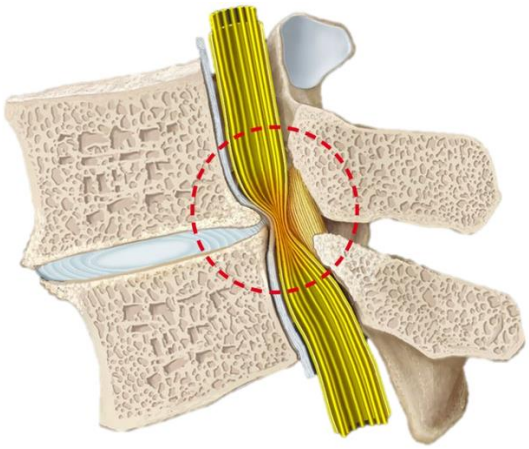

Figure I.31 - Sténose lombaire (adaptée du site Hôpital Universitaire de Bern)

La compression des nerfs peut être causée par un ou plusieurs phénomènes suivants, à savoir la hernie discale, l'apparition d'ostéophytes au niveau des articulations zygapophysaires ou encore un épaississement du ligament jaune.

I.5 LES DIFFÉRENTS TYPES DE PRISES EN CHARGE CLINIQUE

Afin de traiter les différents phénomènes dégénératifs précédemment détaillés, plusieurs approches sont envisageables. Cette partie a pour objectif de présenter sommairement les différents moyens dont disposent les cliniciens pour traiter les patients atteints de pathologies rachidiennes.

I.5.1 Les thérapies conservatrices

En première intention, les thérapies conservatrices sont toujours utilisées. Elles peuvent être de deux types différents. Tout d'abord, certains traitements médicamenteux seront envisagés. Parmi ceux-ci, on retrouve les **antalgiques**, qui ont pour but d'atténuer ou supprimer la douleur sans en supprimer la cause, les **anti-inflammatoires**, dont l'objectif consiste à réduire les symptômes liés à un phénomène inflammatoire, ou encore les **myorelaxants**, qui permettent de détendre les muscles et ainsi atténuer les douleurs causées par leurs contractions non désirées. L'**injection de corticoïdes** dans une articulation du rachis lombaire permet aussi de soulager la douleur ressentie par le patient. Ces différents traitements ne permettent pas de traiter la source de la douleur, mais simplement d'en réduire les symptômes.

La **kinésithérapie** peut dans certains cas chercher à directement corriger l'origine des douleurs. C'est notamment le cas pour la hernie discale, en utilisant les méthodes McKenzie (McKenzie et May 2003). L'objectif de ces manipulations est d'entrainer le retour dans sa position naturelle du nucleus par la réalisation de mouvements physiologiques d'extension (Deneuville 2021).

I.5.2 Chirurgie rachidienne

En cas d'échec des thérapies conservatrices, une prise en charge chirurgicale peut alors être envisagée. Ces procédures peuvent viser à la décompression des nerfs spinaux, à corriger une instabilité rachidienne ou encore à rendre de la mobilité aux niveaux rachidiens endommagés.

I.5.2.1 Procédures de décompression

Les techniques de décompression lombaire ont pour objectif de retirer les tissus qui causent une compression des structures nerveuses du rachis.

Discectomie

La **discectomie** consiste à retirer une partie ou la totalité d'un DIV (Figure I.32-a). Il s'agit du geste opératoire le plus couramment utilisé en chirurgie rachidienne lombaire (Sailhan 2013). Dans le cas d'une hernie discale venant comprimer les racines nerveuses, il peut être nécessaire de retirer la partie du disque située en dehors de l'espace intervertébral. Afin de prévenir tout risque de récidive, le praticien peut être amené à retirer l'entièreté du nucleus. Cette technique fait en outre partie du protocole opératoire dans le cas d'autres approches chirurgicales, en particulier les arthrodèses et les arthroplasties, que nous présenterons plus loin.

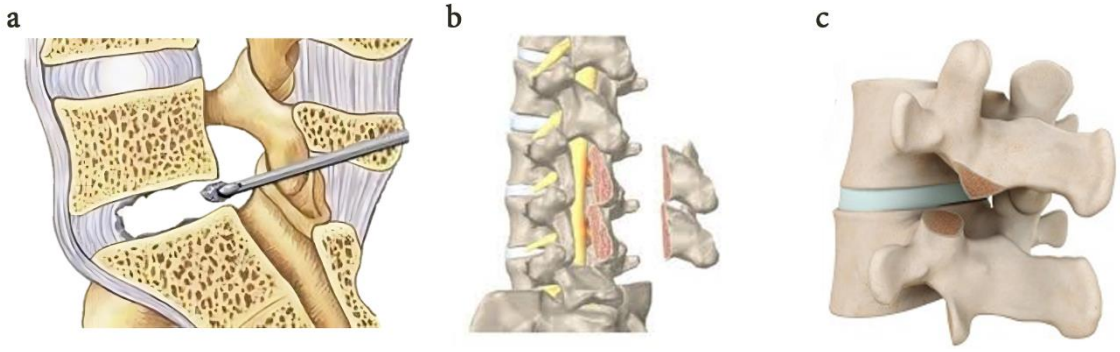

Figure I.32 - Procédures chirurgicales de décompression ; a) Discectomie (adaptée de Sailhan, 2013) ; b) Laminectomie (adaptée du site Groupe Chirurgical THIERS) ; c) Facetectomie (adaptée du site Neuroscience Specialists)

Laminectomie

La **laminectomie** a pour objectif d'élargir le canal rachidien afin de supprimer la compression des nerfs présents dans fourreau dural. Pour cela, une ablation de l'arc postérieur est réalisée à partir des lames (Figure I.32-b). Ainsi, la partie postérieure du canal vertébral étant retirée, les nerfs ne sont plus comprimés. Cette approche est la plus invasive et peut entrainer une ostéosynthèse afin de stabiliser le ou les niveaux opérés.

Facetectomie

Quand les ostéophytes se développant sur le pourtour des facettes articulaires compriment les racines nerveuses passant dans le foramen intervertébral, il peut être nécessaire de retirer ces facettes (Figure I.32-c). On parle alors de **facetectomie**.

I.5.2.2 Procédures de stabilisation

Arthrodèse

L'**arthrodèse** est la procédure chirurgicale la plus utilisée dans le cas d'instabilité rachidienne. Elle consiste à remplacer un disque dégénéré par un implant, à savoir une **cage d'arthrodèse**, afin de redonner de la hauteur au niveau traité. Cela a pour conséquence de bloquer les mouvements de l'UF, conduisant ainsi à une fusion osseuse. L'implant utilisé est une **cage intersomatique** car il est creux, il est donc possible d'y insérer des greffons osseux permettant de favoriser l'ostéointégration de l'implant entre les vertèbres. Les matériaux les plus régulièrement utilisés pour ces implants sont le PEEK et des alliages de titane.

On distingue plusieurs types d'arthrodèses en fonction de leur localisation. Les **arthrodèses intersomatiques postérieures** (PLIF) se pratique depuis le dos du patient. Une discectomie est réalisée, et la cage est implantée entre les vertèbres. Bien que présentant de bons résultats cliniques, cette approche a pour inconvénient d'augmenter le risque de morbidités, du fait de la proximité entre les racines nerveuses et le site d'implantation (J. S. Park et al. 2005). C'est ainsi qu'ont été développées l'**arthrodèse intersomatique transforaminale** (TLIF) et l'**arthrodèse intersomatique antérieure** (ALIF) (Figure I.33). La TLIF est elle aussi une approche postérieure, mais légèrement plus transverse que la PLIF. Elle présente des résultats cliniques équivalents, mais moins de complications (J. S. Park et al. 2005). L'ALIF est une approche antérieure, le risque de détériorer les structures nerveuses est donc grandement réduit. Elle a pour avantage de favoriser la stabilité primaire de l'implant, qui est primordiale pour la repousse osseuse autour de l'implant. Enfin, l'**arthrodèse circonférentielle** est plutôt réservée au traitement du spondylolisthésis. Elles permettent une bonne restauration de la lordose lombaire. Chaque année, près de 24 000 cages d'arthrodèse sont implantées en France (HAS 2013).



Figure I.33 – Implant d'ALIF, Stalif M FLX (adaptée du site Centinel Spine)

Ostéosynthèse

L'**ostéosynthèse** a pour objectif la réduction de fractures vertébrales. Elle consiste le plus souvent à insérer des vis dans les pédicules des vertèbres sus et sous-jacentes au niveau fracturé puis à les relier à l'aide de tiges, cintrées ou non (Figure I.34). L'objectif de cette approche est de restaurer les angulations locales autour du niveau affecté, et à fixer provisoirement ce niveau dans une position physiologique. Cette technique peut jouer un rôle de stabilisation et être complétée par une augmentation osseuse et une stabilisation antérieure, par exemple la kyphoplastie par gonflement de ballonnets (Teyssédou, Saget, et Pries 2014).

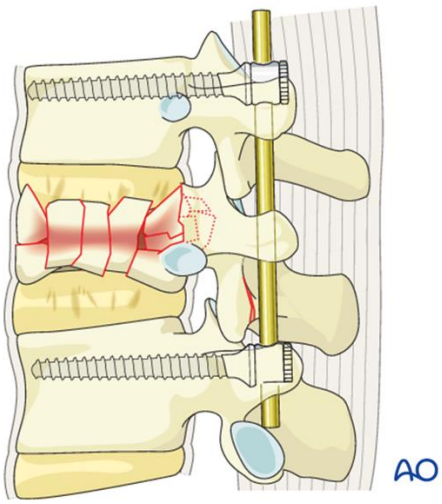

Figure I.34 - Ostéosynthèse postérieure (adaptée du site AO Foundation)

Ces deux procédures entrainant une fusion des niveaux opérés, une augmentation des charges aux niveaux adjacentes peut avoir lieu, favorisant les mécanismes de dégénérescence à ces niveaux.

I.5.2.3 Restauration fonctionnelle

Les procédés de restauration fonctionnelle visent à proposer une alternative aux procédures de stabilisation en préservant certaines mobilités naturelles de l'UF traitée.

Stabilisation souple

L'approche dite de **stabilisation souple** est basée sur le même concept que l'ostéosynthèse, à savoir l'implantation de vis dans les pédicules vertébraux. Mais la différence réside dans la liaison entre les deux vertèbres, qui est alors réalisée à l'aide de structures dynamiques (Figure I.35) (Monède Hocquart 2012).



Figure I.35 - Implant de stabilisation souple, BDYN (adaptée du site Cousin Surgery)

Arthroplastie

L'**arthroplastie lombaire**, ou **remplacement total de disque**, est semblable à l'ALIF, car elle consiste à retirer le disque dégénéré et à le remplacer par un implant. Néanmoins, dans le cas de l'arthroplastie, l'implant est une prothèse mobile, offrant un certain degré de mobilité pour le patient. Il existe plusieurs familles de prothèses, qui se distinguent en fonction du nombre de mouvements autorisés (Abi-Hanna et al. 2018).

Les **prothèses ball-and-socket** sont composées de deux plateaux entre lesquels est positionné un noyau sphérique (Figure I.36). Ainsi, ces prothèses sont assimilées dans leur fonctionnement à une liaison rotule. Les **prothèses à noyau mobile** sont semblables aux précédentes, mais elles ajoutent la possibilité pour le noyau de translater par rapport au plateau inférieur, permettant de mieux représenter le comportement du nucléus, ou de corriger un mésalignement lors de l'implantation. Enfin, les **prothèses élastiques** disposent d'un noyau en polymère leur permettant de présenter une rigidité en rotation mais aussi une raideur axiale, rapprochant leur comportement à celui d'un véritable disque.

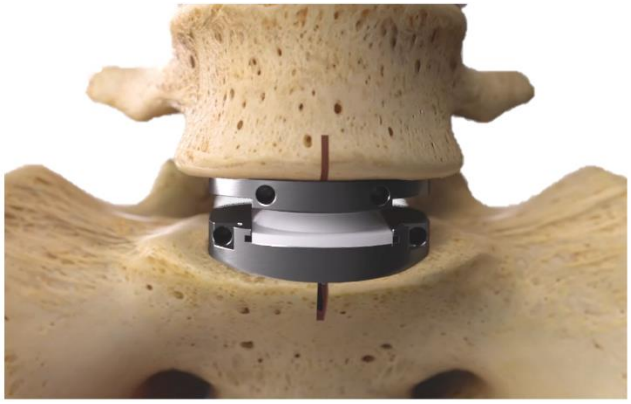

Figure I.36 - Prothèse d'arthroplastie lombaire, ProdiscL (adaptée du site Centinel Spine)

I.6 CONCLUSION DU CHAPITRE I

Ce premier chapitre a permis de présenter les contextes anatomiques et cliniques de ce travail de thèse. Ainsi, nous avons présenté l'anatomie du rachis et en particulier celle du rachis lombo-sacré, en détaillant les différentes structures qui le composent. Dans la deuxième partie, nous avons introduit la notion d'anatomie fonctionnelle du rachis lombo-sacré, en présentant la cinématique ainsi que les chargements subis et transmis par les différentes structures rachidiennes. La troisième partie était dédiée à la présentation des troubles rachidiens les plus communs, comme les déformations spinales, les traumatismes et les processus dégénératifs. Une attention particulière a été accordée à ces derniers, et les pathologies qui en découlent ont été présentées. Dans la quatrième partie de ce chapitre, les différents types de prises en charge clinique de ces pathologies ont été présentés.

CHAPITRE II

II. CHAPITRE II – ANALYSE BIOMÉCANIQUE DU RACHIS THORACO-LOMBAIRE

II.1 INTRODUCTION

Comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent, le projet BORDO a pour objectif de concevoir et d'étudier des dispositifs médicaux implantables innovants et optimisés destinés à la chirurgie du rachis. Un implant a pour objectif primaire de remplacer un organe ou une structure en suppléant à ses fonctions afin de traiter une pathologie. Ainsi, le développement de nouveaux équipements implantables nécessite de bien connaitre le fonctionnement de la structure qui doit être remplacée. Pour cela, des analyses biomécaniques doivent être réalisées. Ce deuxième chapitre propose ainsi une étude biomécanique d'implants de stabilisation de la charnière thoraco-lombaire.

La première partie de ce chapitre sera consacrée à la présentation du contexte clinique. Les différents types de systèmes de réduction de fractures et de stabilisation seront aussi présentés.

Par la suite, nous présenterons les moyens mis en œuvre pour caractériser mécaniquement le rachis. Nous détaillerons tout d'abord la méthode de préparation des échantillons, à savoir des segments anatomiques rachidiens, puis nous nous concentrerons sur le dispositif de sollicitations permettant de réaliser les essais mécaniques sur les échantillons. Les résultats des essais sur ces segments anatomiques intacts seront présentés.

Nous continuerons en présentant l'étude de la charnière thoraco-lombaire traumatologique puis après stabilisation par différents types de vis pédiculaires et différentes courbures de tiges de stabilisation. Nous présenterons le système permettant de réaliser les fractures vertébrales sur les échantillons. Les résultats des essais de réduction de fractures seront présentés, ainsi que ceux des essais sur segments rachidiens stabilisés.

Enfin, nous discuterons des résultats obtenus pour chaque type de vis pédiculaires testées, et nous en détaillerons les implications cliniques.

II.2 CONTEXTE DE L'ÉTUDE

II.2.1 Contexte clinique

Les fractures vertébrales dans la charnière thoraco-lombaire représentent la majorité des traumatismes rachidiens. En effet, elles comptent pour 60 à 65 % des fractures vertébrales (Bensch et al. 2006; Leucht et al. 2009). Ces fractures touchent en particulier les vertèbres T12 et L1 (Wood et al. 2014). Cela peut s'expliquer par le fait qu'à ce niveau, une transition a lieu entre le rachis thoracique, rigidifié par la présence des côtes et du sternum, et le rachis lombaire, plus souple (Liebsch et al. 2017). Cela engendre une augmentation des contraintes mécaniques sur la charnière thoraco-lombaire qui est ainsi plus à risque de subir des fractures vertébrales (el-Khoury et Whitten 1993; Rajasekaran, Kanna, et Shetty 2015) en cas de choc ou de traumatisme subi par la colonne vertébrale.

Il s'agit en majorité de fractures compressives, appartenant à la classe A de la classification de l'AO présentée dans la partie I.4.2. En particulier, 21 à 58 % des fractures de la charnière thoraco-lombaire

font partie du type A3, c'est-à-dire aux fractures dites de type **burst** (Tanasansomboon et al. 2022). Ce type de fracture apparait lors de chocs à haute cinétique et à charges axiales importantes avec un certain degré de flexion, par exemple durant des accidents de la route ou des chutes. Dans ces cas, la partie antérieure ainsi que les parties postérieures de la vertèbre, notamment les lames et les processus épineux, sont touchées (Figure II.1). La face postérieure de la vertèbre est souvent repoussée dans le canal rachidien, causant ainsi son obstruction (Wood et al. 2014).

Les fractures de type burst sont considérées comme stables tant que les structures ligamentaires postérieures et les ligaments de la capsule articulaire sont préservés. Dans le cas où la vertèbre subit une compression axiale supérieure à 50 % de sa hauteur initiale, ou si sa face postérieure comble plus de 50 % du canal rachidien, ou encore si la fracture présente une angulation de plus de 25°, un endommagement des ligaments et des structures postérieures peut avoir lieu. La fracture sera alors considérée comme instable (Wood et al. 2014; Vendeuvre 2019).

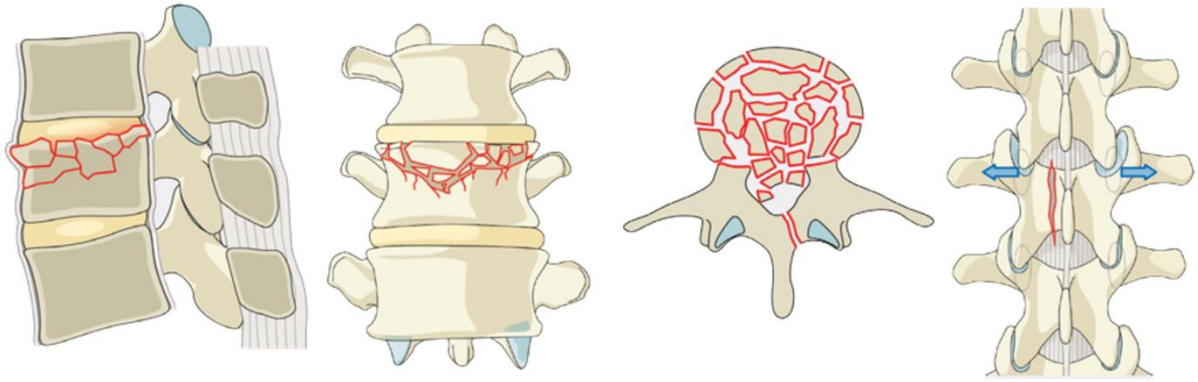

Figure II.1 – Fractures de type burst, correspondant au type A3 de la classification de l'AO (adaptée du site AO Foundation)

La prise en charge clinique de ces fractures peut être conservatrice si la fracture est stable et si le canal rachidien n'est pas obstrué, ou si cette obstruction ne cause pas d'atteinte neurologique en comprimant les structures nerveuses (Aldakheel 2023). En effet, plusieurs études ont pu montrer que dans le cas de fractures stables, les approches chirurgicales ne présentent pas de bénéfices significatifs pour les patients en comparaison de traitements plus conservateurs tels qu'un corset (J. N. Weinstein, Collalto, et Lehmann 1988; Dai et al. 2007). Cela est lié au fait que l'occlusion du canal rachidien peut diminuer de 50 % par résorption naturelle des fragments osseux (Dai 2001; Wood et al. 2014).

En revanche, si la fracture est instable, ou si le patient présente des atteintes neurologiques, alors une approche chirurgicale s'impose (Vendeuvre 2019). L'objectif pour le chirurgien sera alors de procéder à une réduction de la fracture, c'est-à-dire de remettre en place les fragments osseux, puis de stabiliser la fracture (Benson 1988; Wood et al. 2014).

II.2.2 Systèmes de réduction de fracture et stabilisation

Le plus souvent, le clinicien emploie une approche postérieure par vis pédiculaires et tiges de fixation afin de réduire et stabiliser les fractures vertébrales. Cela peut être également accompagné par une kyphoplastie (Alpantaki et al. 2010; Rajasekaran, Kanna, et Shetty 2015; Germaneau et al. 2016)

II.2.2.1 Tige

Il s'agit de la partie mécanique qui va relier les vis pédiculaires entre elles. Traditionnellement, les tiges de fixation étaient réalisées en acier inoxydable. Par la suite, elles ont été produites à partir d'alliages de titane, qui offrent l'avantage d'être résistants tout en étant compatible avec l'IRM (Trammell, Flint, et Ramsey 2012). Enfin, les tiges actuelles peuvent aussi être constituées d'alliages de chrome-cobalt (CoCr). Du fait de ses propriétés mécaniques très intéressantes, ce matériau a permis de produire des tiges plus fines tout en augmentant leur résistance à la fatigue (Nguyen et al. 2011).

Les tiges de fixation sont commercialisées comme des tiges rectilignes. Durant l'implantation, le chirurgien a la possibilité de la laisser droite ou de la **cintrer** (K. D. Kim et al. 2020, 202). Pour cela, une cintreuse a tiges, aussi appelées French Bender, peut être utilisée pour courber la tige avant insertion. Une autre approche consiste à courber la tige directement durant son insertion en employant une cintreuse in situ (Figure II.2). L'intérêt du cintrage dans le contexte de la réduction de fracture est qu'il est possible de jouer sur l'angle de la tige afin d'obtenir la réduction souhaitée. Toutefois, il est très compliqué pour le chirurgien de connaître l'angle de la tige ainsi produite.



Figure II.2 - Dispositifs de cintrage de tiges de fixation (adaptée de (K. D. Kim et al. 2020)

Au début des années 2000, le concept de tiges pré-cintrées apparait. L'objectif est de permettre au chirurgien de choisir leur angulation durant la phase de planification opératoire, et ainsi obtenir la meilleure réduction possible. Malgré ces améliorations au niveau des tiges, l'effet du cintrage sur les performances de réduction n'a pas été clairement établi.

II.2.2.2 Vis pédiculaires

Les vis pédiculaires constituent la seconde partie de ce système de réduction de fracture. Elles permettent de maintenir en place les tiges de fixation, et ont donc un impact direct sur les performances de réduction et de stabilisation. Elles sont constituées de deux parties principales, à savoir la tête de vis et le filetage (Figure II.3). La tête de vis est creuse, ce qui permet l'insertion de la tige de fixation. L'intérieur de la tête est taraudé, permettant le vissage d'un bouchon qui sert à verrouiller la tige en position.

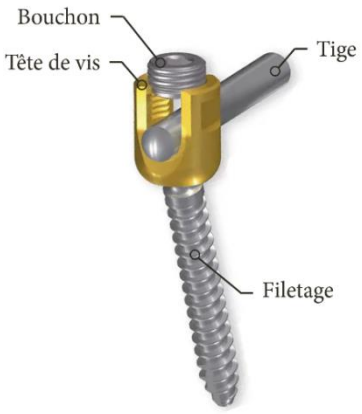

Figure II.3 - Vis pédiculaire

Les vis pédiculaires s'insèrent dans les parties postérieures des vertèbres sus et sous-jacentes à la vertèbre fracturée et traversent les pédicules. Avant d'insérer les vis, le chirurgien doit tout d'abord effectuer une visée afin de déterminer le point d'entrée optimal (Figure II.4-a). Un perçage est ensuite réalisé dans les pédicules (Figure II.4-b). Afin de vérifier l'orientation de la vis, un sondeur est inséré dans la cavité nouvellement créée. Dans la direction cranio-caudale, la vis doit être parallèle au plateau supérieur de la vertèbre (Figure II.4-c). Dans la direction médio-latérale, l'angle est adapté en fonction du niveau concerné. En effet, d'après l'AO Foundation, il varie de 0° pour la vertèbre T5 jusqu'à 45° pour L5 (Figure II.4-d). Cet angle permet à la fois d'éviter toute pénétration du canal rachidien et également de prévenir tout débordement antérieur de la vis dans le corps vertébral. La vérification de la trajectoire de la vis est réalisée à l'aide d'un palpeur introduit dans le trou de guidage réalisé (Figure II.4-e). Enfin, la vis sera insérée dans le pédicule (Figure II.4-f) et ce protocole sera reproduit pour chaque vis à implanter.

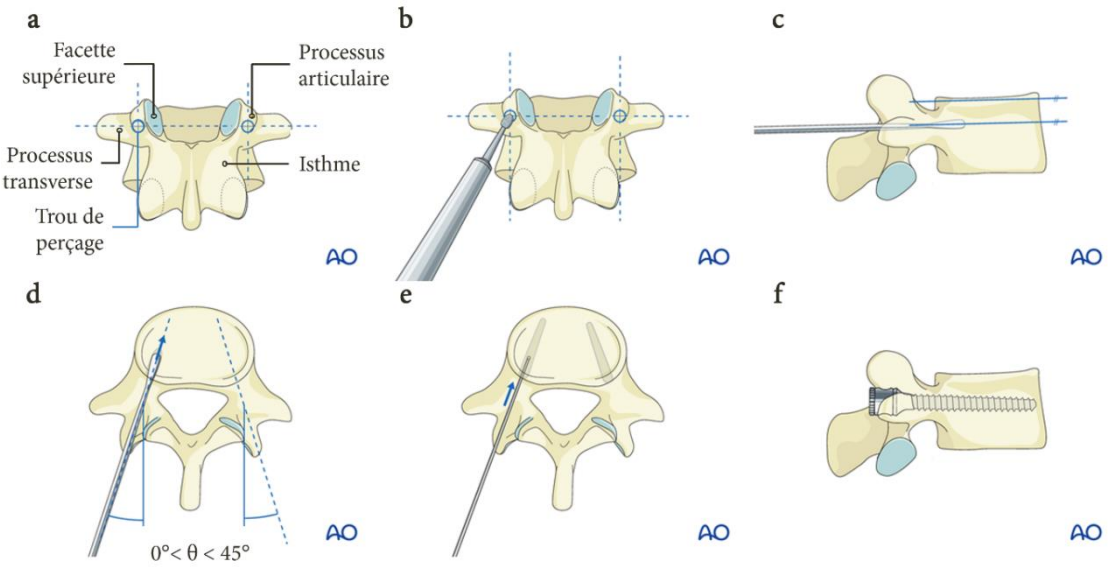

Figure II.4 - Procédure d'insertion de vis pédiculaires dans une vertèbre de la charnière thoraco-lombaire ; a) Visée pédiculaire ; b) Perçage des pédicules ; c) Orientation cranio-caudale ; d) Orientation médio-latérale ; e) Vérification de la trajectoire de la vis ; f) Insertion de la vis (adaptée du site AO Foundation)

Il existe différentes catégories de vis pédiculaires, les différences se trouvant majoritairement au niveau des possibilités d'ajustement de l'orientation entre la tête de la vis et le filetage durant l'implantation. Les

trois types de montages les plus régulièrement utilisés en traumatologie rachidienne sont les vis **mono-axiales**, les vis **poly-axiales** et les **vis de Schanz.**

Vis mono-axiale

La vis mono-axiale tire son nom du fait que la tête de la vis est alignée dans le même axe que celui du filetage, ce qui implique qu'aucun ajustement d'orientation n'est possible entre ces deux parties. Il s'agit donc d'un système mécanique rigide. La simplicité de ce concept est la raison pour laquelle les vis mono-axiales ont été le premier type de vis pédiculaires à avoir été développé.

L'implantation d'une vis dans la vertèbre se déroule de la même manière pour chaque type de vis. Des différences peuvent être identifiées durant l'insertion de la tige dans la tête de vis. Dans le cas des vis mono-axiales, une fois les vis en position (Figure II.5-a), la tige est insérée dans la tête de la vis implantée dans la vertèbre sous-jacente à la fracture, et le bouchon est vissé afin de maintenir la tige en place (Figure II.5-b). Ensuite, la tige est introduite dans la tête de la vis sus-jacente, sans toutefois être fixée (Figure II.5-c). Le chirurgien utilise alors un distracteur se fixant sur la tête de vis afin de restaurer la hauteur de la vertèbre fracturée (Figure II.5-d), puis vient visser les bouchons (Figure II.5-e). Une fois la procédure terminée, l'objectif est de redonner sa hauteur initiale à la vertèbre fracturée (Figure II.5-f), ainsi que restaurer l'angulation native du segment rachidien instrumenté.

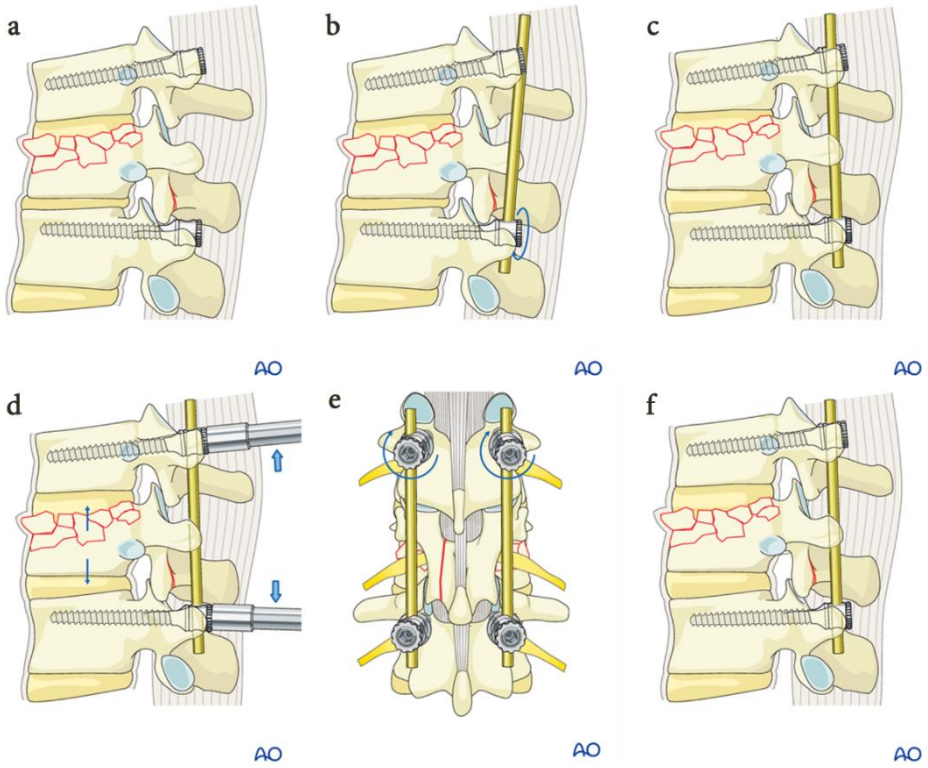

Figure II.5 - Procédure de réduction de fracture avec vis mono-axiale ; a) Vis implantée dans les pédicules ; b) Insertion de la tige dans la tête de la vis sous-jacente ; c) Insertion de la tige dans la tête de la vis sus-jacente ; d) Distraction ; e) Fixation des bouchons dans les têtes de vis ; f) Montage finalisé (adaptée du site AO Foundation)

L'alignement de la tête de vis par rapport à la partie filetée représente un avantage non négligeable pour le chirurgien. En effet, avec ce montage et une fois les bouchons mis en place dans la tête de la vis, la tige sera nécessairement perpendiculaire au filetage. Le chirurgien peut donc prévoir quel degré de cintrage est à utiliser pour obtenir la réduction souhaitée. Cela simplifie grandement la phase de planification

chirurgicale. Aussi, l'angle de réduction est directement lié au placement de la vis par le chirurgien. L'efficacité de ces vis pour la réduction de fractures vertébrales est très élevée (W. H. Chung et al. 2020).

Le principal désavantage de ce montage réside dans la difficulté que peut parfois rencontrer le chirurgien lors de l'insertion de la tige dans la tête de la deuxième vis (Figure II.5-c), cette chirurgie étant souvent percutanée afin d'être la moins invasive possible.

Vis poly-axiale

Dans le cas des vis poly-axiales, la tête de la vis est articulée par rapport à la partie filetée. Cette articulation s'apparente à une liaison rotule, les rotations dans les trois directions étant autorisées (Figure II.6).



Figure II.6 - Vis poly-axiale (adaptée du site AO Foundation)

La procédure opératoire est similaire à celle des vis mono-axiales, les mêmes étapes devant être réalisées. L'articulation entre la tête de la vis et le filetage simplifie grandement l'insertion de la tige (Figure II.5-c). Pour cette raison, il s'agit du type de vis le plus utilisé dans le cadre de la chirurgie rachidienne, en particulier pour la stabilisation de fractures.

La mobilité de cette vis tend toutefois à diminuer son efficacité de réduction, comparativement aux vis mono-axiales. La plupart du temps, un montage court est utilisé pour la réduction de fractures. Cela signifie que peu de niveaux vertébraux sont impliqués, du fait que seules les vertèbres sus et sous-jacentes à la vertèbre fracturée sont concernées. Le cintrage des tiges doit permettre au chirurgien de déterminer, durant la phase de planification chirurgicale, l'amplitude de la réduction à réaliser. Or, la mobilité présente entre la tête de la vis et sa partie filetée qui peut atteindre près de 30°. Ainsi, un cintrage de la tige dans un montage court pourra être compensé par la mobilité des vis, pouvant réduire l'intérêt du cintrage (Moufid et al. 2019).

Enfin, ces vis compliquent la phase préparatoire à la chirurgie, le clinicien ne connaissant par la position finale de la tige par rapport aux vis. Le cintrage sera alors plus difficile à déterminer en amont de l'opération.

Vis de Schanz

Les vis de Schanz représentent une alternative aux vis mono-axiale et poly-axiales, en combinant de nombreux avantages de ces deux solutions. En effet, il s'agit d'implants hybrides, dont la conception diffère de celle des vis mono-axiales et poly-axiales, tout en ayant le même objectif de réduction de fractures.

La Figure II.7 montre que les vis sont ainsi remplacées par des tiges filetées qui sont insérées dans les vertèbres. Sur ces tiges sont positionnés des clamps servant à les maintenir. Ces clamps sont articulés, ce qui permet de faciliter l'insertion des tiges, comme dans le cas des vis poly-axiales. Toutefois, une fois les tiges en position, ces clamps seront verrouillés, se rapprochant alors du comportement des vis mono-axiales.

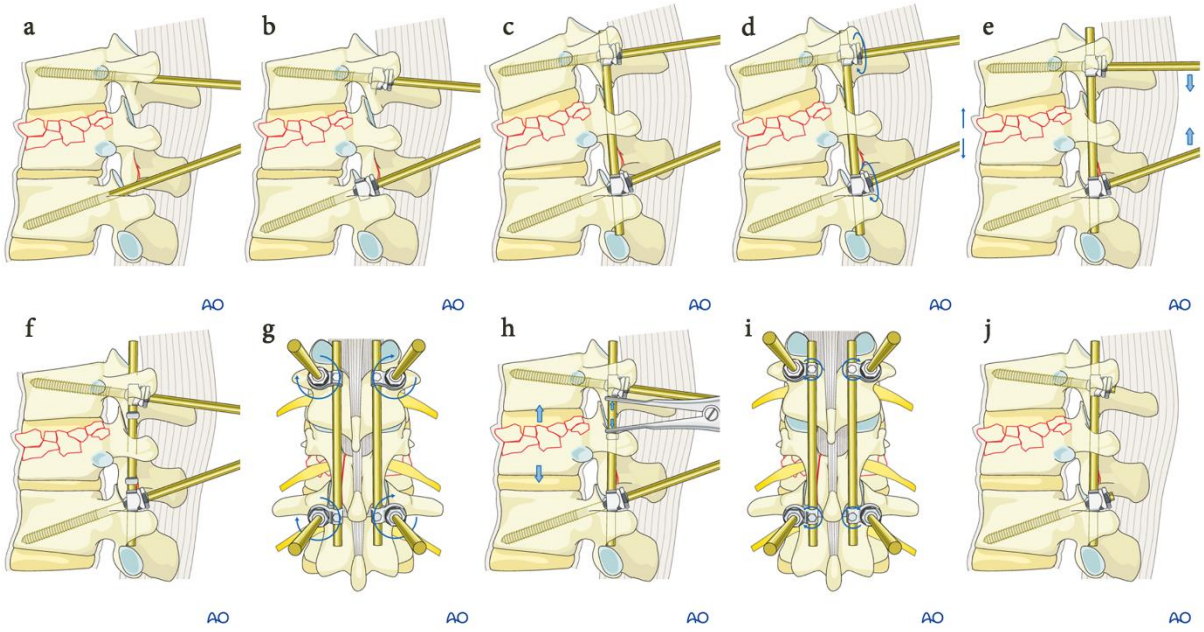

Figure II.7 - Procédure de réduction de fractures avec vis de Schanz ; a) Implantation des vis ; b) Positionnement des clamps ; c) Insertion de la tige de fixation dans les clamps ; d) Serrage des clamps sur la tige de fixation pour la maintenir en position ; e) Restauration de la lordose par rapprochement des vis ; f) Lordose restaurée ; g) L'angle de réduction est maintenu par verrouillage des clamps sur les vis ; h) Libération de la tige de fixation par rapport au clamp supérieur et distraction pour restaurer la hauteur vertébrale ; i) Verrouillage final du montage ; j) Découpe des vis (adaptée du site AO Foundation)

L'avantage de cette approche est donc de proposer à la fois une simplicité d'insertion des tiges de fixation, tout en préservant de bonnes performances de réduction de fractures. Cela passe par le fait que ce montage peut être rigidifié par serrage des clamps, mais aussi par la distraction plus importante pouvant être réalisée (Figure II.7).

Les vis de Schanz ont pour inconvénients de nécessiter de très nombreuses étapes avant de parvenir à une réduction satisfaisante. Aussi, l'ancillaire, c'est-à-dire le matériel requis pour l'implantation est extrêmement imposant (Figure II.8). Ce système arrive donc à la limite de la chirurgie mini-invasive.

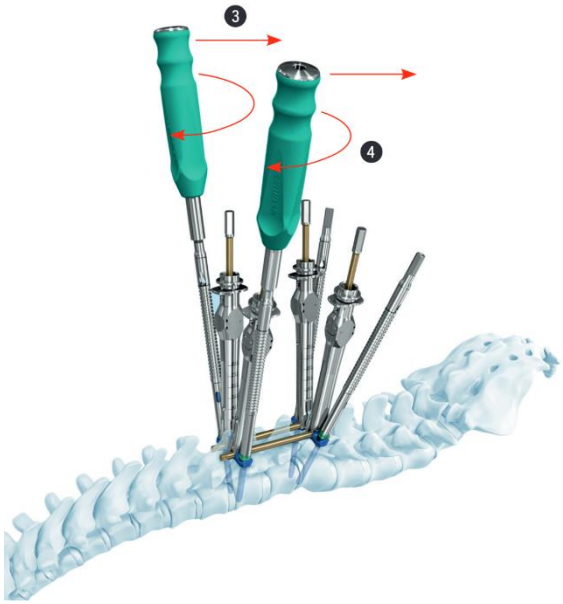

Figure II.8 - Ancillaire associé aux vis de Schanz (adaptée de USS Fracture MIS System - Surgical Technique - DePuy Synthes)

Présentation de la vis OAK

C'est dans ce contexte qu'a été développée la vis OAK par la société Safe Orthopaedics. Il s'agit, comme pour le cas des vis de Schanz, d'un système hybride permettant d'obtenir les avantages des vis mono-axiale et des vis poly-axiales. Le fonctionnement de ces vis est identique à celui des vis traditionnelles, et leur implantation se déroule ainsi selon le même protocole.

Cette vis présente une articulation entre la tête et le filetage, similaire à celle des vis poly-axiales (Figure II.9). Cela permet de simplifier l'insertion des tiges dans le cadre d'une intervention percutanée. Toutefois, l'innovation réside dans le fait que le serrage du bouchon forcera la tête de vis à se réaligner avec la partie filetée, la rendant similaire à une vis mono-axiale.



Figure II.9 - Vis OAK (adaptée du site Safe Orthopaedics)

Cet implant innovant présente donc la simplicité d'implantation des vis pédiculaires, la praticité d'insertion des tiges de fixation que l'on retrouve avec les vis poly-axiales et, théoriquement, les performances de réduction observées dans le cas des vis mono-axiales.

II.2.2.3 Objectifs de l'étude

La restauration anatomique de la vertèbre fracturée, mais aussi de la cyphose régionale du segment rachidien affecté, est l'un des principes fondamentaux de la chirurgie rachidienne, en particulier en traumatologie. Une bonne restauration des angulations au niveau opéré permet de limiter un grand nombre de complications (J. C. Le Huec et al. 2019).

Nous avons pu voir, au travers de la présentation des différents systèmes de réduction et de stabilisation de fractures, que de nombreuses solutions sont à la disposition des chirurgiens. De nombreuses études se sont intéressées aux caractéristiques biomécaniques des tiges de fixation, ou encore au choix d'un type de vis particulier pour une utilisation donnée (Wang et al. 2012).

Néanmoins, peu d'études s'intéressent à l'effet du cintrage des tiges sur les performances de réduction de fractures. Aussi, le choix du cintrage optimal pour les différents types de vis n'a pas été clairement établi.

Ainsi, cette étude a deux principaux objectifs. Tout d'abord, il s'agira d'étudier les effets du cintrage des tiges sur les performances de réduction de fractures. Ensuite, nous comparerons les performances de réduction des vis poly-axiales et des vis OAK.

Pour cela, une caractérisation biomécanique in-vitro de la charnière thoraco-lombaire sur segments anatomiques sera réalisée. Dans un premier temps, nous réaliserons une étude du rachis thoraco-lombaire intact. Puis, dans un second temps, des fractures de type burst seront générées sur la vertèbre centrale des échantillons. Une réduction de ces fractures sera effectuée à l'aide de vis poly-axiales et de vis OAK, ainsi que de tiges présentant différentes angulations. Les performances de réduction et de stabilisation des deux types de vis seront évaluées.

II.3 ANALYSE BIOMÉCANIQUE DU RACHIS THORACO-LOMBAIRE INTACT

La première partie de cette étude sera consacrée à l'analyse biomécanique de la charnière thoraco-lombaire intacte. L'objectif est de déterminer la réponse mécanique des segments rachidiens à des chargements reproduisant des mouvements physiologiques. Le protocole expérimental de cette étude est présenté dans la Figure II.10.

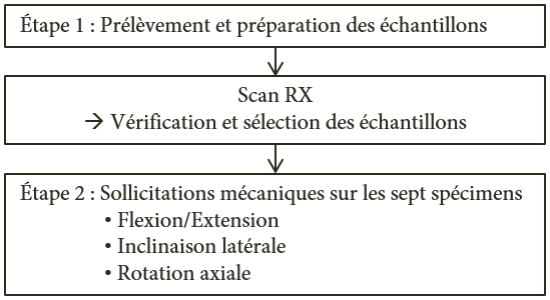

Figure II.10 – Logigramme présentant le protocole mis en œuvre au cours de cette étude expérimentale

Nous commencerons donc par détailler la méthode de préparation des échantillons. Par la suite, nous présenterons le dispositif permettant l'application de sollicitations physiologiques sur les segments rachidiens, ainsi que le système d'acquisition utilisé pour la capture de mouvement. Enfin, nous terminerons en présentant les résultats et en les confrontant aux données présentées dans la littérature.

II.3.1 Préparation des échantillons

Dans le cadre de cette étude, sept segments anatomiques thoraco-lombaires humains (T11-L3) ont été utilisés. Ces échantillons sont issus du don du corps et ont été fournis par l'ABS Lab, le laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers. L'âge des donneurs était de 73 ans (± 15,5 ans). Parmi ces donneurs, cinq étaient des donneurs masculins, et deux des donneurs féminins.

Une fois les segments extraits des donneurs, une dissection a été effectuée afin de retirer les tissus mous, en particulier les muscles. Toutefois, les disques intervertébraux ainsi que les ligaments ont été soigneusement conservés.

Afin d'adapter les échantillons aux mors de la machine de sollicitations et ainsi permettre leur positionnement sur les bancs expérimentaux, les extrémités des vertèbres supérieures et inférieures, c'est-à-dire T11 et L3, ont été incorporées dans des blocs de résine de polyuréthane rigide (Figure II.11). Afin d'améliorer la tenue des blocs de résine autour des vertèbres, des vis ont été insérées dans celles-ci. La tête de vis dépassant de la vertèbre permet d'augmenter l'ancrage avec la résine (H.-J. Wilke, Wenger, et Claes 1998, 199).

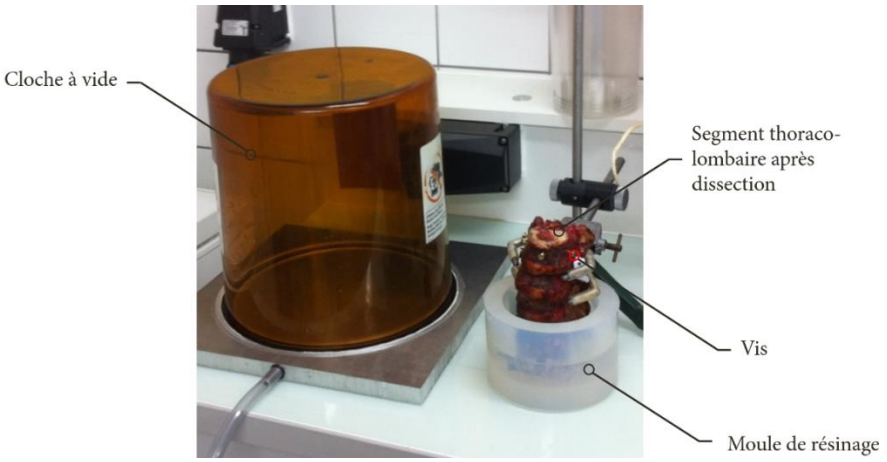

Figure II.11 - Résinage des échantillons thoraco-lombaires après retrait des tissus mous

Entre les différentes phases d'essais, les échantillons ont été conservés au congélateur, à une température constante de -28° C afin d'éviter leur détérioration (H.-J. Wilke, Wenger, et Claes 1998; Couvertier et al. 2017). Avant de procéder aux essais, les segments anatomiques ont été entreposés durant douze heures à température ambiante pour permettre leur décongélation. Durant les essais, afin de prévenir leur assèchement, qui pourrait impacter leurs propriétés mécaniques, les échantillons ont été régulièrement humidifiés à l'aide de solution saline.

II.3.2 Présentation du banc de chargements

Afin de réaliser les essais, les échantillons rachidiens ont été soumis à des sollicitations physiologiques. Les mouvements individuels de chacune des vertèbres ont été mesurés, permettant ainsi de déterminer la souplesse de chaque niveau.

II.3.2.1 Dispositif de sollicitations physiologiques

Dans le cadre de ces essais, les segments anatomiques rachidiens ont été soumis à des chargements visant à reproduire des mouvements physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. Pour cela, des couples purs de ± 5 Nm ont été appliqués sur la vertèbre supérieure de l'échantillon (T11), la vertèbre inférieure étant fixée (L3).

Le fait d'appliquer un couple pur sur les spécimens rachidiens signifie que les chargements sont unidirectionnels, et qu'il n'existe pas de forces résultantes ni de moments résultants dans les autres directions. Les cinq autres mouvements sont ainsi totalement libres, ce qui permet d'obtenir des mouvements physiologiques pouvant avoir lieu dans plusieurs directions (H. -J. Wilke et al. 1994), tels que l'on peut retrouver pour le rachis lombaire, où un mouvement de rotation axiale s'accompagne d'un mouvement d'inclinaison latérale. L'application de couples purs permet de garantir la répétabilité des essais, en imposant les mêmes chargements pour chaque échantillon.

Un dispositif de sollicitations physiologiques a été développé au sein de l'équipe PEM (Photomécanique et analyse Expérimentale en Mécanique) de l'institut Pprime (Germaneau et al. 2016). Ce banc de chargements permet l'application de couples purs sur des segments anatomiques rachidiens. Pour cela, des moteurs sont présents afin d'appliquer des couples successivement selon deux axes, correspondant aux mouvements de rotation axiale et de flexion-extension. Les rotations dans le troisième axe peuvent être réalisées en tournant manuellement l'échantillon de 90°, ce qui rend alors possible le mouvement d'inclinaison latérale. Afin de garantir une résultante nulle pour les forces et les moments dans les directions non sollicitées, les frottements ont été réduis autant que possible par ajout de butées et de paliers aérostatiques. Les translations sont donc totalement libres. Les efforts verticaux liés aux masses des différents blocs moteurs sont compensés par l'ajout de contrepoids amovibles (Figure II.12). Chacun des deux axes de chargements est équipé d'un capteur de couples (Figure II.12).

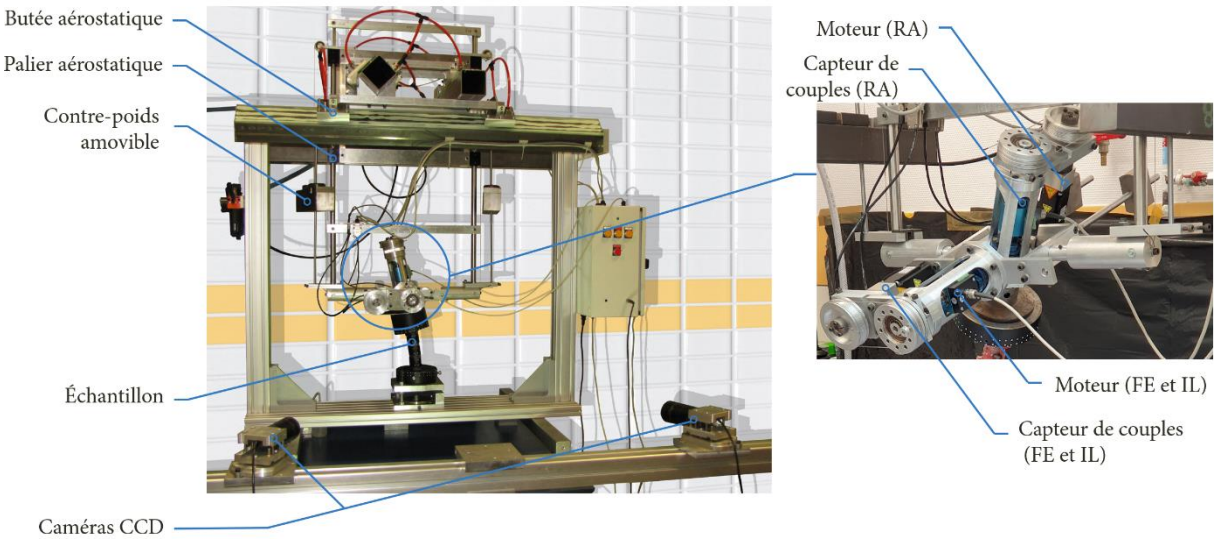

Figure II.12 - Machine de sollicitations physiologiques développée au sein de l'institut Pprime (adaptée de (Germaneau et al. 2016)

Bien qu'il soit possible d'ajouter une précharge en modifiant la masse des contrepoids, il a été décidé de ne pas en ajouter dans le cadre de ces essais. L'utilisation d'une précharge simulant la masse du tronc du

patient n'est pas compatible avec l'application de couples purs sur les échantillons, des efforts résultants apparaissant dans d'autres directions que celle de la sollicitation.

II.3.2.2 Suivi de marqueurs 3D

La méthode de suivi de marqueurs 3D, ou stéréo-suivi de marqueurs, permet de mesurer les trois composantes du déplacement d'une surface tridimensionnelle. Pour cela, un système composé de deux caméras CCD (Charged Coupled Device ; Figure II.12) est utilisé pour suivre, durant l'essai, la position de marqueurs disposés en surface de l'objet étudié.

Afin de réaliser une détection de ces marqueurs par seuillage d'intensités lumineuses, il est nécessaire d'avoir un contraste important entre le marqueur et la surface sur laquelle il est déposé. Ainsi, il s'agira souvent de taches noires sur une surface claire, ou de taches blanches sur une surface sombre.

Avant de procéder aux essais, il est nécessaire de calibrer le système d'acquisition en utilisant une mire de calibration (Figure II.13-a). Cela permet de déterminer la distance L_i entre la caméra i et l'objet étudié, les angles α_i et β_i correspondant à l'orientation de cette caméra par rapport à la scène observée, ainsi que le grandissement de l'image, la distance séparant deux points de la mire étant connue (5 cm dans le cas de la mire utilisée en Figure II.13-a). Le centre de la mire est défini comme étant le centre de la scène.

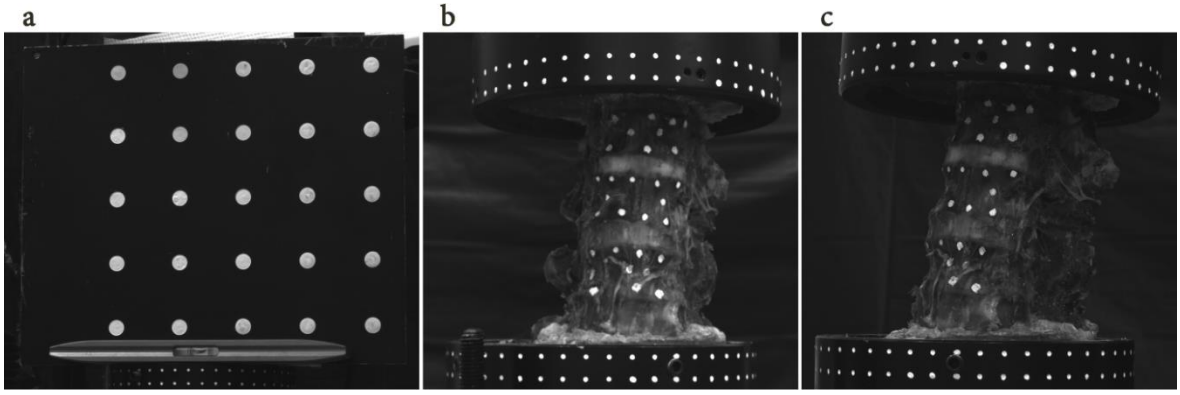

Figure II.13 - Images vues par les caméras CCD ; a) Mire de calibration ; b) Échantillon vu par la caméra de gauche ; c) Échantillon vu par la caméra de droite

L'analyse des images est effectuée en utilisant le logiciel DEFTAC 3D, développé au sein de l'équipe PEM de l'Institut Pprime (Bretagne, Valle, et Dupré 2005). La première étape consiste à réaliser une reconnaissance manuelle de chaque tâche de la première image de chacune des deux caméras. Pour cela, autour de chaque marqueur est créée une zone de recherche (Figure II.14), de dimension (N_x, N_y) et dont la coordonnée du coin supérieur gauche, qui définit l'origine du repère qui y est associé, s'écrit (x_z, y_z). Dans cette fenêtre est attribuée une valeur seuil I_S permettant d'indiquer si un pixel donné fait partie ou non du marqueur. Ce processus est par la suite répété automatiquement pour les images suivantes.

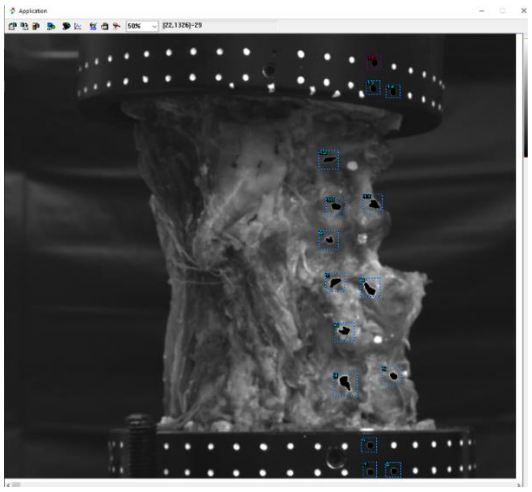

Figure II.14 - Fenêtre du logiciel DEFTAC 3D dans laquelle sont créées les zones de recherche autour des tâches

Les coordonnées (x_g, y_g) d'un marqueur sont obtenues par le calcul du centre géométrique de ce marqueur, pondéré par l'intensité lumineuse. Ce calcul est similaire à celui du calcul d'un barycentre et s'écrit comme suit :

$$x_g = \frac{\sum_{x=0}^{Nx}\sum_{y=0}^{Ny} x(I(x,y) - I_s)}{\sum_{x=0}^{Nx}\sum_{y=0}^{Ny}(I(x,y) - I_s)} + x_z$$

$$y_g = \frac{\sum_{x=0}^{Nx}\sum_{y=0}^{Ny} y(I(x,y) - I_s)}{\sum_{x=0}^{Nx}\sum_{y=0}^{Ny}(I(x,y) - I_s)} + y_z$$

avec $I(x,y)$ l'intensité lumineuse du pixel de coordonnées (x,y).

Afin de déterminer les coordonnées réelles $\overrightarrow{X_R}$ du marqueur dans la scène observée, il convient alors de résoudre le système suivant :

$$\begin{cases} [R_i]\overrightarrow{X_R} = \overrightarrow{X_i} \\ \overrightarrow{X_i} = [G_i\overrightarrow{X_i}]\overrightarrow{X_{Ci}} \end{cases} \quad (i = 1,2)$$

avec $\overrightarrow{X_i} = (X_{Ci}, Y_{Ci}, L_i)$ les positions des marqueurs calculées à partir des images des deux caméras (Figure II.15), $[R_i]$ la matrice de rotations, et $[G_i\overrightarrow{X_i}]$ la matrice de passage entre les coordonnées en pixels et les coordonnées en millimètres (Germaneau et al. 2009).

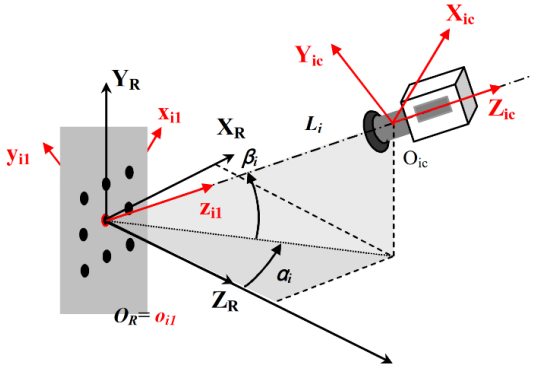

Figure II.15 - Système de coordonnées pour la caméra i, avec i = 1 pour la caméra de gauche, et i =2 pour la caméra de droite (adaptée de (Germaneau et al. 2009)

Ce système de mesures optique permet d'obtenir une précision de mesures de 0,025 pixels (Brémand et al. 2011), ce qui correspond à des déplacements de l'ordre du dixième de µm. La fréquence d'acquisition associée à ce dispositif est d'une image par caméra toutes les deux secondes, soit 0,5 Hz.

II.3.2.3 Traitement des données

Une fois que les déplacements de chaque marqueur ont été calculés, il convient de déterminer l'évolution des angles entre les vertèbres. Pour cela, trois marqueurs sont sélectionnés pour chaque vertèbre, ce qui permet de créer les deux premiers vecteurs du repère associé à une vertèbre. Le troisième vecteur, normal à la surface de l'objet observé, est obtenu par produit vectoriel des deux premiers vecteurs. Les trois vecteurs du repère sont alors normalisés. Un repère orthonormé A^n, exprimé dans le repère global de la scène, est alors obtenu pour chaque vertèbre de l'échantillon étudié.

Un changement de repère est ensuite effectué pour exprimer le repère A^n associé à la vertèbre v_n dans le repère A^{n-1} de sa vertèbre sous-jacente v_{n-1}. Afin de déterminer l'évolution de l'angle entre deux repères consécutifs durant les chargements, la matrice des angles de Cardan est utilisée (Siciliano et Khatib 2016) :

$$A^{n,n-1} = \begin{bmatrix} C2C3 & -C2C3 & S2 \\ C1S3 + S1S2C3 & C1C3 - S1S2S3 & -S1C2 \\ S1S3 - C1S2C3 & S1C3 + C1S2S3 & C1C2 \end{bmatrix}$$

avec $Ci = \cos(\varphi_i)$ et $Si = \sin(\varphi_i)$. φ_1, φ_2 et φ_3 représentent respectivement des angles autour des axes X, Yet Z d'un repère. Il est ainsi possible de suivre l'orientation de chaque vertèbre, et donc la mobilité de chaque unité fonctionnelle du segment étudié, au cours du mouvement. Afin de déterminer les angles φ_1, φ_2 et φ_3, le système suivant doit être résolu pour chaque étape de chargement :

$$\begin{cases} \varphi_2 = \sin^{-1}(A_{1,3}^{n,n-1}) \\ \varphi_1 = atan2(\dfrac{A_{2,3}^{n,n-1}}{-\cos(\varphi_2)}, \dfrac{A_{3,3}^{n,n-1}}{\cos(\varphi_2)}) \\ \varphi_3 = atan2(\dfrac{A_{1,2}^{n,n-1}}{-\cos(\varphi_2)}, \dfrac{A_{1,1}^{n,n-1}}{\cos(\varphi_2)}) \end{cases}$$

Pour s'affranchir des potentielles variabilités anatomiques de chacun des échantillons, nous avons calculé, pour chaque valeur de couple imposé (de – 5 N.m à + 5 N.m, avec un pas de 0,5 N.m), la moyenne ainsi que l'écart-type des angles observés. Ces calculs ont été réalisés pour chaque niveau.

De plus, afin d'étudier plus finement la relation entre l'amplitude articulaire et le couple imposé, les données des essais ont été approximées en utilisant la fonction logarithmique suivante (Nightingale et al. 2002) :

$$\varphi_i = A\ln(BM + 1)$$

où φ_i représente l'angle observé (en degré) pour un niveau au cours d'un mouvement, Mreprésente le couple appliqué sur l'échantillon, et A et B sont des constantes du modèle (Nightingale et al. 2002; Wheeldon et al. 2006).

D'après Panjabi, l'amplitude du mouvement vertébral peut être décomposée en deux zones distinctes : la **zone neutre** et la **zone élastique** (Manohar M. Panjabi 1992b). La zone neutre représente la partie du mouvement partant de la position neutre. Dans cette zone, l'amplitude du mouvement est la plus

importante, une faible augmentation du couple appliqué conduisant à une forte augmentation de l'angle vertébral observé. La zone neutre est ainsi communément appelée zone « laxe ». La zone élastique s'étend de la fin de la zone neutre jusqu'à la fin du mouvement. Cette zone est beaucoup moins souple que la zone neutre.

Ainsi, dans la formule logarithmique précédente, la constante A est exprimée en degré et contribue majoritairement à la mobilité dans la zone élastique du mouvement, tandis que B, dont les unités sont des $N.m^{-1}$, affecte l'amplitude du mouvement dans la zone neutre (Couvertier et al. 2017).

II.3.3 Amplitudes articulaires de la charnière thoraco-lombaire

Les essais ont été réalisés pour chacun des 7 segments anatomiques thoraco-lombaires intacts, et ce pour chacune des trois directions physiologiques. Les amplitudes articulaires de chacune des quatre unités fonctionnelles ainsi que le couple appliqué sur les échantillons ont été relevés pour chaque mouvement.

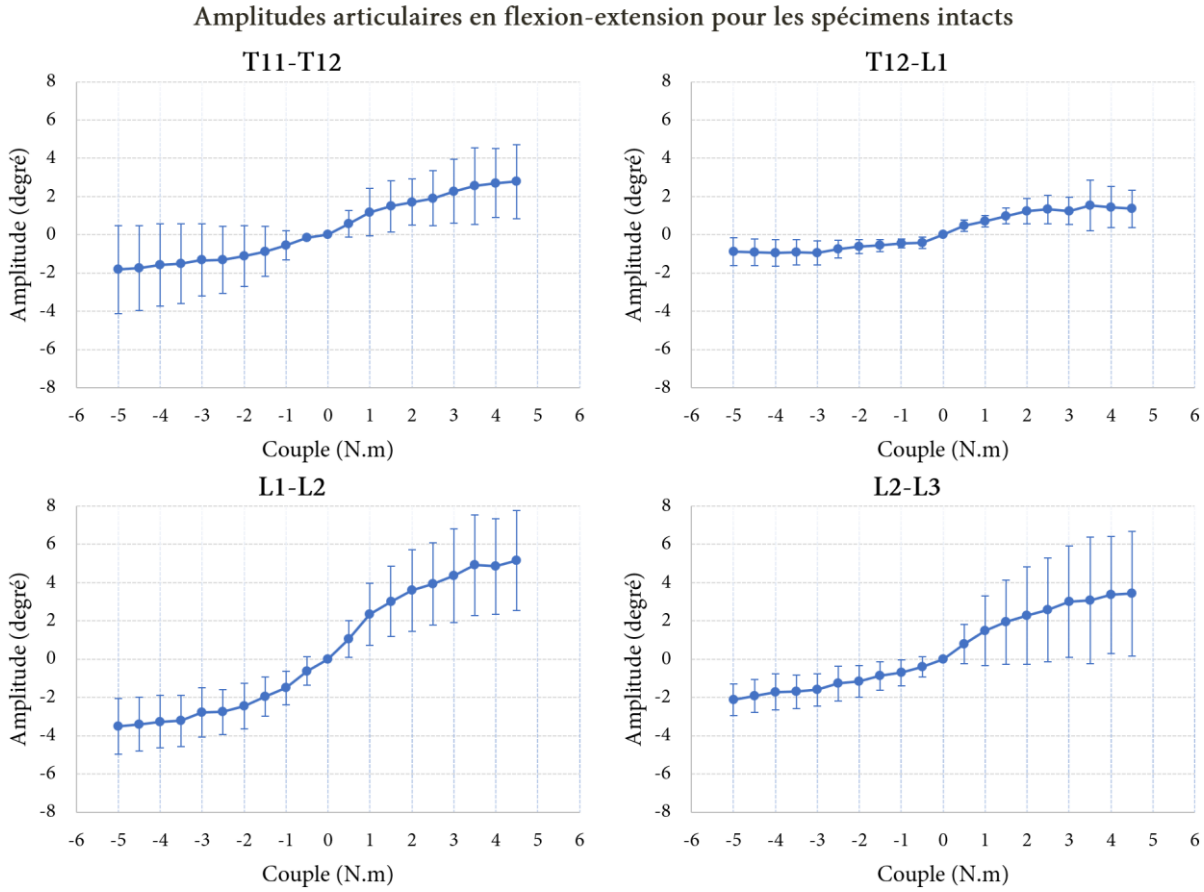

Figure II.16 – Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts au cours d'un mouvement de flexion-extension ; Extension à gauche, flexion à droite

La Figure II.16 présente, pour chacun des quatre niveaux des échantillons utilisés, l'évolution des amplitudes articulaires moyennes en fonction du couple appliqué durant un mouvement de flexion-extension obtenues avec les sept spécimens anatomiques étudiés. Nous pouvons observer que les amplitudes de mouvements sont plus faibles pour les niveaux thoraciques que pour les niveaux lombaires. Pour le niveau T11-T12, les amplitudes sont de – 2° et 3°, respectivement en extension et en flexion, tandis que pour le niveau T12-L1, l'amplitude est plus faible, avec – 1° et 1°. En T11-T12, les écarts-types témoignent d'une variabilité de mouvement importante entre chacun des échantillons. Pour

le niveau T12-L1, en revanche, les écarts-types plus faibles indiquent que le comportement de chacun des spécimens est similaire pour ce mouvement.

Au niveau L1-L2, nous avons relevé une amplitude de – 4° en extension et de 5° en flexion. Enfin, en L2-L3, l'amplitude est plus faible, avec – 2° en extension et 3,5° en flexion. Les écarts-types pour le niveau L2-L3 montrent une grande variabilité des résultats en flexion, mais moins en extension.

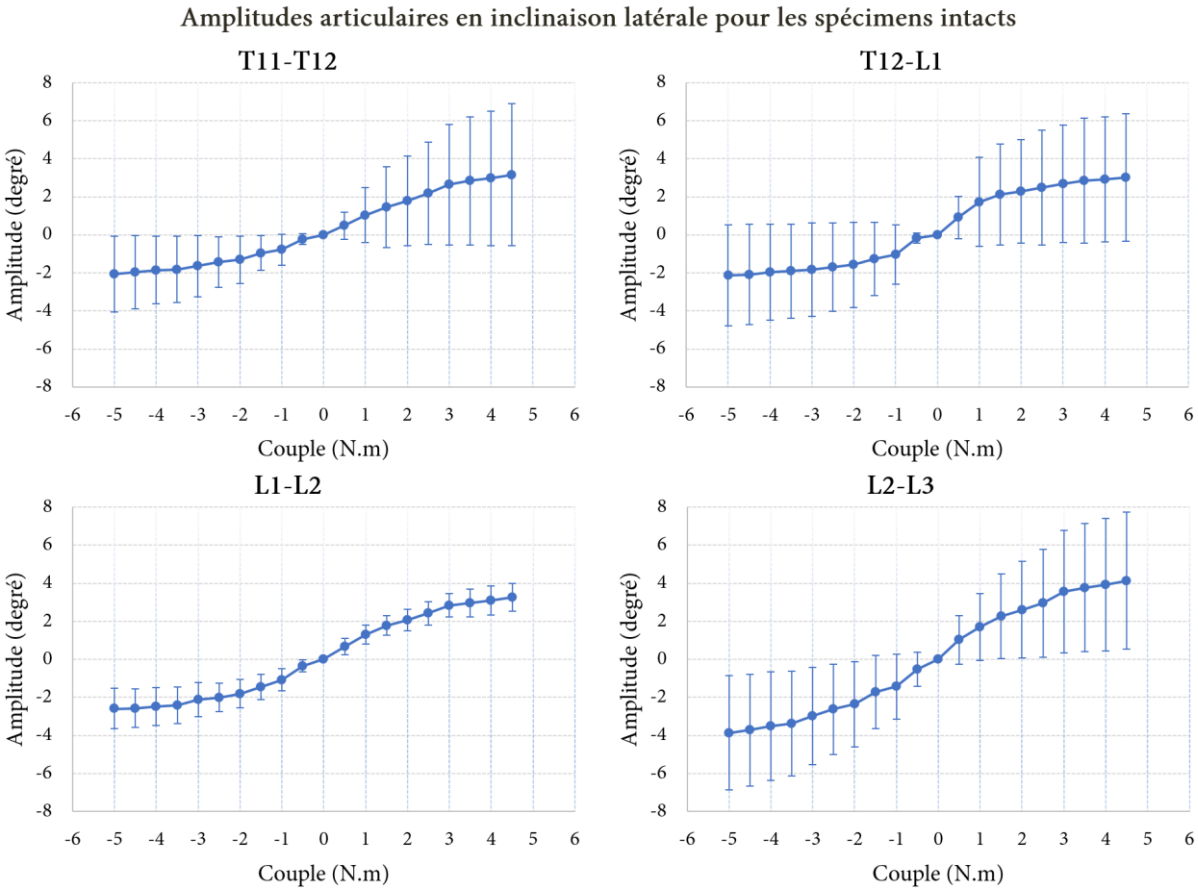

Figure II.17 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale ; Inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite

La Figure II.17 présente les amplitudes articulaires des quatre unités fonctionnelles des spécimens en fonction du couple appliqué pour réaliser un mouvement d'inclinaison latérale. Pour les niveaux T11-T12, T12-L1 et L1-L2, l'amplitude du mouvement est similaire, avec environ – 2° en inclinaison droite et près de 3° en inclinaison gauche. En L2-L3, nous relevons une amplitude de 4° pour chacune des directions de sollicitation.

Les écart-types calculés pour chacun des niveaux permettent de montrer une certaine hétérogénéité des résultats entre les différents segments anatomiques, sauf pour le cas du niveau L1-L2, pour lequel les écarts-types sont faibles.

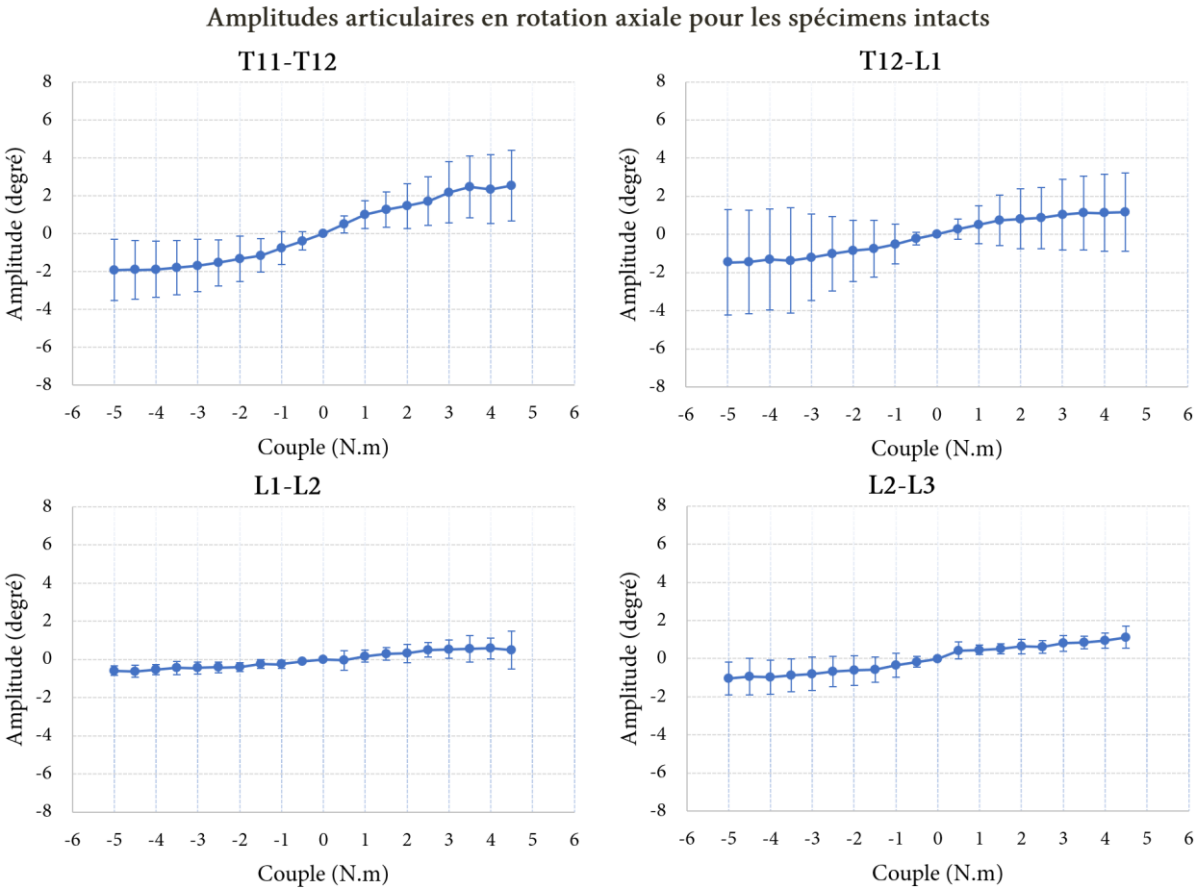

Figure II.18 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts au cours d'un mouvement de rotation axiale ; Rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite

La figure II.18 montre les amplitudes articulaires de chaque niveau des échantillons en fonction du couple pour un mouvement de rotation axiale. Pour chacune des unités fonctionnelles, nous observons que l'amplitude est semblable pour la rotation axiale droite et gauche. Pour le niveau T11-T12, une rotation de ± 2° est observée. Elle semble diminuer pour les niveaux inférieurs avec ± 1,5° au niveau T12-L1, ± 0,5° en L1-L2, et ± 1° en L2-L3.

Pour les niveaux thoraciques, les écarts-types sont assez important, montrant une disparité de comportement entre les différents spécimens. En revanche, nous observons des écarts-types très faibles pour les niveaux lombaires, indiquant que les échantillons utilisés ont tous de faibles amplitudes en rotation pour ces niveaux.

	Flexion		Extension		Inclinaison gauche		Inclinaison droite		Rotation gauche		Rotation droite	
	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)
T11-T12	1.53	1.44	-2.37	-0.47	3.39	0.37	-2.42	-1.12	1.92	1.15	-1.21	-1.30
T12-L1	1.16	0.86	-0.87	-0.75	1.24	2.56	-1.50	-0.84	0.49	1.39	-2.63	-1.42
L1-L2	3.53	1.72	-2.16	-1.24	2.44	1.55	-1.97	-1.52	0.87	0.97	-1.23	-0.91
L2-L3	3.60	1.37	-1.95	-1.35	2.59	1.17	-3.83	-0.66	0.84	0.47	-0.69	-1.17

Tableau II-1 - Valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique déterminées pour chaque unité fonctionnelle des échantillons intacts, et pour chaque mouvement

Le Tableau II-1 présente, pour chaque mouvement réalisé, les valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique pour chaque niveau des échantillons. Nous avons vu dans la partie II.3.2.3

que le coefficient A est représentatif du comportement observé dans la zone élastique, tandis que le coefficient B correspond au comportement dans la zone neutre.

Ainsi, en flexion et en extension, il semble que l'amplitude angulaire de la zone neutre soit plus faible pour les niveaux thoraciques que pour les niveaux lombaires. La même observation est faite pour l'amplitude angulaire de la zone élastique. Pour le mouvement d'inclinaison latérale, nous observons que le niveau T11-T12 présente des mobilités importantes dans la zone élastique, mais très faibles dans la zone neutre. Pour le niveau T12-L1, le comportement est similaire pour chaque direction dans la zone élastique. En L1-L2 et L2-L3, le comportement est assez proche pour la zone élastique et la zone neutre. Enfin, nous observons pour le mouvement de rotation axiale que l'amplitude angulaire de la zone neutre et de la zone élastique est globalement faible pour chaque niveau.

L'étude des segments anatomiques intacts ayant été réalisée, les résultats obtenus serviront de base de comparaison pour les essais de ces segments après stabilisation des fractures qui auront été créées.

II.4 ANALYSE BIOMÉCANIQUE DU RACHIS STABILISÉ POST-FRACTURE

Dans la seconde partie de cette étude biomécanique, nous nous intéressons aux traumatismes de la charnière thoraco-lombaire. Le premier objectif sera de déterminer les performances de réduction de différents types de vis pédiculaires, à savoir les vis poly-axiales Cypress (Safe Orthopaedics) et les vis hybrides à équivalent mono-axial OAK (Safe Orthopaedics), pour différents degrés de cintrage des tiges de fixations en titane (ø 5,5 mm). Ces vis présentent toutes les deux une amplitude de mouvement entre la tête et le filetage de 26° dans chaque direction, d'après la documentation du constructeur. Le second objectif de ce travail consiste à étudier la qualité de stabilisation obtenue pour chacune de ces vis dans le cas de tiges droites. La Figure II.19 présente le protocole utilisé pour réaliser cette étude.

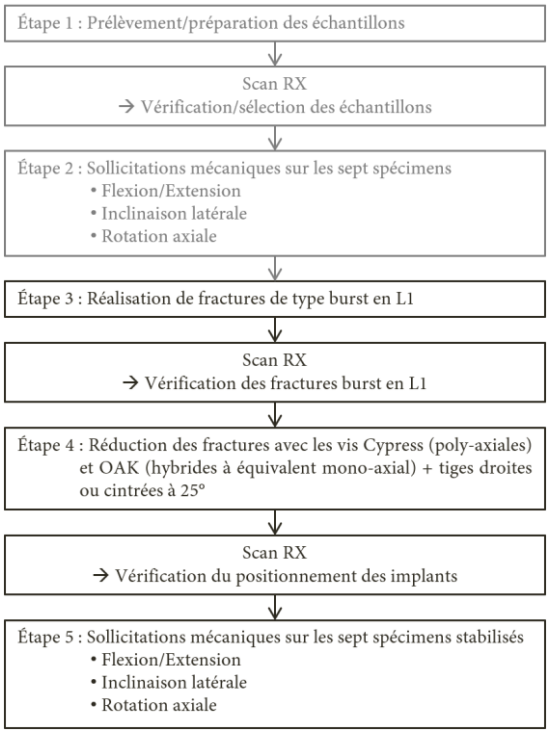

Figure II.19 – Logigramme présentant le protocole mis en œuvre au cours de cette étude expérimentale

Après avoir présenté le dispositif permettant de réaliser des fractures de type burst, nous détaillerons le protocole et les résultats des essais de réduction des fractures. Enfin, nous terminerons par les résultats des essais sur les spécimens stabilisés.

II.4.1 Création des fractures de type burst

II.4.1.1 Préparation des échantillons

Pour s'assurer que les fractures sont uniquement localisées en L1 (vertèbre la plus souvent concernée par les fractures de type burst) et ainsi garantir une répétabilité du protocole de fracturation, nous avons fragilisé cette vertèbre. Pour cela, une multitude de trous, de diamètre 0,8 mm ont été percés dans la paroi corticale de la vertèbre. La position de chacun de ces trous a été distribuée aléatoirement sur la face antérieure de L1 (Germaneau et al. 2014).

II.4.1.2 Dispositif de création de fractures

Par la suite, un pendule de Charpy a été utilisé pour générer les fractures de type burst (Figure II.20-a). Classiquement, ce type de dispositif est utilisé afin de réaliser des essais de flexion sur des éprouvettes calibrées ayant préalablement été entaillées. L'objectif étant alors de déterminer la résistance d'un matériau à la rupture. Dans le cadre de ce travail, le pendule de Charpy a été modifié de façon à impacter les segments rachidiens afin de les fracturer. L'impacteur a une masse de 14,7 kg, et peut être lâché d'une hauteur allant jusqu'à 1 mètre. Avec ces paramètres, l'énergie de l'impact s'élève à 144 J, en accord avec les différents protocoles de création de fractures de type burst présents dans la littérature (Kallemeier et al. 2008; Brandolini, Kapur, et Hall 2014).

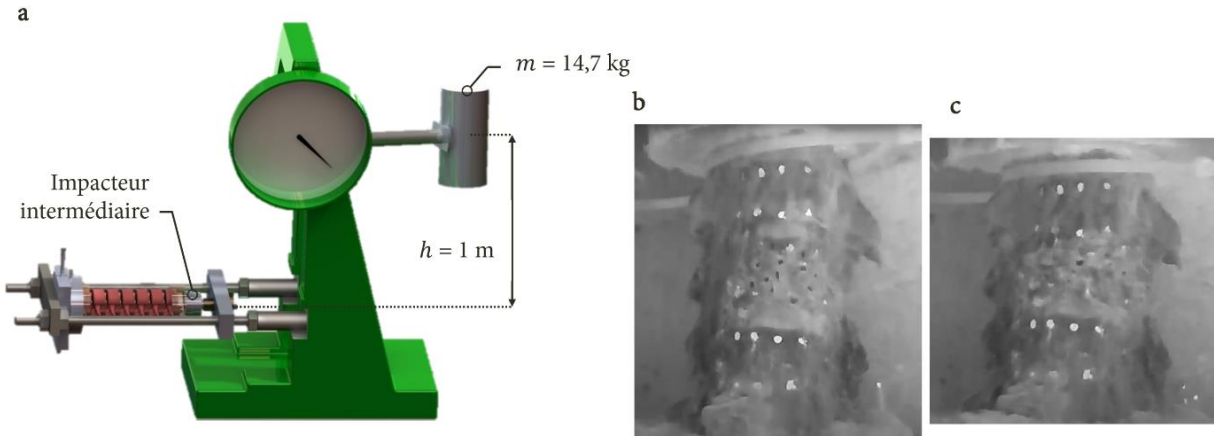

Figure II.20 - Dispositif expérimental de création de fractures ; a) Pendule de Charpy modifié ; b) Segment anatomique thoraco-lombaire intact (vue dessus) ; c) Même échantillon, avec fracture de type burst en L1 (vue du dessus)

La partie inférieure du pendule de Charpy a été modifiée afin de garantir que l'impact ait lieu dans l'axe du segment anatomique (Figure II.20-a). Pour cela, un impacteur intermédiaire a été ajouté entre le marteau et l'échantillon afin d'ajuster la position du point d'impact. Ce réglage permet d'aligner l'axe de l'impact avec l'axe des vertèbres. De plus, cela autorise une flexion des spécimens thoraco-lombaires durant l'impact, ce qui est l'une des conditions pour obtenir une fracture de type burst.

II.4.1.3 Vérification des fractures

Enfin, après avoir généré les fractures, chacun des segments anatomiques a été numérisé à l'aide d'un scanner à rayons X clinique (Aquilion ONE, GENESIS Edition, Canon). L'objectif était de vérifier que

les fractures obtenues sont bien des fractures de type burst en L1. La Figure II.21 montre la vertèbre L1 intacte (Figure II.21-a) puis fracturée (Figure II.21-b) pour le même spécimen.

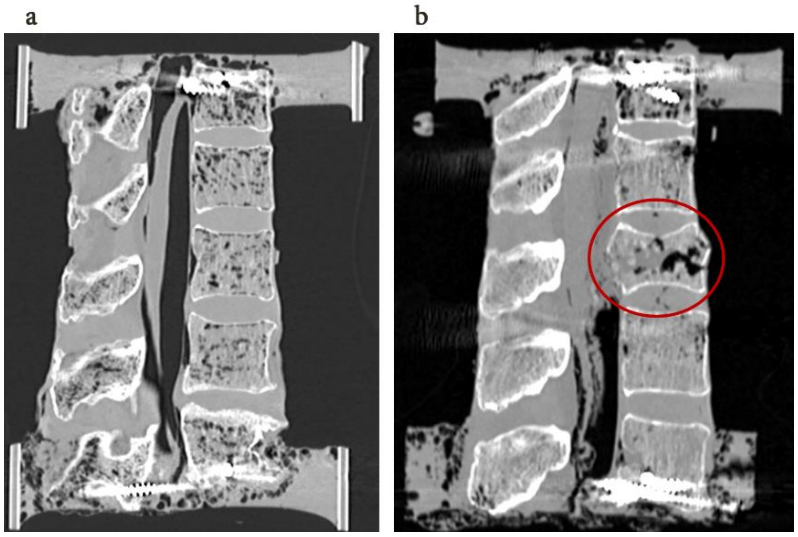

Figure II.21 – Clichés permettant d'observer la présence d'une fracture ; a) Rachis thoraco-lombaire intact ; b) Même spécimen, avec fracture de type burst en L1

II.4.2 Réduction des fractures

Chacun des échantillons rachidiens ayant été fracturé, il est désormais possible de passer à la phase de réduction de ces fractures. Afin de comparer les performances de réduction des vis poly-axiales et des vis OAK, deux groupes ont été créés. Le premier groupe, constitué de quatre échantillons, a été instrumenté par les vis poly-axiales. Les vis OAK ont été utilisées pour la réduction des fractures des trois segments anatomiques du second groupe. Ces groupes ont par la suite été inversés afin que chaque spécimen ait été instrumenté avec les deux types de vis.

II.4.2.1 Repérage par scanner et insertion des vis pédiculaires

Avant de procéder à l'implantation des vis dans les pédicules des vertèbres, le chirurgien doit planifier les trajectoires de perçage. Cela permet de s'assurer de disposer de vis adaptées pour chaque vertèbre, que ce soit en termes de diamètre ou de longueur.

Le diamètre de la vis utilisée est un paramètre très important. En effet, afin d'obtenir un bon ancrage des vis dans les pédicules, il est nécessaire que le filet soit inclus dans la partie corticale, donc la partie dense et rigide de ces pédicules, tout en ne débordant pas dans le canal rachidien. Aussi, la longueur joue un rôle important, devant être suffisante pour traverser le corps vertébral tout en ne traversant pas la partie corticale antérieure de la vertèbre.

Durant ce processus de planification chirurgicale, les chirurgiens sont assistés par différents logiciels leur permettant de tracer la trajectoire des vis. La Figure II.22-a montre en vert la trajectoire d'implantation de la vis dans le pédicule droit d'une vertèbre de nos échantillons rachidiens.

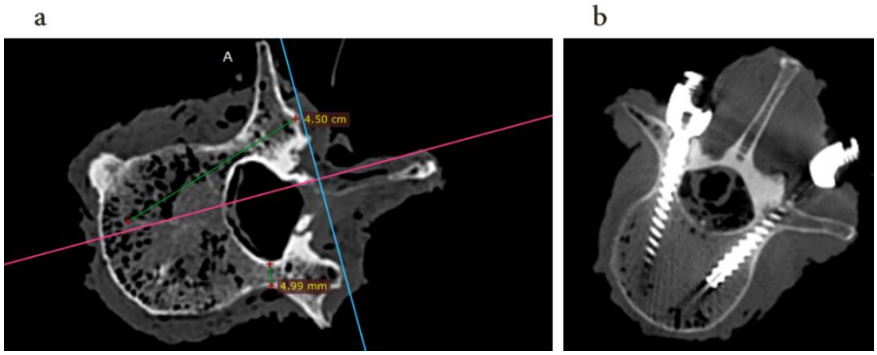

Figure II.22 – Trajectoire des vis pédiculaires ; a) Fenêtre du logiciel Radiant Viewer, avec en vert la trajectoire prévue pour l'implantation de la vis pédiculaire ; b) Vérification de la position de la vis par CT-scan

Le repérage des trajectoires et l'insertion des vis a été réalisé par le Dr. Abdollah Yassine Moufid, chirurgien dans le service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie du CHU de Poitiers. Une fois cette étape terminée, le bon positionnement des vis a été évalué par tomodensitométrie à rayons X (Figure II.22-b).

II.4.2.2 Réduction des fractures

Pour chacun des échantillons, le même protocole de réduction a été employé. Tout d'abord, les deux tiges de fixation ont été insérées dans les vis pédiculaires inférieures et les bouchons ont été fixés afin de verrouiller les tiges. Une première image a alors été enregistrée par le système de stéréo-suivi de marqueurs (Figure II.23-a).

Ensuite, l'extrémité supérieure des tiges de fixation a été positionnée dans la tête des vis pédiculaires supérieures, et chacun des deux bouchons supérieurs a été serré d'un tour. Une nouvelle image a été acquise. Par la suite, la réduction de la fracture a été effectuée de manière progressive, le chirurgien tournant d'un tour chacun des bouchons entre chaque nouvelle image enregistrée, et ce jusqu'à atteindre la réduction maximale pour l'échantillon (Figure II.23-b).

Chaque échantillon a été réduit à deux reprises, une première fois avec les tiges titane (ø 5,5 mm) pré-cintrées à 25°, puis une seconde fois avec les tiges droites.

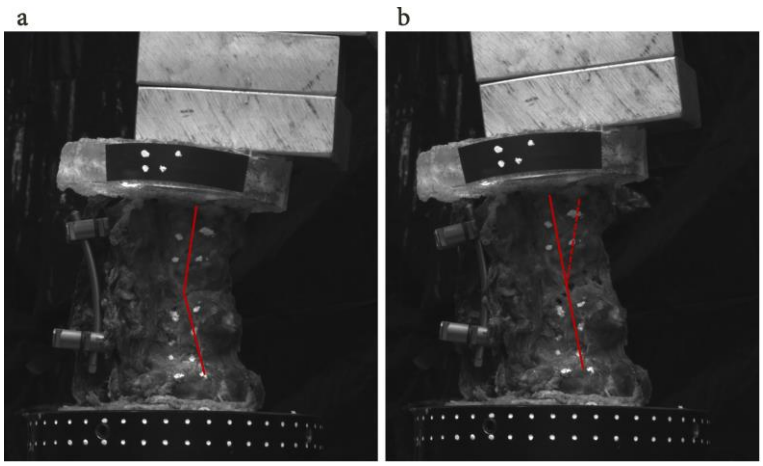

Figure II.23 - Évolution du processus de réduction des fractures de type burst ; a) État initial ; b) État final, avec angle de réduction maximal

Afin de forcer une compression de la fracture à la position de départ, des masselottes (m = 0,5 kg chacune) ont été ajoutées sur la partie supérieure de chaque échantillon (Figure II.23). Cela permet de rendre plus visible la restauration de la cyphose régionale des spécimens étudiés.

II.4.2.3 Stabilisation des fractures

Afin d'étudier les performances de stabilisation de chaque type de vis, des sollicitations reproduisant des mouvements physiologiques ont à nouveau été appliquées sur chacun des échantillons en suivant la même procédure que celle décrite dans la partie II.3.2.1. Nous avons choisi de réaliser tous les essais avec des tiges droites, les tiges pré-cintrées à 25° positionnant les échantillons en hyperextension.

II.4.3 Résultats

La présentation des résultats se fera en deux temps. Nous commencerons dans un premier temps par présenter les résultats des essais de réduction, en comparant les performances des deux types de vis, dans le cas de tiges droites ou pré-cintrées. Ensuite, nous présenterons les résultats des essais de sollicitations des segments stabilisés.

II.4.3.1 Réduction des fractures

Pour l'analyse des résultats des essais de réduction de fractures, quatre groupes ont été distingués :

- Groupe 1 : Échantillons instrumentés avec vis OAK et tiges droites
- Groupe 2 : Échantillons instrumentés avec vis OAK et tiges pré-cintrées (25°)
- Groupe 3 : Échantillons instrumentés avec vis poly-axiales et tiges droites
- Groupe 4 : Échantillons instrumentés avec vis poly-axiales et tiges pré-cintrées (25°)

Les performances de réduction des fractures seront évaluées, pour chacun des quatre groupes, en observant deux aspects, à savoir le calcul de l'angle de réduction obtenu pour chaque montage ainsi que la mesure du déplacement de la vertèbre sus-jacente à la fracture.

Évolution de l'angle de réduction

Afin de calculer l'angle de réduction, nous avons utilisé la méthode présentée dans la partie II.3.2.3. Cet angle correspond à l'angle entre la vertèbre sous-jacente et la vertèbre sus-jacente à la fracture, donc entre T12 et L2. Pour chaque étape de la réduction, la valeur moyenne des angles obtenus pour l'ensemble des échantillons d'un même groupe a été calculée.

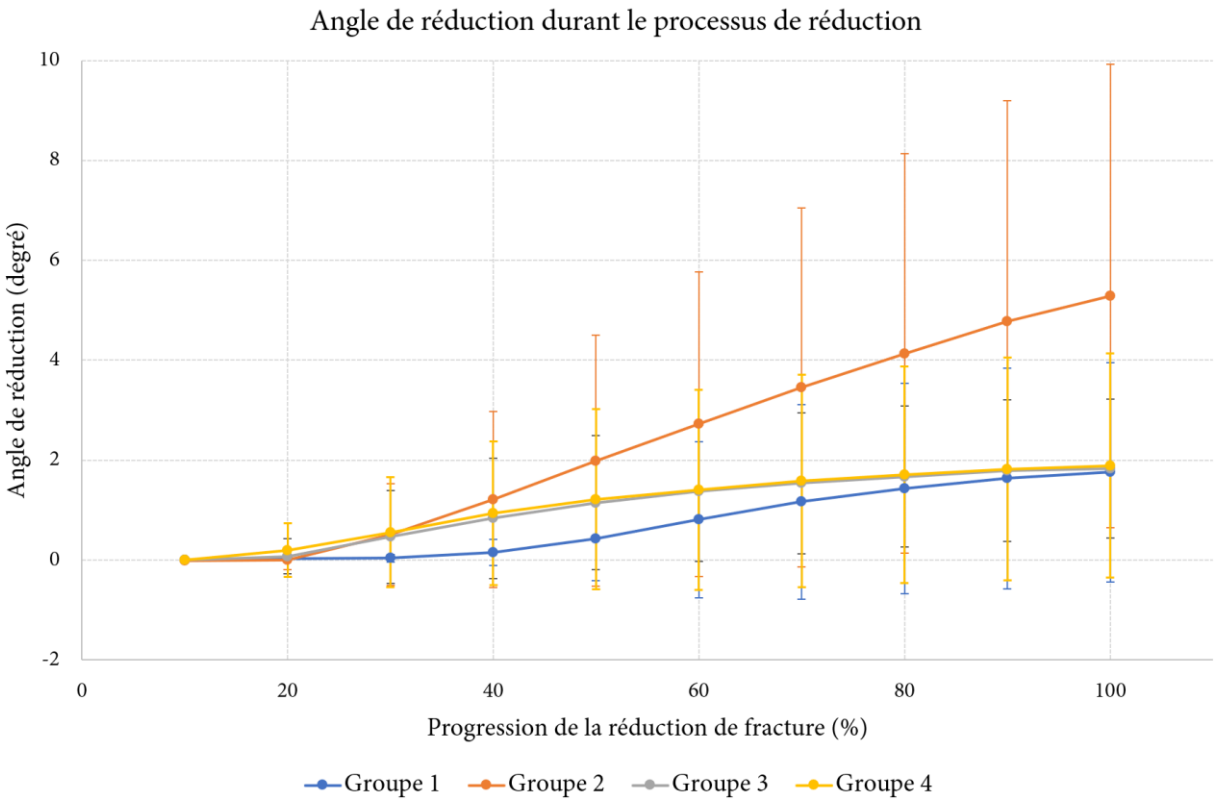

Figure II.24 - Évolution de l'angle de réduction durant le processus de réduction

La Figure II.24 présente l'évolution de l'angle de réduction pour chacun des groupes en fonction de l'avancée du processus de réduction. Nous pouvons observer que les Groupes 3 et 4 présentent des angles de réduction très similaires, d'environ 2°, à chaque étape de la procédure de réduction. Cela montre que dans le cas des vis poly-axiales, le degré de cintrage des tiges de fixation n'a que peu d'effet sur la qualité de la réduction. Les résultats du Groupe 1, proches à l'étape finale de ceux des Groupes 3 et 4, montrent que les vis OAK et les vis poly-axiales ont des performances semblables dans le cas de l'utilisation de tiges droites. Néanmoins, l'angle de réduction observé pour le Groupe 2 est supérieur à celui des autres groupes à partir de 30 % de l'avancée de l'opération, avec 5,3° à l'étape finale. Cela montre que les vis OAK utilisées conjointement à des tiges pré-cintrées sont particulièrement aptes à redonner de la hauteur à la vertèbre fracturée.

Déplacement antéro-postérieur de la vertèbre sus-jacente à la fracture

Le déplacement de la vertèbre sus-jacente à la fracture a été déterminé en suivant la position du repère associé à cette vertèbre. Ce mouvement est essentiellement une translation de cette vertèbre dans le sens antéro-postérieur. Comme pour les angles de réduction, nous avons calculé la moyenne des déplacements pour chaque étape de la réduction.

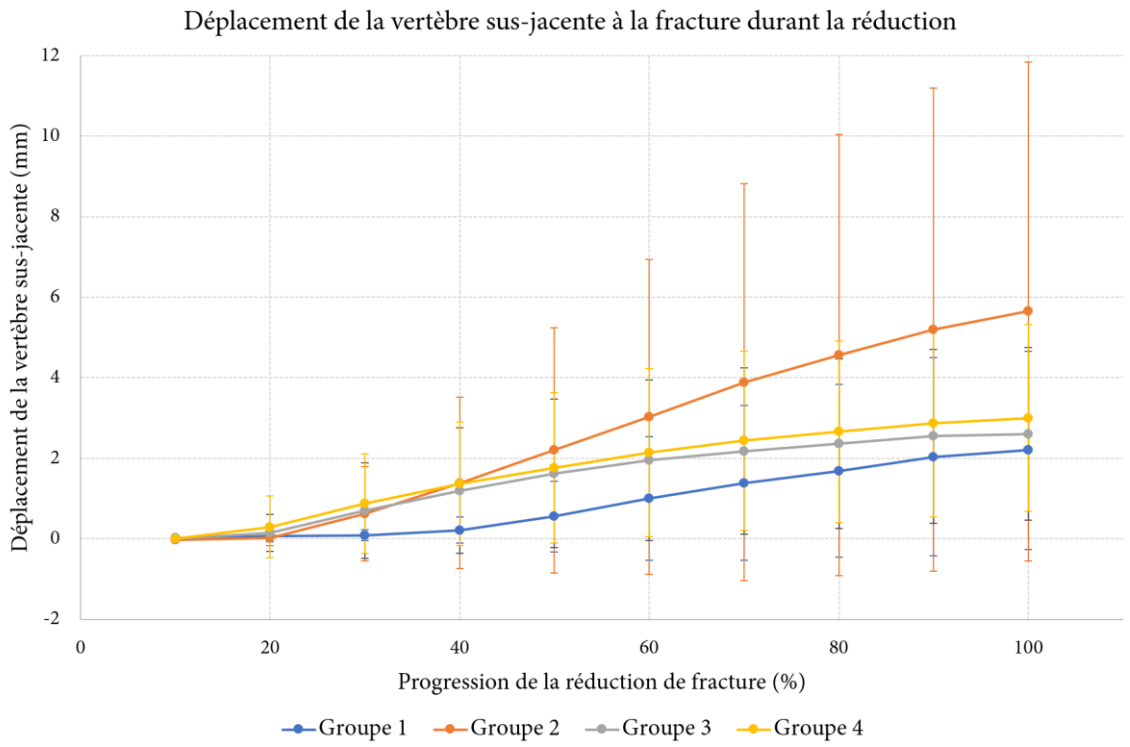

Figure II.25 - Déplacement de la vertèbre sus-jacente à la fracture durant le processus de réduction

La Figure II.25 présente l'évolution de la norme du déplacement de la vertèbre sus-jacente à la fracture pour chacun des groupes en fonction des étapes de la réduction. Les déplacements observés pour les Groupes 1, 3 et 4 sont semblables à l'étape finale, avec des valeurs de respectivement 2,2 mm, 2,6 mm et 3 mm. Toutefois, durant le processus de réduction, le Groupe 1 présente des déplacements vertébraux inférieurs aux Groupes 3 et 4. Pour ces derniers, les déplacements sont proches. Ainsi, nous pouvons observer que l'impact du degré de cintrage des tiges de fixation est très faible dans le cas des vis poly-axiales. De plus, les vis OAK avec les tiges droites ne se distinguent que très peu des vis poly-axiales. En revanche, ces vis, quand elles sont utilisées avec des tiges cintrées, permettent d'obtenir des déplacements plus importants, de l'ordre de 5,6 mm. Cela confirme que ce type de vis, équivalent à des vis mono-axiales, permet d'obtenir un bon niveau de réduction de fracture de type burst.

II.4.3.2 Stabilisation des fractures

Afin de déterminer les performances de stabilisation de chaque type de vis, nous avons observé l'amplitude de chaque niveau en fonction du couple appliqué pour chacun des mouvements.

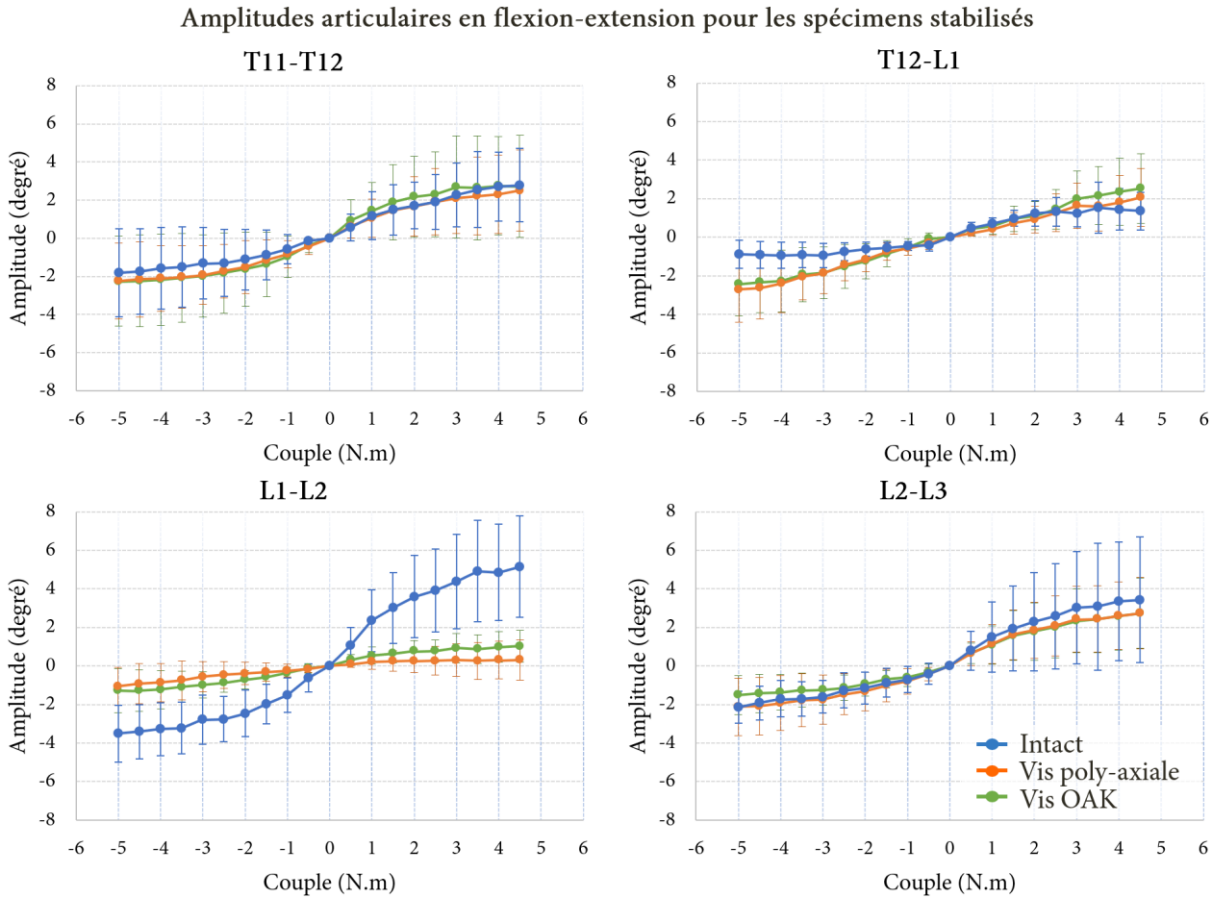

Figure II.26 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts et stabilisés avec des vis OAK et des vis poly-axiales couplées à des tiges droites au cours d'un mouvement de flexion-extension ; Extension à gauche, flexion à droite

La Figure II.26 montre les amplitudes articulaires moyennes de chaque niveau vertébral en fonction du couple appliqué lors d'un mouvement de flexion-extension. Pour les deux niveaux laissés libres, donc T11-T12 et L2-L3, les amplitudes relevées pour chaque type de vis sont semblables et proches de celles des segments intacts, avec ± 2°. Pour le niveau T12-L1, nous observons que les trois groupes présentent le même comportement en flexion, avec un angle de près de 2°. Toutefois, en extension, l'amplitude des segments stabilisés est supérieure à celle des segments intacts, avec – 2° contre – 1°. En L1-L2, bien que l'amplitude des mobilités soit similaire entre les vis OAK et les vis poly-axiales en extension, il semble que les vis OAK laissent un plus grand degré de mobilité. Toutefois, ce niveau est tout de même correctement stabilisé, l'amplitude étant de ± 1°, alors qu'elle atteint – 4° et 5°, respectivement en extension et en flexion, pour les segments intacts.

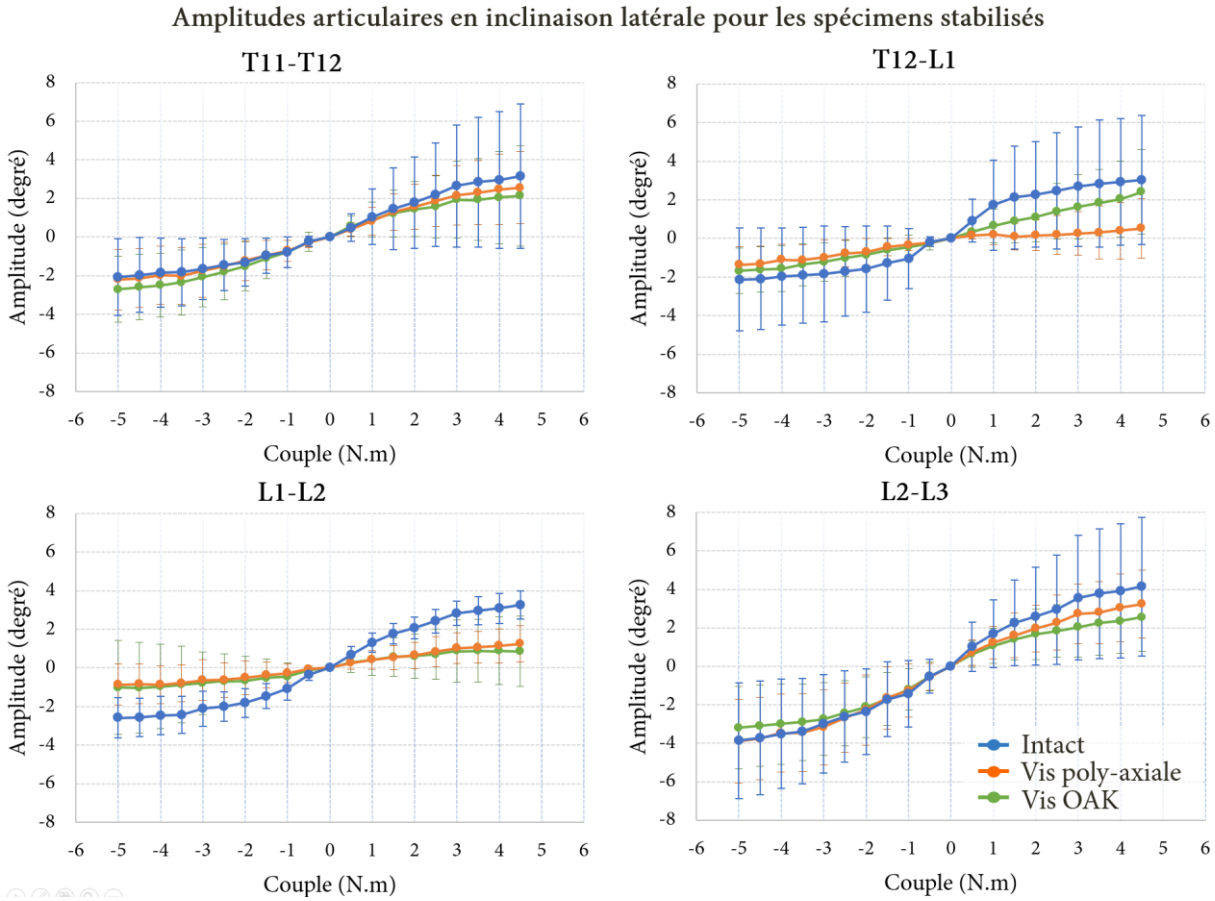

Figure II.27 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts et stabilisés avec des vis OAK et des vis poly-axiales couplées à des tiges droites au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale ; Inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite

La Figure II.27 présente les amplitudes articulaires pour chaque unité fonctionnelle des échantillons en fonction du couple pour un mouvement d'inclinaison latérale. Nous pouvons observer qu'en T11-T12 et L2-L3, les segments stabilisés ont des amplitudes proches de celles des segments intacts. Pour le niveau T12-L1, les amplitudes des segments stabilisés sont semblables à celles des échantillons intacts en extension. Néanmoins, en flexion une diminution de la mobilité est observée, en particulier pour les segments instrumentés avec les vis poly-axiales, avec 0,5° contre 2,5° et 3° pour les spécimens équipés de vis OAK et les segments intacts. Au niveau L1-L2, les deux types de vis conduisent à la même amplitude, donc aux mêmes performances de stabilisation, avec des angles de ± 1°, très inférieurs à ceux de ± 3° obtenus avec les segments intacts.

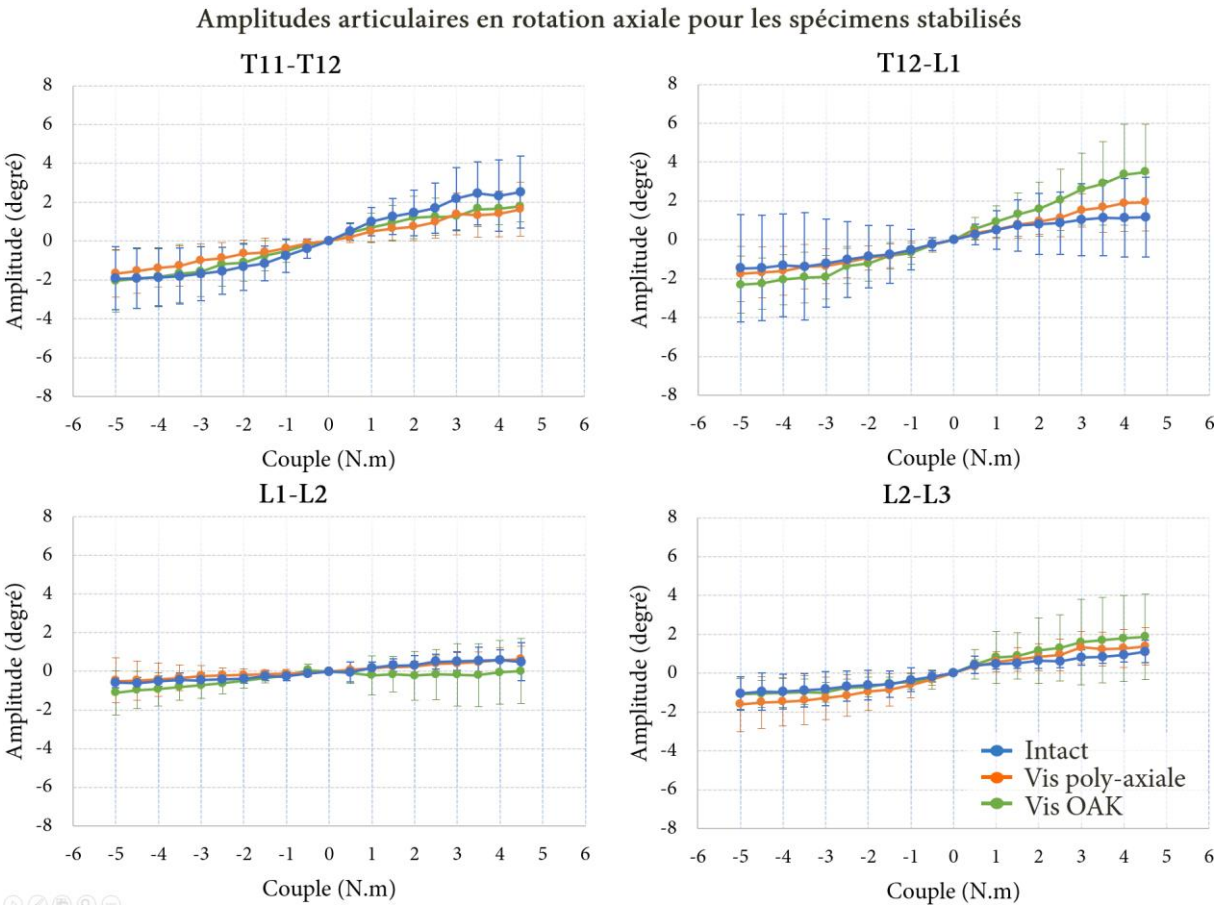

Figure II.28 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts et stabilisés avec des vis OAK et des vis poly-axiales couplées à des tiges droites au cours d'un mouvement de rotation axiale ; Rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite

La Figure II.28 montre les résultats obtenus avec les segments intacts et stabilisés pour un mouvement de rotation axiale. Au cours de ce mouvement, nous observons que les amplitudes sont similaires pour chacun des trois groupes. Nous relevons ainsi des angles de ± 2° pour les niveaux T11-T12 et L2-L3, et de ± 0,5° pour le niveau L1-L2. Au niveau T12-L1, l'amplitude est de – 2° en rotation axiale droite pour chaque groupe. En rotation axiale gauche, les spécimens stabilisés avec les vis OAK ont des amplitudes supérieures, avec 3,5° contre près de 2° pour les deux autres groupes.

	Flexion		Extension		Inclinaison gauche		Inclinaison droite		Rotation gauche		Rotation droite	
	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)
T11-T12	1.44	2.92	-1.77	-1.04	1.90	1.33	-3.22	-0.34	1.76	0.26	-2.41	-0.26
T12-L1	1.21	0.10	-2.40	-0.48	1.30	0.14	-0.65	-0.52	2.99	0.16	-2.52	-0.66
L1-L2	0.65	2.02	-0.46	-0.86	1.43	1.11	-2.44	-0.49	0.27	0.62	-1.56	-0.29
L2-L3	2.27	1.22	-1.52	-0.28	1.77	0.96	-2.66	-0.88	1.83	0.54	-1.26	-0.69

Tableau II-2 – Valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique déterminées pour chaque unité fonctionnelle des échantillons stabilisés avec des vis OAK et des tiges droites, et pour chaque mouvement

Le Tableau II-2 présente les valeurs moyennes des coefficients de la fonction logarithmique utilisée pour ajuster au mieux les courbes expérimentales des essais sur les segments stabilisés par les vis OAK. Nous pouvons observer que pour les deux niveaux stabilisés, les valeurs des coefficients *B* sont inférieures à celles associées aux niveaux libres. Cela montre que pour ces niveaux, la zone neutre est très limitée en

amplitude, la majorité du mouvement se faisant dans la zone élastique, en se rapprochant d'un comportement linéaire.

	Flexion		Extension		Inclinaison gauche		Inclinaison droite		Rotation gauche		Rotation droite	
	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)
T11-T12	2.18	0.82	-2.03	-0.83	3.17	0.33	-2.87	-0.37	1.51	0.44	-2.32	0.27
T12-L1	2.23	0.09	-3.17	-0.46	0.66	0.09	-4.03	-0.16	1.25	0.29	-2.10	-0.20
L1-L2	0.49	1.29	-2.14	-0.04	1.67	0.79	-0.98	-0.38	0.56	0.29	-2.33	-0.44
L2-L3	2.11	1.22	-1.51	-0.68	2.07	0.90	-3.81	-0.85	1.20	0.98	-0.83	-0.59

Tableau II-3 - Valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique déterminées pour chaque unité fonctionnelle des échantillons stabilisés avec des vis poly-axiales et des tiges droites, et pour chaque mouvement

Le Tableau II-3 présente ces mêmes coefficients A et B, mais cette fois déterminés pour représenter au mieux les courbes des essais réalisés sur les segments stabilisés avec les vis poly-axiales. Nous observons que pour ces types de vis aussi les valeurs des coefficients *B* des niveaux stabilisés sont plus faibles que pour ces mêmes niveaux dans le cas des segments intacts (Tableau II-1). Ces valeurs de coefficients indiquent que le comportement de ces segments est proche d'un comportement linéaire, la zone neutre ne contribuant que peu à l'amplitude globale du mouvement.

II.5 DISCUSSION

Dans cette étude biomécanique de la charnière thoraco-lombaire, nous avons dans un premier temps cherché à caractériser le comportement de segments intacts. Pour cela, nous avons réalisé des essais au cours desquels des couples purs ont été appliqués sur des échantillons anatomiques rachidiens (T11-L3) afin de reproduire des mouvements physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. Les amplitudes observées pour chacun des niveaux des échantillons sont en accord avec les résultats présentés dans de précédentes études *in-vitro* (Germaneau et al. 2016) et *in-vivo* (M. Dreischarf et al. 2014). Nous observons que les amplitudes des niveaux thoraciques (T11-T12 et T12-L1) sont inférieures à celles des niveaux lombaires (L1-L2 et L2-L3), en particulier pour les mouvements de flexion-extension. Cela s'explique par les différences géométriques entre les vertèbres thoraciques et lombaires. En effet, dans le cas des vertèbres lombaires, les facettes articulaires sont orientées dans le plan sagittal, tandis que pour les vertèbres thoraciques, les facettes articulaires sont plutôt orientées dans le plan coronal.

Aussi, afin d'étudier la zone neutre et la zone élastique, nous avons approximé les courbes expérimentales en calculant les paramètres d'une fonction logarithmique de sorte à représenter au mieux les réponses mécaniques observées. Cette approche a auparavant été employée pour l'analyse de segments cervicaux (Wheeldon et al. 2006) et thoraco-lombaires (Couvertier et al. 2017).

Par la suite, nous nous sommes intéressés à l'étude des performances de réduction de fractures vertébrales de deux types de vis pédiculaires, à savoir les vis à équivalent mono-axial (les vis OAK), et les vis poly-axiales (vis Cypress). Aussi, nous nous sommes intéressés à l'effet du cintrage sur la qualité des réductions des fractures. Pour évaluer les performances de réduction de chaque dispositif, deux paramètres ont été étudiés. Le premier est l'évolution de l'angle entre la vertèbre sus-jacente et sous-jacente à la fracture au cours du processus de réduction. Un angle plus important indique une meilleure restauration de la hauteur vertébrale. Le second paramètre est la mesure du déplacement de la vertèbre

sus-jacente à la fracture au cours de la réduction. Ce déplacement a essentiellement lieu dans la direction antéro-postérieure. Une grande valeur de déplacement est un indicateur d'une bonne restauration de l'alignement vertébral dans le plan sagittal.

Les essais de réduction de fractures de type burst ont ainsi permis de mettre en évidence que les vis OAK permettent d'obtenir des performances de réduction sensiblement supérieures à celles proposées par les vis poly-axiales, et ce pour chaque critère de validation. De précédentes études ont pu montrer des résultats semblables en comparant des vis poly-axiales à des vis mono-axiales (Yao et al. 2021; Peck et al. 2021) Pour les deux types de vis, l'utilisation conjointe de tiges de fixation cintrées à 25° permet d'améliorer la qualité de la réduction, en comparaison avec les tiges droites. Toutefois, nos résultats ont permis de mettre en évidence que le facteur le plus influent sur les performances de réduction est le choix du type de vis. En effet, que ce soit pour l'angle de réduction ou pour le déplacement de la vertèbre sus-jacente à la fracture, les résultats du groupe équipé de vis OAK et de tiges droites sont similaires à ceux obtenus pour le groupe instrumenté avec les vis poly-axiales et les tiges cintrées. Il convient toutefois de noter que les écarts-types calculés pour chacun des groupes sont très importants, ce qui témoigne d'une grande variabilité entre chacun des échantillons utilisés.

Afin d'étudier les performances de stabilisation des vis OAK et des vis poly-axiales, nous avons à nouveau appliqué sur les segments anatomiques des couples purs permettant de réaliser des mouvements physiologiques dans les trois directions. Comme attendu du fait de l'application de couples purs, les mobilités des niveaux laissés libres (T11-T12 et L2-L3) étaient similaires pour le cas des rachis intacts et stabilisés (Germaneau et al. 2016). Pour le niveau L1-L2, nous avons pu observer que les amplitudes sont plus faibles une fois que les échantillons ont été instrumentés, et ce pour les deux types de vis, ce qui est en accord avec les résultats d'études précédemment publiées dans la littérature (Wang et al. 2012; Schroerlucke et al. 2014). En revanche, nous observons pour le niveau T12-L1 que les amplitudes après stabilisation sont plus importantes que pour les segments intacts, en particulier durant le mouvement de flexion-extension. Cela peut être lié à un endommagement des structures ligamentaires durant les étapes de réduction et de stabilisation. Ces essais n'ont pas permis de mettre en évidence un avantage significatif pour un type de vis en particulier, les amplitudes observées pour les segments instrumentés avec des vis OAK ou des poly-axiales étant très proches.

L'une des principales limitations de cette étude est l'âge avancé des donneurs. En effet, le comportement de segments anatomiques rachidiens évolue avec l'âge. Certaines études ont pu mettre en évidence que l'amplitude des mouvements tend à diminuer en vieillissant (Marcel Dreischarf et al. 2014). Aussi, une autre limitation de ce travail provient des grandes variabilités anatomiques observées entre chaque échantillon, qui se traduit par une grande hétérogénéité dans les résultats obtenus. Enfin, une autre limitation est liée au dispositif de sollicitations utilisé. En effet, bien qu'il soit tout à fait adapté pour ce type d'étude, il ne permet pas de réaliser des essais à grand nombre de cycles dans un temps raisonnable. Cela est lié à la faible vitesse de chargement, imposée par le système d'acquisition limité à seulement 0,5 Hz. Il n'est donc pas envisageable, avec un tel système de réaliser des essais de résistance en fatigue d'implants rachidiens. De plus, il n'est pas possible de réaliser des essais en combinant différentes sollicitations en utilisant ce dispositif, du fait qu'un seul chargement est autorisé à la fois.

De sorte à s'affranchir de ces problématiques expérimentales, il pourrait être envisagé de poursuivre ces travaux au travers d'une approche numérique basée sur la méthode des éléments finis. Les modèles

éléments finis patients-spécifiques ainsi développés pourraient, une fois validés par l'expérience, permettre d'étudier d'autres aspects que ceux possiblement réalisables expérimentalement avec des spécimens anatomiques.

Nous avons montré que les performances en réduction des vis OAK sont sensiblement supérieures à celles des vis poly-axiales, en particulier dans le cas de tiges cintrés à 25° comparativement au cas des tiges droites. Cela est lié au fait que, lors de l'implantation, la vis OAK se verrouille dans une position orthogonale à la tige, tandis que la vis poly-axiale tolère un certain débattement angulaire. Quant à la qualité de stabilisation, nous n'avons pas pu mettre en évidence de différences significatives entre les deux types de vis, et ce pour les mêmes raisons que celles évoquées précédemment. De plus, nous avons pu voir que les vis OAK sont en réalité des vis hybrides, dont le comportement change en fonction de la phase d'utilisation, dans l'optique de profiter de la qualité de réduction et de stabilisation des vis mono-axiales tout en bénéficiant de la simplicité d'implantation des vis poly-axiales. Ainsi, d'un point de vue clinique, les vis OAK peuvent présenter un grand intérêt pour les chirurgiens orthopédistes.

II.6 CONCLUSION DU CHAPITRE II

Dans ce deuxième chapitre, nous avons présenté une analyse biomécanique expérimentale de la charnière thoraco-lombaire. Nous avons commencé par présenter le contexte clinique de cette étude, en parlant des fractures vertébrales de type burst, puis en introduisant les différents systèmes de réduction de fractures dont disposent les cliniciens pour redonner de la hauteur aux vertèbres fracturées.

Ensuite, nous avons présenté les matériels et méthodes nécessaires à la réalisation de cette étude. Nous avons donc détaillé la méthode de préparation des spécimens anatomiques rachidiens, puis nous avons présenté le dispositif de sollicitations utilisé pour appliquer des couples purs sur les échantillons. Nous avons présenté les résultats de ces essais.

Par la suite, nous avons étudié le comportement du rachis lombo-sacré post-fracture, afin d'évaluer les performances de réduction et de stabilisation des vis OAK et poly-axiales. Pour cela, nous avons présenté le dispositif permettant de créer des fractures de type burst sur la vertèbre L1 de chacun des échantillons, puis nous avons présenté les résultats des essais de réductions et de stabilisation.

Cette étude a permis de montrer que les vis OAK sont très intéressantes pour les cliniciens du fait de leur nature hybride, permettant de bénéficier des avantages des vis poly-axiales lors de l'implantation, et des vis mono-axiales pendant la réduction. En effet, leurs performances de réduction de fractures sont supérieures à celles des vis poly-axiales. Pour la stabilisation, les deux systèmes semblent toutefois équivalents.

Aussi, dans cette étude, nous avons pu montrer que bien que le dispositif de chargement utilisé convient parfaitement à ce type d'essais, la vitesse de chargement limitée par le système d'acquisition rend impossible la réalisation d'essais de fatigue sur des implants rachidiens. Aussi, ce dispositif ne permet pas de combiner différentes sollicitations, ce qui limite les possibilités d'essais. De plus, nous avons montré que l'utilisation de segments anatomiques, en particulier issus de donneurs âgés, conduit à de grandes variabilités des résultats obtenus.

Ainsi, il serait intéressant de disposer d'un système de chargement plus versatile permettant de réaliser des cycles de chargements plus rapides. Aussi, l'utilisation de modélisations numériques, telles que des modélisations par éléments finis patient-spécifiques, permettrait de s'affranchir des problématiques liées à l'utilisation de spécimens anatomiques.

CHAPITRE III

III. CHAPITRE III – ANALYSE BIOMÉCANIQUE DU RACHIS LOMBAIRE

III.1 INTRODUCTION

Dans le chapitre précédent, nous avons pu mettre en évidence que le dispositif de chargements utilisé pour solliciter les segments anatomiques rachidiens devait être amélioré dans le but de réaliser des sollicitations sur des segments rachidiens lombo-sacrés, et en particulier dans le cadre d'essais d'implants visant à restaurer la mobilité des unités fonctionnelles lombaires. Ainsi, il est ressorti le besoin d'un nouveau système de chargements permettant non seulement l'application de couples purs sur des échantillons lombo-sacrés reproduisant des mouvements physiologiques dans les trois directions, mais aussi des chargements couplés. L'un des objectifs de ce nouveau dispositif est d'être capable de réaliser des essais à grand nombre de cycles. En outre, conjointement à ces essais, la construction de modélisations par éléments finis patient-spécifiques de la charnière lombo-sacrée permettrait d'augmenter les possibilités d'essais tout en s'affranchissant de l'utilisation de segments anatomiques.

Dans un premier temps, nous présenterons les principaux systèmes robotisés utilisés dans les études biomécaniques présentes dans la littérature, associés aux différents modes de commande disponibles, en exposant leurs avantages et inconvénients. Ensuite, nous présenterons le dispositif robotisé que nous avons mis en œuvre et utilisé, ainsi que les systèmes d'acquisition associés, qui permettent le suivi de marqueurs en trois dimensions et l'enregistrement simultané des efforts appliqués sur les échantillons. Par la suite, nous procéderons à une validation du système développé, afin de vérifier que des couples purs sont bien appliqués sur les segments rachidiens.

Ensuite, nous présenterons les différentes étapes nécessaires au développement de modèles éléments finis patient-spécifiques. Nous commencerons par expliquer les méthodes permettant de procéder à la modélisation géométrique des structures osseuses, à savoir la numérisation des échantillons et la segmentation des images issues des scanners à rayons X. Ensuite, nous continuerons en présentant la modélisation par éléments finis patient-spécifique. Pour cela, nous nous intéresserons à l'étape de discrétisation des structures osseuses, ainsi qu'aux différentes approches concernant l'allocation des propriétés matériaux. Aussi, nous détaillerons les conditions aux limites et les conditions de contact choisies. Enfin, nous présenterons le processus de résolution d'un modèle éléments finis.

L'un des objectifs du projet BORDO consiste au développement d'implants visant à restaurer la mobilité d'unités fonctionnelles rachidiennes. Ainsi, nous continuerons notre analyse biomécanique du rachis avec l'étude de la charnière lombo-sacrée, tout d'abord expérimentale, dont le but est de déterminer les amplitudes de mouvement de segments anatomiques rachidiens. Une étude numérique sera ensuite présentée, l'objectif étant de proposer un modèle éléments finis patient-spécifique de la charnière lombo-sacrée.

Enfin, nous discuterons des résultats obtenus. Les résultats des essais expérimentaux seront confrontés aux résultats numériques et aux données issues de la littérature.

III.2 DÉVELOPPEMENT D'UN NOUVEAU SYSTÈME DE CHARGEMENTS PAR BRAS ROBOTISÉ

III.2.1 Robotique en biomécanique expérimentale

L'utilisation de systèmes robotisés afin d'appliquer des chargements sur des segments rachidiens est une pratique courante en biomécanique ostéoarticulaire. Toutefois, deux approches principales sont à distinguer : les robots parallèles et les robots sériels.

III.2.1.1 Robotique parallèle

Les **robots parallèles** peuvent être définis comme des mécanismes dont l'organe terminal, aussi appelé effecteur, est connecté à la base par plusieurs chaînes cinématiques indépendantes. Chacune de ces chaines cinématiques est fermée, c'est-à-dire qu'elles forment des boucles. Parmi les mécanismes reposant sur ce principe, le plus couramment utilisé est la **plateforme de Stewart** (Figure III.1). Ce dispositif est classiquement composé d'un ensemble de six actionneurs linéaires, ce qui lui offre six degrés de liberté. Les actionneurs sont reliés à la base par des joints de Cardan, et se connectent au plateau supérieur au travers de joints de cardan. Le fait d'avoir plusieurs chaînes cinématiques fermées confère à ce mécanisme parallèle l'avantage de pouvoir supporter des charges très importantes, tout en garantissant une grande précision de mouvements. La rigidité de ces systèmes est très importante, et ils sont en outre capables de réaliser des déplacements à grande vitesse avec très peu d'inertie. Cela rend ces mécanismes parallèles très intéressants pour un grand nombre d'applications, par exemple pour supporter le radiotélescope AMiBA à Hawaï, ou pour réaliser des simulateurs de vol afin d'entraîner les pilotes de certaines compagnies aériennes.

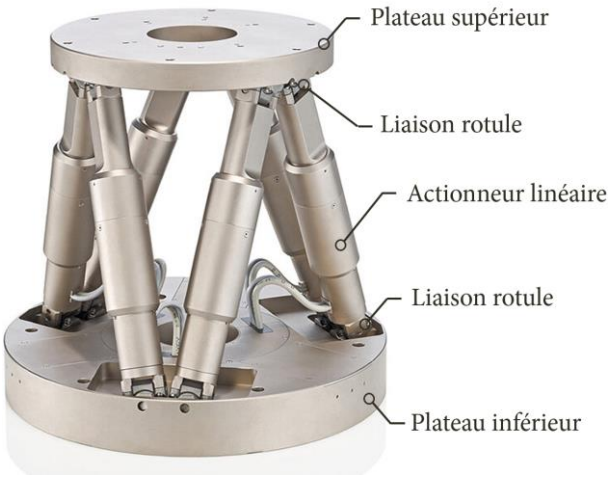

Figure III.1 – Exemple de mécanisme parallèle : la plateforme de Stewart (adaptée de (Tempel et al. 2018)

Certaines études utilisent les plateformes de Stewart afin de solliciter des segments anatomiques rachidiens (Gillespie et Dickey 2004; Goertzen et Kawchuk 2009; Lawless et al. 2014), du fait de leurs capacité à appliquer des chargements importants, mais aussi afin d'augmenter les vitesses de chargement, de sorte à tendre vers des sollicitations dynamiques des échantillons.

III.2.1.2 Robotique sérielle

Contrairement aux robots parallèles, les **robots sériels** sont constitués d'un ensemble de segments successifs, allant de la base jusqu'à l'organe terminal, formant ainsi une chaîne cinématique ouverte. Ces segments sont reliés entre eux par des articulations motorisées, permettant de réaliser des rotations ou des translations, souvent appelées « épaule », « coude » ou « poignet ». Ces robots sont souvent

constitués d'au moins six articulations (Figure III.2), leur accordant au maximum six degrés de liberté au niveau de l'organe terminal, de sorte à pouvoir placer un objet dans une pose (position et orientation) donnée de leur espace de travail. Le grand volume de cet espace de travail est l'un des principaux avantages de ce type de robot. Leurs autres avantages étant leur grande polyvalence ainsi que leur compacité, ce qui leur permet d'être adaptés à un grand nombre d'applications, que ce soit dans le secteur de l'automobile, ou dans le secteur médical avec par exemple les robots Da Vinci (Intuitive Surgical, Sunnyvale, Californie, États-Unis). Toutefois, ces robots ont pour inconvénients majeurs leur faible rigidité, inhérente à leur architecture en chaîne ouverte, ainsi que leur faible capacité de chargement, liée au fait que chaque articulation doit supporter le poids des segments et des articulations qui le succèdent.

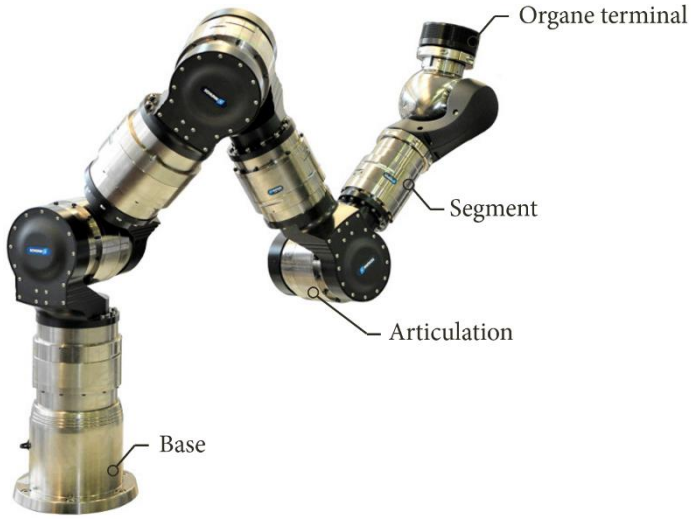

Figure III.2 – Exemple de robot sériel (adaptée du site Johanneum Research)

Peu d'études semblent utiliser des bras robotisés pour appliquer des chargements sur des segments anatomiques rachidiens (Gilbertson, Doehring, et Kang 2000), la majorité utilisant des dispositifs s'apparentant à des dispositifs sériels (Bell et al. 2013 ; Kelly et Bennett 2013 ; Liebsch et al. 2017).

III.2.2 Méthodes de contrôle des robots

Plusieurs types de commandes existent afin de contrôler les robots. Bien que leurs architectures diffèrent grandement, les types de commandes présentés par la suite peuvent globalement être adaptés aux robots parallèles et sériels.

III.2.2.1 Commande en position

La **commande en position** est une approche de contrôle qui permet de déplacer l'organe terminal d'un robot à une position spécifique dans l'espace. Ainsi, ce type de commande vise à contrôler les mouvements articulaires du robot afin d'atteindre une position finale opérationnelle désirée, notée x_d. Pour cela, une position intermédiaire, notée x_{d_i}, est définie pour chaque itération de la trajectoire. Le contrôleur du robot calcule alors les commandes nécessaires pour amener l'effecteur, ou organe terminal, à cette position intermédiaire.

La position de l'organe terminal ainsi obtenue, appelée position effective et notée x_e, est mesurée par des capteurs proprioceptifs internes. Cette position réelle est comparée à la position souhaitée pour cette itération (x_{d_i}) en utilisant une boucle de rétroaction (Figure III.3). Grâce à cette rétroaction, le robot est alors capable d'ajuster les efforts nécessaires à chaque étape du mouvement pour minimiser l'écart entre

la position souhaitée et la position réelle, permettant ainsi d'atteindre la position finale désirée (x_d) avec précision (Siciliano et al. 2009).

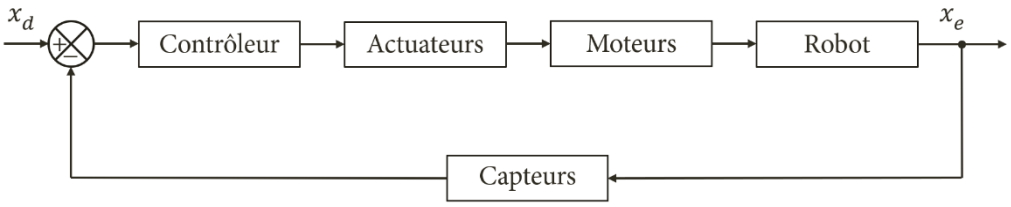

Figure III.3 – Schéma bloc de la commande en position (adaptée de (Siciliano et al. 2009)

Plusieurs études ont pu mettre en avant que ce type de commande n'est pas particulièrement adapté pour réaliser des essais sur des segments rachidiens. En effet, dans le cas d'une commande avec mouvements imposés, il est possible que l'axe de rotation imposé par le robot ne soit pas aligné avec l'axe de rotation de l'unité fonctionnelle testée, ce qui peut conduire à l'apparition d'efforts non-physiologiques dans les segments rachidiens (Grassmann et al. 1998). Aussi, il a pu être mis en évidence que le fait d'imposer un centre de rotation fixe peut réduire l'amplitude des mouvements, en particulier durant des mouvements d'inclinaison latérale et de rotation axiale, mais aussi augmenter sensiblement l'intensité des forces et des moments dans les directions autres que celle de la sollicitation (Bell et al. 2013).

III.2.2.2 Commandes simulant une compliance

En robotique, **la compliance** est une propriété liée à la gestion des efforts d'interactions avec l'environnement. Ainsi, alors que les commandes en position sont utilisées afin de suivre une trajectoire imposée indépendamment des efforts externes liés à l'environnement, une commande en compliance permet de prendre en compte ces efforts et donc d'adapter les mouvements en fonction des interactions. La compliance peut alors être définie comme étant la capacité d'un robot à réagir à des efforts d'interaction.

Cette approche est particulièrement utilisée dans le cas des robots sériels collaboratifs, afin de les rendre aptes à interagir avec des humains. Cette capacité leur est conférée par l'ajout de degrés de liberté supplémentaires, la majorité des robots collaboratifs disposant de sept degrés de liberté dans leur espace articulaire (sept articulations). Le fait de disposer de plus de degrés de liberté que nécessaire pour réaliser une tâche permet aux robots de s'adapter à des perturbations externes. Pour cela, une commande en compliance est intégrée dans l'espace redondant du robot, ce qui permet de modifier la configuration articulaire du robot sans modifier la position de l'organe terminal. Cela s'apparente aux mouvements du coude que l'on peut exécuter sans toutefois modifier la position et l'orientation de la main.

Deux approches permettant de simuler une compliance sont présentées dans cette partie, à savoir **la commande en admittance**, de même que **la commande en impédance**. D'autres types de commandes peuvent être utilisées afin de contrôler un robot dans le cadre d'applications nécessitant une interaction physique humain-robot (IPHR), telles que la commande hybride position/force, ou encore la commande en amortissement. Seules les commandes en admittance ou en impédance peuvent réellement se rapprocher d'une commande en compliance (Sandoval 2017).

Commande en admittance

La commande en admittance est basée sur l'utilisation d'une consigne en position, et est constituée de deux boucles fermées (Figure III.4). La première boucle est dite « externe », et concerne le contrôleur. Elle permet de récupérer les efforts extérieurs, notés F_{ext}, afin de calculer la consigne en position, notée x_r, qui sera nécessaire pour réaliser le mouvement souhaité. Ensuite, la seconde boucle, dite boucle « interne », concerne l'asservissement, et permet de calculer les couples de commande désirés pour l'exécution de la tâche, notés τ_d, en fonction de la consigne déterminée par le contrôleur.

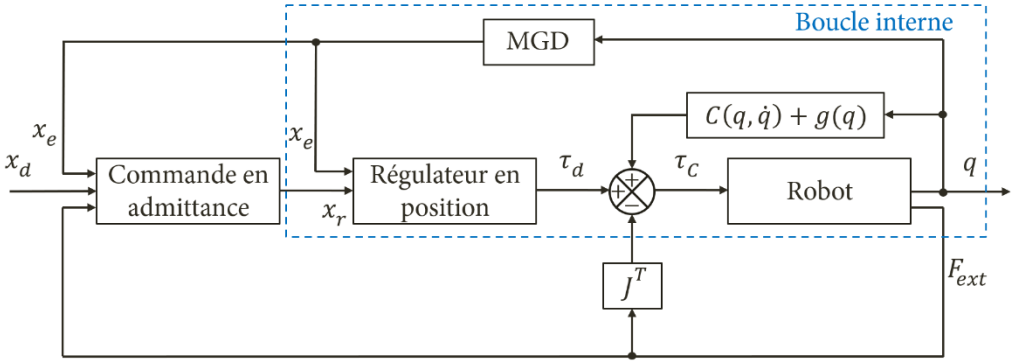

Figure III.4 – Schéma bloc de la commande en admittance (adaptée de (Sandoval 2017) ; x_d : position/orientation désirée ; x_e : position/orientation effective ; x_r : consigne en position/orientation ; τ_d : couple de commande désiré ; τ_C : couple de commande appliqué ; q : positions articulaires ; $C(q,\dot{q})$: matrice des effets de Coriolis et centrifuges ; $g(q)$: couples causés par la gravité ; F_{ext} : efforts extérieurs ; J : Matrice jacobienne permettant d'exploiter la redondance du robot, en projetant une tâche supplémentaire dans l'espace nul ; MGD : Modèle Géométrique Direct permettant de calculer les coordonnées de l'organe terminal à partir des positions articulaires

Pour fonctionner correctement, la commande en admittance requiert nécessairement l'utilisation d'un capteur d'efforts, afin de déterminer les forces externes causées par les interactions avec l'environnement. Sans cela, il n'est pas possible d'activer la loi de compliance dans le contrôleur (Sandoval 2017). Ainsi, cette commande permet de réaliser un suivi actif des interactions avec l'environnement de sorte à s'adapter au mieux à celles-ci. L'inconvénient de cette méthode réside dans le fait que si des erreurs ont lieu lors de l'estimation des efforts externes, le mouvement obtenu ne correspondra pas au mouvement initialement souhaité, des efforts inexistants ou mal identifiés étant alors compensés.

Commande en impédance

La commande en impédance se base sur l'utilisation d'une commande en couple. Cela signifie que le contrôleur renvoie un couple de commande désiré τ_d qui est nécessaire pour activer l'impédance souhaitée (Figure III.5). Alors, les paramètres d'impédance, qui sont l'inertie, l'amortissement et la raideur, sont ajustés de sorte à être en accord avec le niveau de compliance souhaité pour le robot. Afin de générer le couple de commande τ_d, le contrôleur se base sur la position désirée x_d ainsi que sur la position effective x_e.

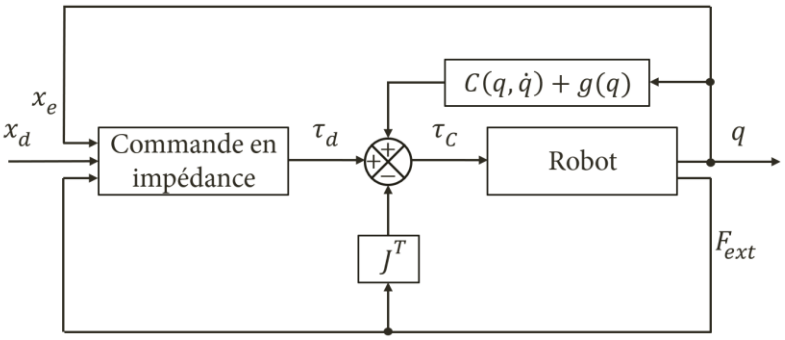

Figure III.5 – Schéma bloc de la commande en impédance (adaptée de (Sandoval 2017) ; x_d : position/orientation désirée ; x_e : position/orientation effective ; τ_d : couple de commande désiré ; τ_C : couple de commande appliqué ; q : positions articulaires ; $C(q,\dot{q})$: matrice des effets de Coriolis et centrifuges ; $g(q)$: couples causés par la gravité ; F_{ext} : efforts extérieurs ; J^T : Matrice jacobienne permettant d'exploiter la redondance du robot, en projetant une tâche supplémentaire dans l'espace nul

Afin que cette commande puisse fonctionner, il est nécessaire de bien connaître les paramètres d'inertie du robot. Ainsi, le robot peut alors être paramétré en compensation gravitationnelle partielle ou totale, ce que permet de réaliser un suivi passif des interactions avec l'extérieur. Ce type de commande est le plus à même de représenter une véritable commande en compliance (Sandoval 2017).

III.2.3 Présentation du nouveau dispositif expérimental

Les besoins auxquels le nouveau système de chargements doit répondre sont multiples. En premier lieu, il doit être capable d'appliquer des couples purs sur les échantillons rachidiens, de sorte à reproduire des sollicitations physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale, et de rotation axiale. En plus de ces mouvements, il doit permettre de réaliser des chargements combinés, c'est-à-dire des rotations dans différentes directions en simultané, ou encore associer des chargements axiaux aux rotations. Enfin, le nouveau système doit permettre d'obtenir une vitesse de chargement relativement importante, afin de pouvoir envisager la variation des vitesses de mouvements à reproduire et la réalisation d'essais à grand nombre de cycles de sorte à rendre possible l'évaluation de la résistance à la fatigue d'implants rachidiens.



Figure III.6 – Bras robotisé collaboratif Franka Emika et son contrôleur (adaptée du site GG-Electronics)

Notre choix s'est ainsi orienté vers un bras robotisé collaboratif Franka Emika (Franka Emika GmbH, Munich, Allemagne). Il s'agit d'un robot sériel doté de sept degrés de liberté (Figure III.6). Ce robot présente de nombreux avantages, notamment une précision de positionnement de l'organe terminal, inférieure à 0,1 mm d'après le constructeur. Il est capable d'atteindre des vitesses articulaires comprises entre 150°/s et 301°/s, en fonction des articulations. De plus, sa surface de travail dont le rayon est de 855 mm est très importante au regard de son encombrement. Il serait donc envisageable de l'utiliser pour de nombreux types d'applications en biomécanique ostéoarticulaires, pour solliciter une grande variété de segments anatomiques. Enfin, s'agissant d'un robot collaboratif sériel, il est possible de le commander en utilisant une consigne en impédance, qui se rapproche le plus d'une commande en compliance. L'intérêt de ce type de commande étant qu'il est possible d'imposer un mouvement rigide, donc peu compliant, dans la direction de sollicitation, tout en imposant une compliance élevée dans chacune des autres directions, ce qui la rend compatible avec l'application de couples purs sur les spécimens anatomiques. Ce robot est donc bien adapté pour les besoins énoncés précédemment.

Afin de réaliser le suivi de marqueurs, qui permet de connaître les positions de différentes vertèbres au cours des essais, un ensemble de huit caméras Qualisys Motion Capture (Qualisys, Göteborg, Suède) a été sélectionné. Il s'agit de caméras infrarouges à haute résolution, permettant de suivre la position dans l'espace de marqueurs passifs réfléchissants. La fréquence d'acquisition est de 100 Hz, ce qui le rend compatible avec la réalisation d'essais à haute vitesse de sollicitation. De plus, la résolution spatiale de ce système d'acquisition se situe à près de 0,1 mm, bien que cette valeur puisse légèrement varier en fonction de la qualité de la calibration réalisée avant les expérimentations (Sandoval et al. 2021).

Enfin, l'acquisition des efforts est réalisée grâce à un capteur six composantes (référence K18x34F2300) développé par la société Sensix (Sensix, Poitiers, France). D'après la fiche technique fournie par le fabricant, la précision de ce capteur correspond à 1 % des efforts mesurés. Ce capteur sera positionné à la liaison entre les échantillons et le bâti.

Le développement de ce dispositif de chargements basé sur l'utilisation d'un bras robotisé a été réalisé en collaboration avec l'équipe CoBRA (Cobotique, Bio-ingénierie & Robotique pour l'Assistance) de l'Institut Pprime.

III.2.4 Validation du système de chargements pour l'application de couples purs

Avant de procéder aux essais sur les segments anatomiques rachidiens, il convient de vérifier que le bras robotisé permette bien l'application de couples purs sur ces échantillons.

III.2.4.1 Méthode

Afin de réaliser ces essais de validation, un modèle démonstrateur de rachis a été utilisé. Cet échantillon synthétique a auparavant servi à la validation de la précédente machine de sollicitation utilisée dans l'équipe (Germaneau et al. 2016). Il représente ainsi un segment rachidien rectiligne, composé de cinq vertèbres (par exemple de T11 à L3) en aluminium, reliées entre elles par des disques réalisés en silicone (Figure III.7-a).

Pour ces essais, deux cas ont été envisagés. Dans un premier temps, le segment était considéré comme intact, chacune des quatre unités fonctionnelles le composant étant libre de leurs mouvements, c'est-à-dire qu'elles étaient libres de trouver leur position d'équilibre. Par la suite, une stabilisation de la vertèbre centrale a été simulée. Une plaque de stabilisation a alors été vissée sur la partie postérieure des vertèbres

sus-jacente et sous-jacente à la vertèbre médiane, afin de réaliser sa stabilisation (Figure III.7-b). Les deux unités fonctionnelles centrales ont ainsi été immobilisées.

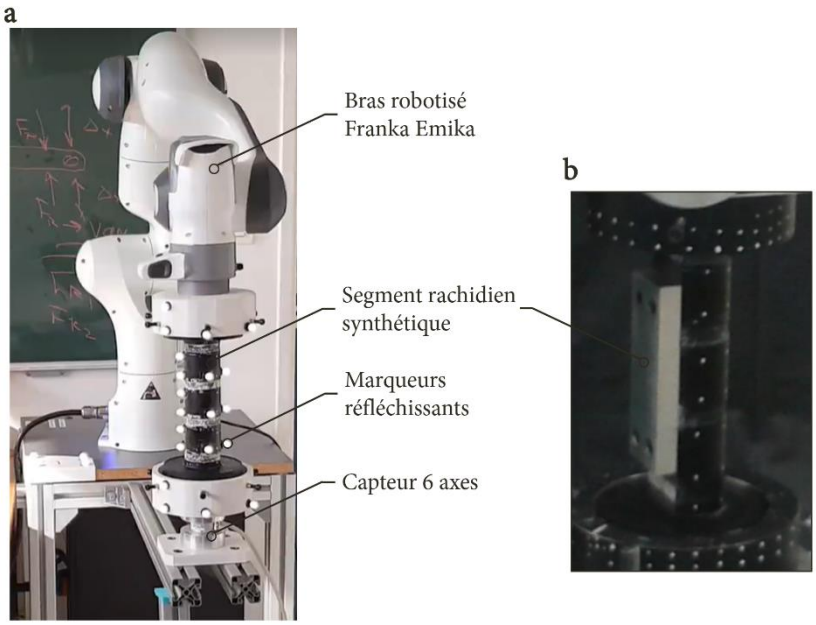

Figure III.7 – Segment rachidien synthétique ; a) Banc de chargement ; b) Segment rachidien « stabilisé » (adaptée de (Germaneau et al. 2016)

Les chargements ont consisté en l'application de couples de ± 5 Nm visant à reproduire des mouvements physiologiques. Les chargements ont été appliqués sur la vertèbre supérieure de l'échantillon (T11), la vertèbre inférieure (L3) étant fixée au capteur d'efforts, lui-même rigidement ancré au bâti. Afin de suivre la position des vertèbres au cours du mouvement, quatre marqueurs réfléchissants ont été déposés sur chacune des vertèbres de l'échantillon.

La méthode de traitement des données est très similaire à celle présentée dans la partie II.3.2.3. Ainsi, chaque groupe de marqueurs a été utilisé afin de créer un repère associé à chacune des vertèbres constituant l'échantillon. Ensuite, pour chaque étape du mouvement, l'angle entre deux repères adjacents a été déterminé en calculant les angles de Cardan.

Pour vérifier que l'on applique bien des couples purs sur l'échantillon, nous allons observer la répartition des amplitudes des mobilités à chacun des niveaux vertébraux. Dans le cas du segment laissé libre, que nous appellerons cas « initial », chaque niveau doit présenter une amplitude similaire. Après la stabilisation, aucun mouvement ne doit être observé pour les niveaux bloqués, tandis que les niveaux libres doivent présenter les mêmes amplitudes de mouvement que les niveaux du cas initial.

III.2.4.2 Résultats

Les résultats obtenus pour chacun des mouvements sont présentés dans la Figure III.8. Dans le cas du segment intact, il est possible de constater que pour chaque mouvement, l'amplitude des mobilités est similaire pour chaque niveau vertébral. L'amplitude totale de mouvement est ainsi de 10° pour chaque unité fonctionnelle pour les sollicitations de flexion-extension (Figure III.8-a) et d'inclinaison latérale (Figure III.8-b).

Pour le cas du segment stabilisé par l'ajout d'une plaque, nous pouvons observer que les niveaux centraux ne présentent aucune mobilité, ce qui est attendu, du fait de l'immobilisation de ces niveaux. Quant aux unités fonctionnelles laissées libres de leurs mouvements, nous remarquons que leur comportement est similaire à celui de ces mêmes niveaux vertébraux dans le cas intact.

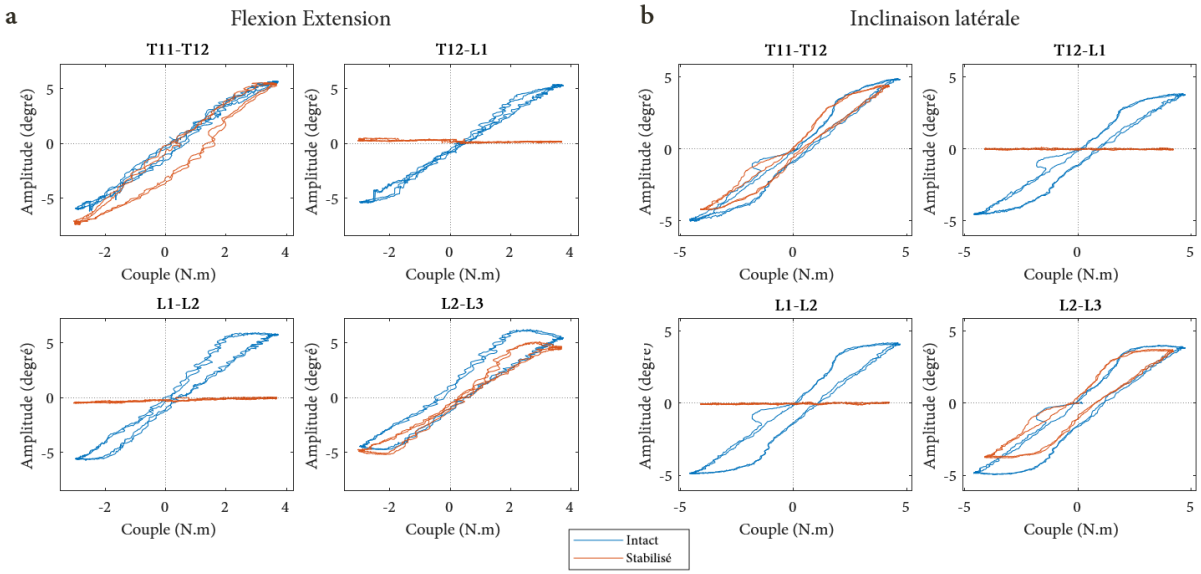

Figure III.8 – Amplitudes articulaires observées pour l'échantillon synthétique intact (courbe bleue) puis stabilisé par l'ajout d'une plaque (courbe orange) ; a) Flexion-extension ; b) Inclinaison latérale

Ces résultats mettent en évidence que les chargements appliqués sur les échantillons par le bras robotisé sont bien des couples purs, les efforts semblant uniformément répartis tout au long du segment synthétique. Ce dispositif peut donc bien être utilisé afin de réaliser les expérimentations sur les segments anatomiques lombo-sacrés. Il permet la maîtrise des conditions aux limites, qui sera essentielle dans le cas de couplages entre l'expérimentation et la modélisation.

III.3 MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS PATIENT-SPÉCIFIQUE

L'un des objectifs majeurs de la modélisation par éléments finis patient-spécifique consiste à développer des modèles numériques capables de représenter aussi fidèlement que possible le comportement réel de segments anatomiques, tant au niveau des géométries des structures étudiées qu'aux propriétés matériaux et les lois de comportement associées aux différents tissus. Les avantages majeurs pouvant être tirés de ces modélisations sont la grande variété d'essais réalisables, mais aussi la possibilité de mettre en place des modèles à partir des imageries de patients, ce qui permettrait à terme de choisir l'implant le plus adapté pour un patient donné.

III.3.1 Modélisation géométrique des structures anatomiques

Afin de développer ces modèles numériques, la première étape consiste à modéliser les géométries des structures anatomiques étudiées, par exemple des os ou des organes.

III.3.1.1 Numérisation des échantillons

La première étape nécessaire pour accéder aux géométries des structures d'intérêt consiste à numériser les échantillons. Pour cela, différents types d'imageries médicales peuvent être utilisées en fonction des besoins. **Les imageries par rayons X** sont adaptées à l'observation des structures dont la densité est

élevée, comme les os. **Les radiographies par rayons X** permettent d'obtenir des images bidimensionnelles du corps humain, tandis que **la tomodensitométrie par scanner médical à rayons X** génère des images tridimensionnelles. L'observation des tissus mous peut être réalisée à l'aide d'ultrasons générés par **un échographe**. **L'imagerie par résonnance magnétique** (IRM) permet aussi l'observation des tissus mous, et plus généralement des tissus chargés en eau. Elle génère des images tridimensionnelles.

L'imagerie par scanners médicaux à rayons X (CT-scan) est la technique d'acquisition la plus couramment utilisée pour la numérisation des structures osseuses. Afin de générer des images en trois dimensions, une source à rayons X et un capteur tournent autour de l'échantillon ou du patient (Figure III.9). Les rayons X émis seront plus ou moins fortement absorbés par les structures observées, en fonction de leur densité. Cela modifie la quantité de rayons reçus par le détecteur, diamétralement opposé à la source. Un grand nombre de cycles d'émission-réception sont réalisées à chaque tour du système. Par la suite, des algorithmes de reconstruction permettent de transformer les données mesurées par le capteur en images 3D composées d'une succession d'images 2D empilées.



Figure III.9 – Scanner médical à rayons X, utilisé au CHU de Poitiers (Aquilion One, Genesis Edition, Canon)

L'image tridimensionnelle ainsi obtenue est constituée de **voxels**, qui sont les équivalents 3D des pixels composant une image en deux dimensions. Chacun de ces voxels est associé à un niveau de gris, définis en **Unités Hounsfield** (UH) dont l'échelle s'étend, en radiologie, sur la plage [-1024 UH ; 3071 UH]. Ces voxels sont généralement codés sur 12 bits au format type DICOM (Ese et Zylka 2019). Les structures osseuses présentent des valeurs comprises entre 400 UH, pour la partie spongieuse, et 1200 UH, pour la partie corticale. Globalement, plus un matériau présente une densité élevée, plus sa valeur d'UH sera élevée (Tableau III.1).

Matériau	Unité Hounsfield (UH)
Limite inférieure	-1024
Air	-1000
Graisse	-100
Eau	0
Muscle	40
Os spongieux	400
Os cortical	1200
Aluminium	2640
Cuivre	3071
Limite supérieure	3071

Tableau III-1 – Échelle des unités Hounsfield (UH) et présentation de quelques valeurs significative (adapté de (Molteni 2013; Ese et Zylka 2019)

Afin de calibrer un tel système d'acquisition, un fantôme de calibration est utilisé. Il s'agit d'un dispositif contenant des emplacements dans lesquels sont disposés différents matériaux calibrés, c'est-à-dire dont la densité est bien connue. Souvent, ce fantôme de calibration est uniquement constitué d'eau. Aussi, des tapis de calibration peuvent être placés sous les patients afin de pouvoir disposer à la fois des images de calibration et d'examen.

L'intérêt de cette calibration réside dans le fait qu'il devient possible de quantifier la densité des structures observées en fonction de leurs propriétés d'absorption des rayons X, et donc de leur UH. Pour cela, cette équation est utilisée (Ese et Zylka 2019):

$$H(\mu) = \left(\frac{\mu}{\mu_{eau}} - 1\right) \times 1000$$

avec μ le coefficient d'atténuation des rayons X d'un voxel du tissu observé, et μ_{eau} celui de l'eau. En connaissant la densité des différentes structures observées, il devient alors envisageable d'allouer des propriétés matériaux au plus proche de la réalité dans les modèles éléments finis patient-spécifiques (Zannoni, Mantovani, et Viceconti 1999; Taddei et al. 2007 ; Schileo et al. 2008).

III.3.1.2 Traitement et segmentation des images

Après la phase de numérisation des échantillons, il convient de procéder à la segmentation de ces images, de sorte à extraire les géométries des segments anatomiques.

Traitement des images

Au cours d'une étape préliminaire, les images sont traitées par l'application de filtres. L'objectif est d'améliorer la qualité de ces images, en vue de faciliter l'extraction des structures d'intérêt, dans notre cas les structures osseuses (Sachse 2004).

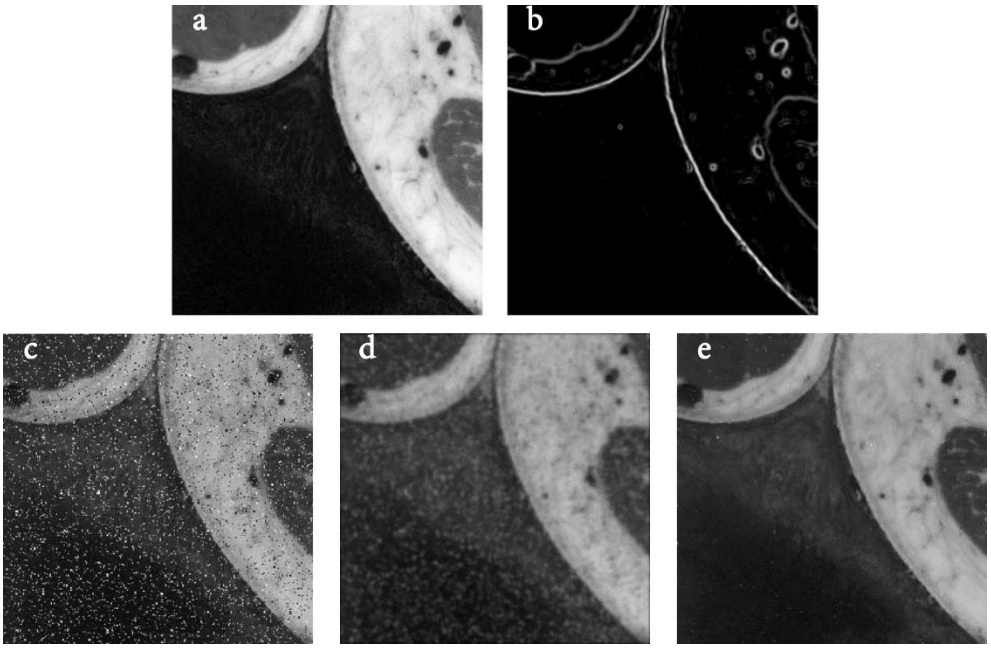

Figure III.10 – Application de différents filtres sur une image ; a) Image initiale ; b) Application d'un filtre de Sobel ; c) Image volontairement bruitée ; d) Application d'un filtre moyen ; e) Application d'un filtre médian (adaptée de (Sachse 2004)

Différents filtres peuvent être utilisés afin de réaliser le filtrage d'une image initiale (Figure III.10-a), chaque filtre étant adapté à un besoin particulier. Les filtres passe-haut, de type Sobel, permettent de détecter les bords des zones d'intérêt (Figure III.10-b). Les filtres moyens et médians (Figure III.10-d,e) sont, quant à eux, utilisés pour réduire le bruit d'une image (Figure III.10-c). L'avantage des filtres médians est qu'ils permettent de préserver les contours des zones observées. D'autres filtres peuvent être utilisés, tels que les filtres sigmoïdes qui permettent d'étirer une plage de l'histogramme des niveaux de gris, accentuant ainsi les valeurs correspondant à celles de la zone d'intérêt, tout en atténuant celles situées en dehors de l'intervalle souhaité (Aubert 2021).

Segmentation des images

La segmentation d'images consiste à diviser une image en plusieurs objets, ou régions homogènes, correspondant chacune à une zone d'intérêt pour l'étude en question, par exemple des os ou des organes tels que le cerveau ou le cœur. L'homogénéité de ces régions d'intérêt est déterminée en fonction de certains attributs des voxels qui la composent, comme le niveau de gris, ou le coefficient d'absorption dans le cas d'une image issue d'un CT-scan (Sachse 2004). Un label sera associé à chacun des voxels en fonction de leur appartenance ou non à l'une des régions d'intérêt. Ainsi, une carte de labels permettant d'identifier indépendamment chacune des zones d'intérêt est obtenue (Aubert 2021).

Il existe plusieurs approches d'allocation de ces labels, à savoir les **approches automatiques**, **semi-automatiques**, et **manuelles**. Dans le cadre des approches automatique, aucune intervention de l'utilisateur n'a lieu durant le processus. Dans ce cas, les méthodes utilisées se basent le plus souvent sur l'utilisation de réseaux de neurones profonds, ou deep learning (Sharma et al. 2010; C. Chen et al. 2020; Luo et al. 2021). A l'inverse, les approches manuelles nécessitent une forte implication de l'utilisateur, qui doit isoler les différentes géométries à extraire dans chaque tranche de chacun des trois plans de l'image volumique. Ce processus est très chronophage, et dépend fortement de l'expérience de l'utilisateur (Chiu et al. 2010; McGrath et al. 2020). Enfin, lors de l'utilisation des approches semi-

automatiques, l'utilisateur doit renseigner certains paramètres nécessaires afin de guider le processus de segmentation. Ainsi, les méthodes semi-automatiques permettent de profiter des bénéfices des deux approches précédentes, en permettant de répondre exactement aux besoins de l'utilisateur (approches manuelles) tout en réduisant fortement son implication et réduisant les temps de traitement (Y.-C. J. Hu, Grossberg, et Mageras 2008; Y. J. Kim et al. 2016; Yushkevich, Gao, et Gerig 2016).

Les approches de labélisation automatique se basent sur plusieurs méthodes de segmentation, les plus communément utilisées étant la méthode de seuillage d'intensité, la méthode de croissance de région, la méthode des bassins versants, et la méthode des modèles déformables (Fu et Mui 1981; Pham, Xu, et Prince 2000; Sachse 2004; Aubert 2021).

La méthode basée sur le **seuillage d'intensité** consiste à associer un voxel à une région en fonction de ses caractéristiques de niveau de gris, qui sont comparées aux valeurs seuilles de cette région. Pour cela, des opérateurs de comparaison (tels que $<, >, \leq$, ou $\geq$) sont utilisés. Ces valeurs seuilles peuvent être définies par l'utilisateur après évaluation de l'histogramme de l'image. Cette méthode peut être directement appliquée à la segmentation de structures osseuses à partir d'images de CT-scans (Figure III.11).

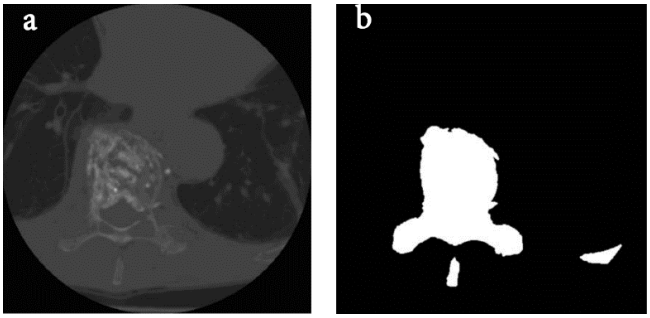

Figure III.11 – Segmentation par seuillage d'intensité ; a) Image initiale ; b) Image sur laquelle les structures osseuses ont été isolées (adaptée de (J. Zhang et al. 2010)

La méthode de segmentation se basant sur la **croissance de région** est une méthode itérative. Tout d'abord, une labélisation partielle de l'image est réalisée, le plus souvent manuellement. Les caractéristiques des voxels voisins (souvent 6, 18 ou 26 éléments) sont comparées à celles des voxels de la région d'intérêt manuellement identifiés. Les voxels présentant les caractéristiques de la région d'intérêt sont alors inclus dans cette région. Ils serviront alors eux-mêmes de points d'amorçage pour l'itération suivante. Le processus prend fin lorsque plus aucun voxel environnant ne partage de caractéristique commune avec la région d'intérêt (Figure III.12).

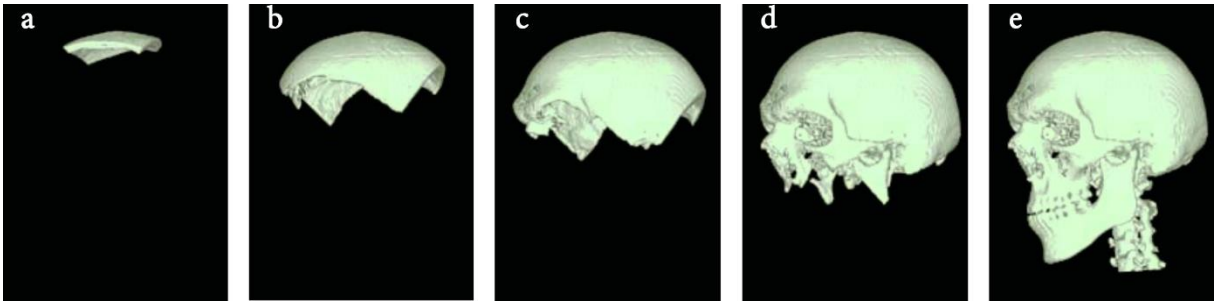

Figure III.12 – Segmentation par croissance de région ; a-e) Différentes étapes du processus itératif (adaptée de (Sachse 2004)

La segmentation basée sur la méthode des **bassins versants**, aussi appelée segmentation par ligne de partage des eaux, repose sur la détection des bords des structures. Pour cela, le gradient de l'image est déterminé durant la première étape en appliquant un filtre de Sobel. Une carte des distances est alors générée à partir de l'image prétraitée, attribuant à chaque pixel sa distance par rapport aux zones d'intérêt. Des marqueurs sont ensuite placés sur les sommets des objets à segmenter, puis la transformation des bassins versants est appliquée sur l'image. Cette transformation permet de simuler l'écoulement de l'eau à partir des marqueurs. Ainsi, des régions distinctes sont créées, délimitées par des lignes de partage des eaux. Cette approche tend à générer un très grand nombre de régions (Hamarneh et Li 2009). Afin d'améliorer les résultats et réduire le nombre de régions, les images doivent être prétraitées (Figure III.13).

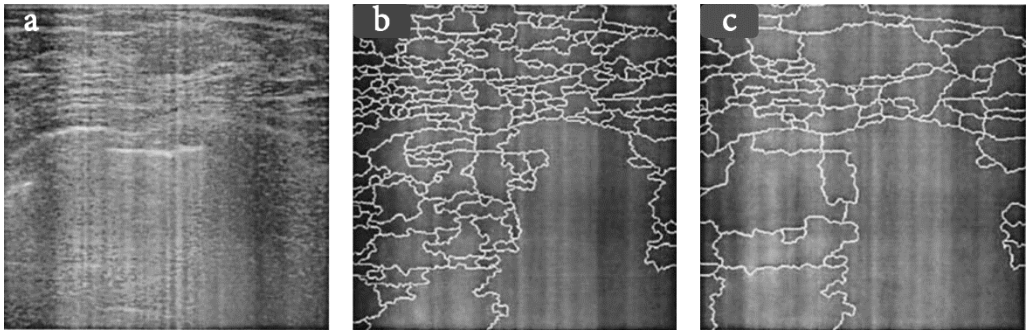

Figure III.13 – Segmentation par bassins versants ; a) Image initiale ; b) Application de la segmentation par bassins versants, beaucoup de régions sont créées ; c) Application de cette méthode sur une image prétraitée par un filtrage de Wiener, moins de régions sont générées (adaptée de (Huang et Chen 2004)

Enfin, la segmentation basée sur les **modèles déformables** est, elle aussi, une méthode itérative. Un investissement important de l'utilisateur est requis pour mener à bien le processus. Tout d'abord, il est nécessaire d'indiquer, le plus souvent manuellement, un contour global des régions d'intérêt dans l'image. Une fonction d'énergie est alors définie pour guider le contour initial vers la frontière de la structure à extraire. Ce contour est déformé de manière itérative de sorte à minimiser la fonction énergie, en faisant converger le contour vers la frontière de la région d'intérêt (Figure III.14). Cette méthode peut être utilisée pour un grand nombre d'applications, mais elle est très sensible aux conditions initiales définies par l'utilisateur, qui doivent être finement ajustées afin d'obtenir des résultats satisfaisants (Kumar et Jain 2022).

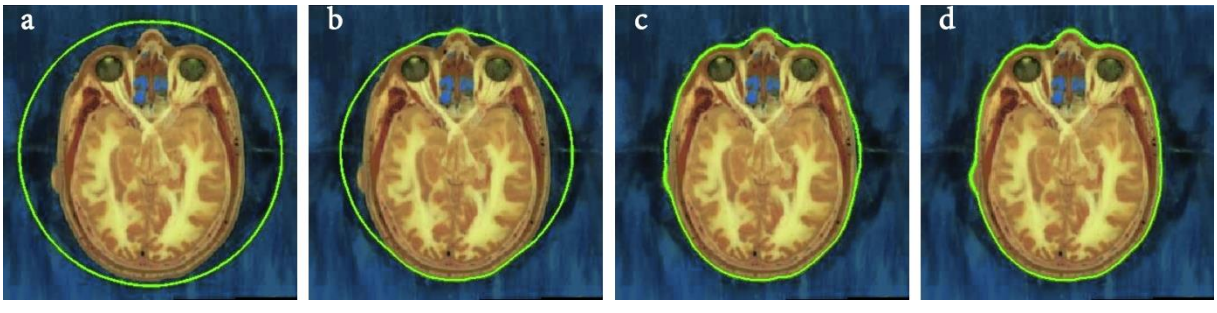

Figure III.14 – Segmentation par modèles déformables ; a-d) Convergence du contour défini par l'utilisateur vers la frontière de la région d'intérêt

III.3.2 Méthode des éléments finis

La **méthode des éléments finis** est une méthode numérique traditionnellement utilisée afin de résoudre des problèmes d'ingénierie mécanique ou de génie civil.

Elle a pour la première fois été introduite dans le domaine de la biomécanique orthopédique en 1972 par Brekelmans afin d'étudier le comportement mécanique de différentes structures osseuses (Brekelmans, Poort, et Slooff 1972). Il existait depuis plusieurs décennies un besoin en orthopédie de déterminer les contraintes et les déformations des structures osseuses sous chargements (Koch 1917). Toutefois, les outils mathématiques disponibles en ce temps n'étaient pas particulièrement adaptés à l'analyse des structures fortement irrégulières que l'on peut retrouver dans les os, ces problèmes ne pouvant pas être résolus analytiquement. Ainsi, la modélisation par éléments finis était un choix tout indiqué pour évaluer les contraintes dans les os, cette méthode étant capable de réaliser des calculs sur des structures à géométries complexes, avec une grande variété de situations de chargements, et avec différents types de propriétés matériaux (Huiskes et Chao 1983).

La méthode des éléments finis permet en effet de résoudre des problèmes complexes, difficiles voire impossibles à résoudre analytiquement. Pour cela, ces problèmes sont divisés en éléments simples, appelés **éléments finis** (EF), pour lesquels les équations peuvent être résolues plus facilement. Chaque élément est constitué de sommets, appelés **nœuds**, dont le nombre varie en fonction du type d'élément utilisé pour la modélisation.

L'objectif de la modélisation patient-spécifique est de répondre à des problématiques cliniques adaptées à chaque cas clinique étudié (Aubert 2021). Il est alors nécessaire de modéliser fidèlement le problème afin de s'approcher au plus des véritables caractéristiques du problème, à savoir les géométries des structures d'intérêt, leurs propriétés matériaux, les chargements appliqués sur ces structures, ou encore les contacts entre différentes parties.

Nous allons dans cette partie présenter les différentes étapes permettant de développer un modèle éléments finis patient-spécifique.

III.3.2.1 Maillage

On appelle **maillage** le fait de discrétiser une structure continue, par exemple un os, en plus petits éléments, pour lesquels les calculs seront plus simples à résoudre. Chacun des éléments finis constituant le maillage étant doté de certains degrés de liberté.

Plusieurs types d'éléments existent, les plus couramment utilisés dans le cas d'études tridimensionnelles étant les éléments **hexaédriques** et les éléments **tétraédriques**. Les éléments hexaédriques permettent généralement d'obtenir des modèles plus stables (Ramos et Simões 2006). Ils sont particulièrement adaptés aux structures à géométries simples. Leur utilisation dans le cas de corps à géométries complexes, comme des os, implique une forte augmentation du nombre d'éléments dont la taille doit fortement diminuer, ce qui augmente sensiblement les besoins de puissance de calcul. Les éléments tétraédriques présentent une rigidité plus élevée que leurs homologues hexaédriques, mais leur utilisation est plus simple (Tadepalli, Erdemir, et Cavanagh 2011). Ces éléments sont très utilisés en biomécanique ostéoarticulaire afin de modéliser les structures osseuses (Aubert et al. 2021).

À chacun des éléments du maillage est associé des **fonctions de forme** particulières, aussi appelées fonctions d'interpolation. Ces fonctions permettent d'approximer les champs mécaniques à chaque

nœud des éléments constituant le maillage. En fonction de l'ordre de la fonction de forme, les éléments peuvent être **linéaires** (fonction d'interpolation d'ordre 1), **quadratiques** (fonction d'interpolation d'ordre 2), ou d'ordre supérieur. Dans le cas des éléments linéaires, les nœuds sont uniquement présents aux sommets des éléments, tandis que pour les éléments quadratiques, des nœuds supplémentaires sont rajoutés au milieu des arêtes. Les éléments quadratiques nécessitent de plus importantes ressources de calcul que les éléments linéaires mais les résultats sont obtenus avec une approximation plus fine. Dans le contexte de la modélisation de structures osseuses, les éléments tétraédriques linéaires (TET4) sont à éviter, les éléments tétraédriques quadratiques étant à favoriser (Polgar, Viceconti, et Connor 2001).

La **taille des éléments** est un autre paramètre important à prendre en compte pour le développement de modèles éléments finis. Un maillage plus fin conduira à des résultats plus précis. Plus la taille des éléments sera faible, plus le nombre d'éléments augmentera, impactant très négativement les temps de calcul. Il convient ainsi de trouver le meilleur compromis entre la précision souhaitée des résultats et le temps de calcul envisageable. Pour cela, il peut être nécessaire de réaliser une étude de convergence du maillage, au cours de laquelle la taille de même que l'ordre des éléments seront modifiées, afin de déterminer les paramètres de maillage les plus optimisés pour l'étude en question.

III.3.2.2 Propriétés matériaux et modélisations possibles

Afin de modéliser le comportement des structures osseuses, le matériau doit être judicieusement choisi. Pour cela, plusieurs méthodes existent pour prendre en considération les propriété matériaux des structures osseuses, chacune de ces méthodes répondant à un besoin particulier.

Il est tout d'abord possible de représenter les os comme des corps rigides, aucun matériau n'étant alors renseigné. Cela a pour avantage de fortement simplifier les calculs, ces corps n'étant pas maillés. Toutefois, il n'est pas possible d'observer de phénomènes sur ces corps, seules leurs interactions avec les autres structures pouvant être évaluées (Shirazi-Adl 1994). Une autre approche consiste à considérer les structures osseuses comme étant homogène, donc en ne considérant qu'un seul matériau. Cela a pour avantage de simplifier le modèle tout en offrant la possibilité d'observer les champs mécaniques dans ces structures (Kleinberger 1993; Delmon et al. 2023). Une troisième méthode d'allocation des propriétés matériaux consiste à séparer manuellement la partie corticale de la partie spongieuse, afin de représenter de manière simplifiée l'aspect hétérogène des zones formant les os, deux corps distincts étant alors créés (Schmidt et al. 2007; Ayturk et Puttlitz 2011; Little et Adam 2015). Enfin, la dernière approche consiste à allouer des propriétés matériaux propres à chaque élément individuellement. Afin de réaliser cela, le maillage élément finis est superposé aux images issues d'une analyse par imagerie (comme avec un CT-scan), de sorte à attribuer des propriétés mécaniques aux éléments en fonction de la variation de densité du matériau en utilisant une loi de conversion (Schileo et al. 2007; Garavelli et al. 2022).

Afin de modéliser les ligaments, plusieurs approches ont été rapportées dans la littérature. Certaines études ont été réalisées en utilisant des éléments de types câbles (Ueno et Liu 1987; Coombs, Rullkoetter, et Laz 2017) ou des éléments de type ressorts (Naserkhaki et al. 2018; Yu et al. 2020; Remus et al. 2021) venant s'implanter au niveau des insertions anatomiques des ligaments rachidiens. Afin de représenter au mieux le comportement non linéaire des ligaments, les raideurs de ces éléments sont calibrées à partir de courbes de contrainte/déformation (M. Dreischarf et al. 2014). Certaines études ont proposé de modéliser les ligaments à partir de corps déformables, fixés aux vertèbres tels que le seraient les véritables ligaments de segments anatomiques (El-Rich et al. 2009; Wagnac et al. 2011; Xiao et al. 2011).

III.3.2.3 Conditions aux limites et gestion des contacts

Les conditions aux limites permettent de représenter les chargements mécaniques appliqués sur les échantillons. L'objectif peut être de modéliser des chargements physiologiques, tels que le poids du corps sur le plateau tibial au cours de la marche, ou encore de représenter des chargements appliqués lors d'expérimentations. Ces conditions aux limites sont appliquées sur les nœuds du maillage, impactant alors leurs degrés de liberté.

Il est possible de simuler une grande variété de chargements, à savoir des forces, des moments, ou encore des déplacements imposés. Il est de même possible de représenter différents types de supports, tels que des appuis plans, des supports fixes ou des supports élastiques.

Aussi, afin de modéliser les interactions entre les différentes structures constituant le modèle, il est possible de renseigner des conditions de contact entre les corps. Les types de contacts couramment utilisés sont :

- Les **contacts liés** : le contact est rigide, aucune mobilité n'est permise entre les surfaces ;
- Les **contacts sans séparation** : lorsque le contact entre deux surfaces à lieu, leur séparation devient impossible, mais les déplacements tangentiels sont autorisés ;
- Les **contacts sans frottement** : les séparations et les déplacements tangentiels sont autorisés, le coefficient de frottement entre les surfaces est imposé à zéro ;
- Les **contacts avec frottement** : les séparations sont autorisées, toutefois le coefficient de frottement entre les surfaces est supérieur à zéro, un déplacement tangentiel n'est alors possible que si la contrainte de cisaillement est supérieure à une fraction de la pression de contact ;
- Les **contacts rugueux** : les séparations sont possibles, mais les déplacements tangentiels ne sont plus autorisés, le coefficient de frottement étant considéré comme infini.

III.3.2.4 Processus de résolution d'un modèle éléments finis

Afin d'étudier le comportement mécanique de segments rachidiens soumis à des chargements physiologiques, le choix d'une **étude statique** semble le plus adapté. En effet, ce type d'analyse permet d'étudier les contraintes, les déformations, ou encore les déplacements engendrés par des chargements quasi-statiques, c'est-à-dire des chargements sans inertie ni amortissement.

Pour résoudre ce type de problème, une matrice de rigidité est calculée pour chacun des nœuds du maillage. Ces matrices sont ensuite rassemblées de sorte à former une matrice de rigidité globale. Le principe de ce type d'étude est de déterminer la position d'équilibre du système. Pour cela, le principe de minimisation de l'énergie potentielle totale est utilisé. Il est alors possible d'écrire le problème à résoudre comme le système écrit ci-dessous.

$$\vec{F} = [K] \cdot \vec{U}$$

avec $\vec{F}$ le vecteur de forces appliquées au nœuds du modèles, $[K]$ la matrice de rigidité globale, et $\vec{U}$ le vecteur des déplacements des nœuds du modèle devant être déterminé.

Dans le cas d'une analyse linéaire, la matrice de rigidité globale est calculée seulement une fois. Le processus de résolution est alors assez simple, et basé sur l'utilisation d'algorithmes tels que celui de Gauss-Jordan ou de Gauss-Seidel.

Toutefois, il est possible que des non-linéarités fassent leur apparition. Cela peut être causé par l'utilisation de propriétés matériaux non linéaires, comme de l'hyperélasticité, de la viscoélasticité ou de la plasticité. Elles peuvent aussi être engendrées par des non-linéarités géométriques, en particulier des grandes déformations, ou des grandes rotations. Enfin, certaines conditions de contact peuvent générer des non-linéarités. Lorsque le problème est non linéaire, le processus de résolution du modèle est itératif. Le chargement est alors divisé en plusieurs étapes, pour lesquelles la matrice de rigidité globale sera calculée.

La méthode de Newton-Raphson est une méthode numérique couramment utilisée pour résoudre des modèles non linéaires. L'objectif est de déterminer le déplacement $\vec{U}$ généré par la force appliquée $\vec{F}$. Le processus de résolution d'un modèle par éléments finis comportant des non-linéarités est décrit ci-dessous.

- État initial :
    - Le déplacement initial est nul, nous avons donc : $\vec{U}_{init} = 0$;
    - La matrice de rigidité initiale $[K]_{init}$ est déterminée.
- Itération i :
    - Le déplacement à la première itération $\vec{U}_i$ est déterminé à partir de $\vec{F}$ et $[K]_{init}$;
    - La matrice de rigidité globale $[K]_i$ est déterminée à partir de $\vec{U}_i$ et $\vec{F}$;
    - Les forces internes $\vec{F}_i$ sont calculées à partir de $[K]_i$ et $\vec{U}_i$;
    - Les forces résiduelles $\vec{F}_{res}$ sont calculées : $\vec{F}_{res} = \vec{F} - \vec{F}_i$;
        - Si $\vec{F}_{res}$ est proche de zéro, alors la solution a convergé (Figure III.15), ce qui signifie que les déplacements $\vec{U}$ ont été évalués avec suffisamment de précision pour l'effort appliqué $\vec{F}$;
        - Si $\vec{F}_{res}$ n'est pas proche de zéro, il faut passer à l'itération suivante $(i + 1)$ et calculer le déplacement $\vec{U}_{i+1}$ à partir de F et $[K]_i$, et les étapes précédentes sont alors répétées jusqu'à ce que la solution converge.

Il est important de noter qu'aucune des solutions intermédiaires n'est à l'équilibre.

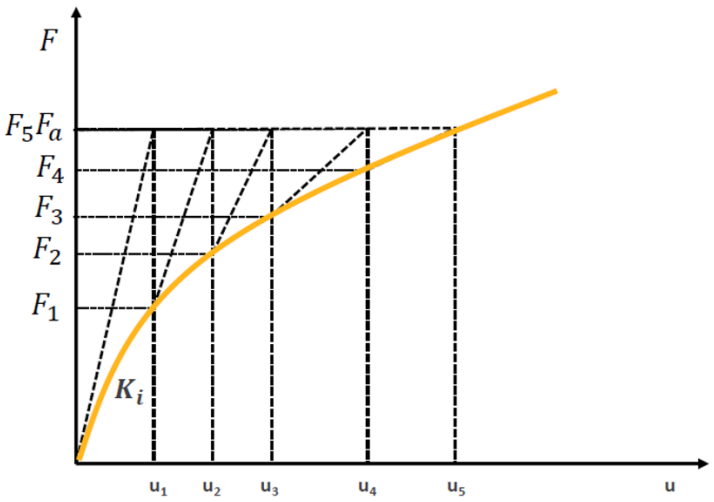

Figure III.15 - Procédure de Newton-Raphson, exemple dans lequel la convergence à lieu à la cinquième itération (adaptée du site FEA Tips)

III.3.2.5 Évaluation des modèles éléments finis

L'évaluation des modèles éléments finis est une étape très importante, car elle permet de vérifier que les résultats fournis par le modèle sont valides. Pour vérifier cette validité, les résultats obtenus peuvent être comparés avec les résultats d'essais expérimentaux similaires, ou avec des données issues de la littérature.

Dans le cas de modèles concernant des segments rachidiens, l'une des approches permettant la validation du modèle est de comparer les amplitudes des mobilités déterminées numériquement avec celles observées lors d'expérimentations. Pour cela, l'utilisation de techniques non invasives, basées sur des mesures optiques telles que le stéréo-suivi de marqueurs ou la corrélation d'images numériques, est toute indiquée (Couvertier et al. 2017; Garavelli et al. 2022).

Pour procéder à la validation de modèles concernant des structures osseuses, des jauges de déformations peuvent être utilisées (Taddei et al. 2007). Ces systèmes de mesures ne peuvent fournir que des informations locales, au niveau des emplacements des jauges. Aussi, les données sont limitées au nombre de jauges pouvant être disposées sur l'échantillon osseux. Afin de s'affranchir de ces problématiques, la corrélation d'image volumiques est depuis quelques années utilisée. Cette méthode est basée sur l'analyse des images issues de CT-scans et permet d'accéder aux déplacements et aux déformations à l'intérieur des structures osseuses. Les résultats obtenus grâce à l'utilisation de cette méthode peuvent donc être utilisés afin de vérifier les résultats fournis pas le modèle éléments finis (Costa et al. 2017; Ridzwan et al. 2017; Aubert 2021).

III.4 Analyse Biomécanique du rachis lombo-sacré

Cette étude est consacrée à l'analyse biomécanique de la charnière lombo-sacrée. L'objectif est de déterminer la réponse mécanique des segments anatomiques rachidiens lombaires intacts à des sollicitations visant à reproduire des mouvements physiologiques. Cette étude est divisée en deux parties, la première étant expérimentale, la seconde étant numérique.

III.4.1 Analyse expérimentale du rachis lombo-sacré

Dans cette première partie, nous commencerons par présenter la partie expérimentale de cette étude. Pour cela, nous détaillerons le protocole de préparation des échantillons. Par la suite, nous présenterons les essais réalisés ainsi que les méthodes de traitement des données. Enfin, nous présenterons les résultats obtenus.

III.4.1.1 Préparation des échantillons

Afin de réaliser cette étude, 7 segments anatomiques lombo-sacrés humains (L4-S1) ont été utilisés. Ces échantillons sont issus du don du corps, et ont été mis à notre disposition par le laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers, l'ABS Lab. L'âge moyen des donneurs était de 70 ans (± 16.7 ans). Cinq de ces donneurs étaient de sexe masculin, et deux de sexe féminin.

Après l'extraction de ces segments du corps des donneurs, nous avons procédé à leur dissection afin de retirer les tissus, tels que les muscles érecteurs du rachis. Cette étape a été réalisée en veillant à préserver les ligaments ainsi que les disques intervertébraux.

De même que pour l'étude présentée dans le chapitre précédent, les extrémités de chacun des segments anatomiques ont été incorporées dans des blocs de résine de polyuréthane rigide afin de permettre leur préhension par les mors du dispositif de sollicitations (Figure III.16).



Figure III.16 -Segment rachidien lombo-sacré durant le processus de résinage

Afin de préserver les propriétés mécaniques des échantillons, ceux-ci ont été conservés au congélateur à une température constante de -28° C entre chacune des phases d'expérimentations (H.-J. Wilke, Wenger, et Claes 1998; Couvertier et al. 2017). Avant la réalisation des essais, les segments ont été entreposés à température ambiante durant 12 heures afin de permettre leur décongélation. En outre, au cours des essais, les échantillons ont régulièrement été humifiés avec une solution saline, de sorte à prévenir leur déshydratation, qui pourrait modifier leur comportement mécanique.

III.4.1.2 Présentation des essais

Ces essais consistent en l'application de chargements permettant de reproduire des mouvements physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale, et de rotation axiale. Pour cela, le bras robotisé Franka Emika sera utilisé afin d'appliquer des couples purs de ± 5 Nm (Wheeler et al. 2011; Germaneau et al. 2016) sur la vertèbre supérieure des segments anatomiques rachidiens (L4), le sacrum étant fixé au capteur d'efforts 6-axes, lui-même rigidement lié au bâti.

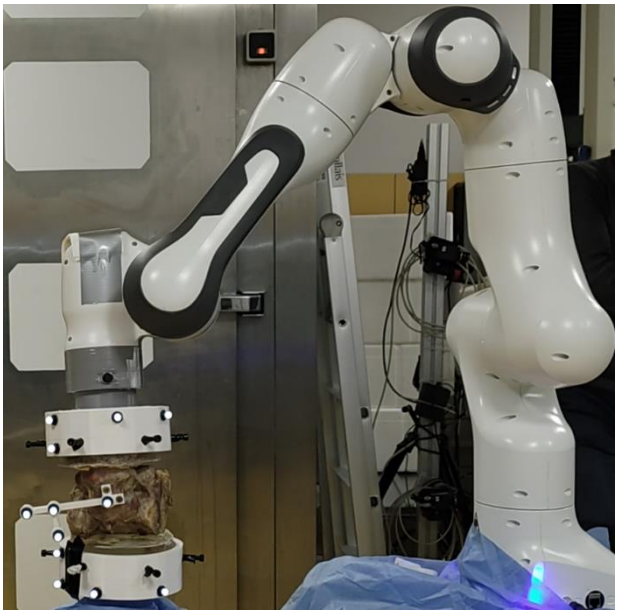

Figure III.17 – Dispositif de chargements et échantillon rachidien

Afin de réaliser le suivi des positions des vertèbres au cours des mouvements, des marqueurs réfléchissants ont été positionnés sur chacune d'entre elles (Figure III.17). Le suivi des positions des

marqueurs est réalisé à l'aide d'un ensemble composé de huit caméras infrarouges à haute résolution Qualisys.

Pour chaque mouvement, dix cycles de chargements sont réalisés. Les premiers cycles permettent de préconditionner les échantillons, de sorte à éviter de potentiels effets viscoélastiques (Wheeldon et al. 2006; Liebsch et al. 2020). Les amplitudes des mobilités ont été mesurées sur les deux derniers cycles.

III.4.1.3 Traitement des données

La méthode de traitement des données est la même que celle employée dans la partie II.3.2.3, la seule différence étant le type de marqueurs ainsi que le système d'acquisition utilisé. Ainsi, afin de déterminer les amplitudes articulaires de chacun des niveaux, des repères ont été créés à partir des marqueurs disposés sur chaque vertèbre. L'angle entre deux repères adjacents a par la suite été déterminé par le calcul des angles de Cardan.

Une synthèse globale des résultats est ensuite réalisée pour chacune des unités fonctionnelles des 7 échantillons. La moyenne ainsi que l'écart-type des angles obtenus ont été calculés pour chacune des valeurs de couple imposé, avec un échantillonnage de 0,5 Nm.

Similairement à la méthode présentée dans la partie II.3.2.3, ces courbes ont été approximées en utilisant l'expression logarithmique, permettant ainsi d'obtenir des informations sur les caractéristiques de la zone neutre et de la zone élastique.

III.4.1.4 Amplitudes articulaires de la charnière lombo-sacrée

Les amplitudes articulaires de chaque unité fonctionnelle de ces échantillons ont été relevées pour chaque valeur de couple imposé.

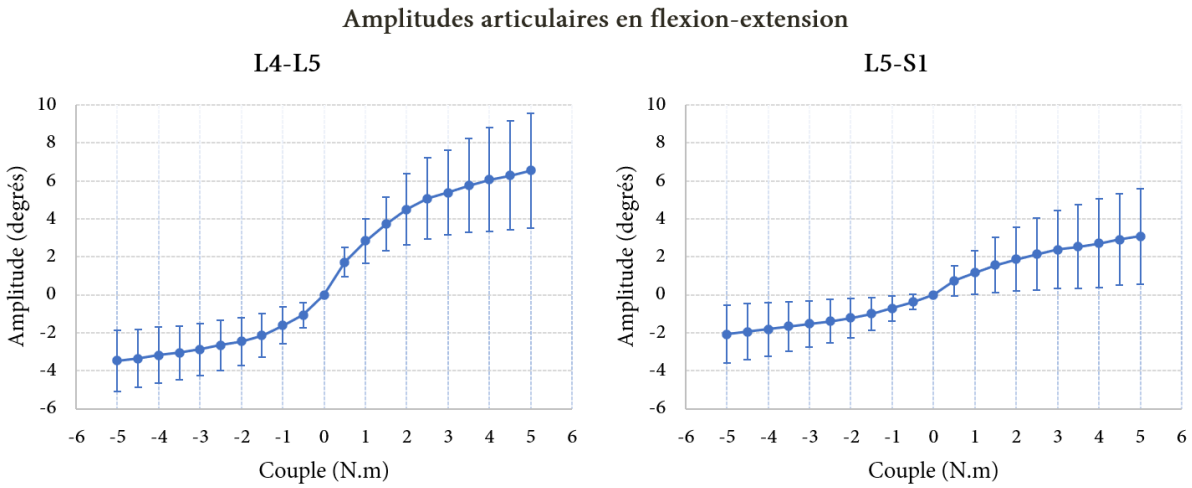

Figure III.18 – Amplitudes articulaires moyennes et écarts-types calculés pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement de flexion extension ; Extension à gauche, flexion à droite

La Figure III.18 présente l'évolution des amplitudes articulaires moyennes en fonction du couple appliqué pour chaque unité fonctionnelle des échantillons durant un mouvement de flexion-extension. Nous observons que les amplitudes du niveau L4-L5 sont plus élevées que celles du niveau L5-S1. Au niveau L4-L5, nous avons relevé des angles variants de -4° à 6°, respectivement en extension et en flexion, tandis que pour le niveau L5-S1, les angles sont compris entre -2° et 3°. Les écarts-types indiquent une

certaine variabilité de comportement de ces échantillons rachidiens, en particulier durant la flexion, les écarts-types associés au mouvement d'extension étant plus faibles.

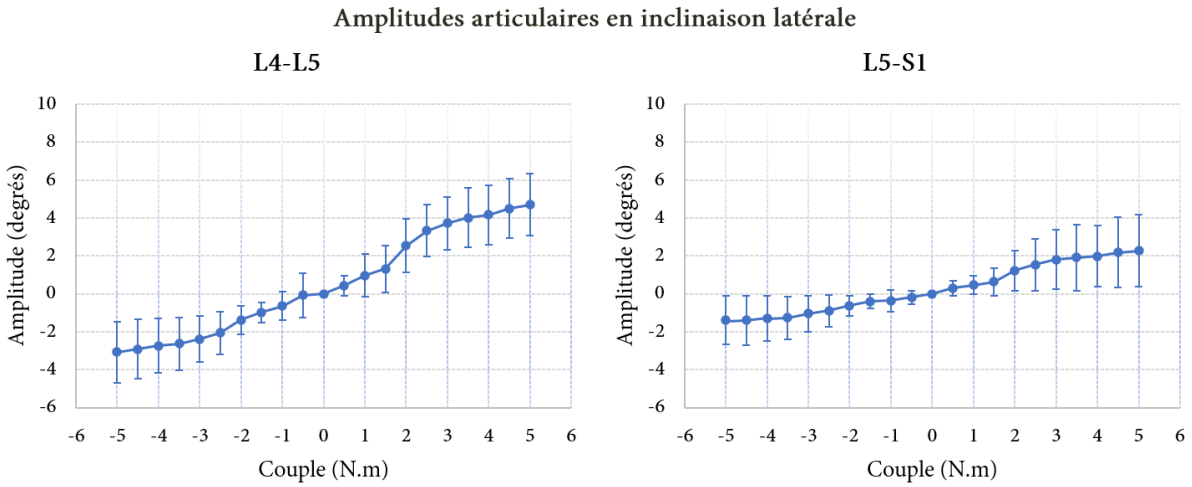

Figure III.19 – Amplitudes articulaires moyennes et écarts-types calculés pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale ; inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite

La Figure III.19 présente les amplitudes articulaires de chaque niveau des spécimens en fonction du couple appliqué pour réaliser un mouvement d'inclinaison latérale. Les amplitudes relevées pour le niveau L4-L5 sont plus élevées que celles observées pour le niveau L5-S1, avec -3° et 5° pour le niveau supérieur contre -2° et 2° pour le niveau inférieur, respectivement en inclinaison latérale droite et gauche. Les écart-types montrent qu'il existe une légère variabilité des résultats pour chacun des spécimens.

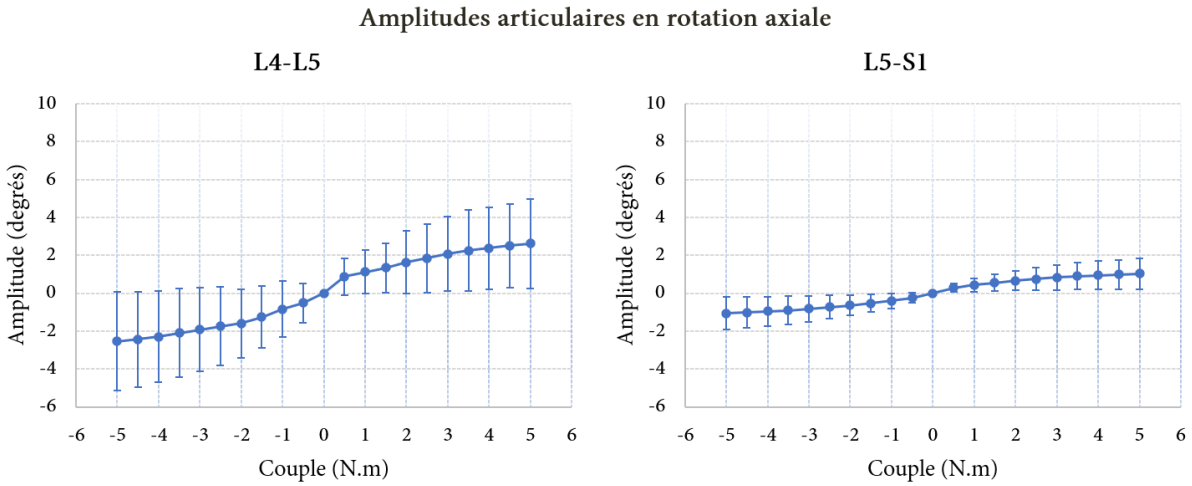

Figure III.20 - Amplitudes articulaires moyennes et écarts-types calculés pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement de rotation axiale ; rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite

La Figure III.20 montre les amplitudes articulaires observées pour chacun des niveaux des échantillons en fonction du couple appliqué pour un mouvement de rotation axiale. Nous pouvons remarquer que les amplitudes du niveau L4-L5 sont supérieures à celles du niveau L5-S1, avec près de -2° en rotation axiale droite et 2° en rotation axiale gauche, contre près -1° et 1°. Au niveau supérieur, les écart-types

sont assez importants, témoignant d'une grande variabilité entre les différents échantillons, ce qui est moins le cas au niveau inférieur.

	Flexion		Extension		Inclinaison gauche		Inclinaison droite		Rotation gauche		Rotation droite	
	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)	A (deg)	B (1/N.m)
L4-L5	2,20	1,91	-1,50	-1,94	4,66	0,48	-3,39	-0,31	1,49	1,00	-1,37	-1,06
L5-S1	2,41	1,09	-2,38	-0,50	2,87	0,33	-2,09	-0,28	0,57	1,93	-0,97	-0,71

Tableau III-2 - Valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique déterminée pour chaque unité fonctionnelle des segments anatomiques, pour chacun des mouvements réalisés

Le Tableau III-2 présente les valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique utilisée pour l'approximation des courbes, et ce pour chaque mouvement réalisé. Comme nous avons pu l'expliquer précédemment, le coefficient A (degrés) est relié à l'amplitude de mouvement dans la zone élastique du mouvement, tandis que le paramètre B ($N.m^{-1}$) affecte la mobilité dans la zone neutre (Couvertier et al. 2017).

Nous observons pour le mouvement de flexion-extension que l'amplitude de la zone neutre est plus importante pour le niveau L4-L5 que pour le niveau L5-S1, tandis que l'amplitude de la zone élastique est proche pour ces deux niveaux. Pour les deux autres mouvements, nous observons de faibles valeurs du coefficient B, indiquant que la zone neutre est peu visible, ce que l'on peut vérifier en observant les courbes associées aux mouvements d'inclinaison latérale et de rotation axiale.

III.4.2 Modélisation par éléments finis du rachis lombo-sacré

Cette seconde partie est dédiée à la présentation de l'étude numérique. L'objectif de cette analyse biomécanique est de développer des modèles éléments finis de rachis lombaires qui permettront à terme d'étudier les chargements dans les facettes articulaires suite à l'implantation de prothèses d'arthroplastie. Dans un premier temps, nous nous intéresserons aux amplitudes articulaires calculées pour ces spécimens rachidiens, de sorte à valider ces modèles. Nous présenterons l'étape de modélisation des structures anatomiques, puis nous nous attarderons sur les conditions aux limites imposées et nous détaillerons les contacts entre les différents corps. Enfin, nous présenterons les amplitudes articulaires obtenues numériquement.

III.4.2.1 Préparation des géométries

Chacun des échantillons utilisés lors de l'étude expérimentale a été scanné au CHU de Poitiers en utilisant un scanner à rayons X (Aquilion One, Genesis Edition, Canon, Otawara, Japon ; Figure III.9). Les images volumiques générées étaient composées de voxels de dimension 0,468 mm × 0,468 mm × 0,250 mm. Quatre échantillons ont été utilisés pour développer des modèles éléments finis, ceux-ci étant les segments présentant les structures osseuses les mieux préservées parmi les échantillons étudiés. Ces quatre échantillons proviennent de donneurs masculins, dont l'âge moyen était de 69 ans (± 15,2 ans).

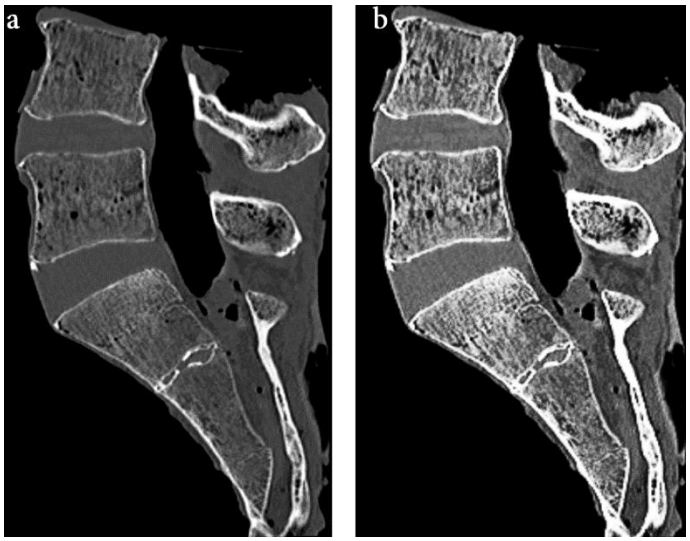

Figure III.21 – Application d'un filtre sigmoïde sur une image issue de CT-scan ; a) Image initiale ; b) Image après filtrage

Afin d'extraire les géométries des vertèbres de ces segments anatomiques, les images de CT-scan ont été segmentées. Pour réaliser cette tâche, le logiciel 3D Slicer (Version 4.11, Kitware, France) a été utilisé, et plus particulièrement le module ModelFrac, développé au sein de l'équipe PEM de l'Institut Pprime (Aubert 2021). Tout d'abord, un filtre sigmoïde a été utilisé afin d'étirer l'histogramme des images, permettant ainsi d'accentuer les niveaux de gris des régions d'intérêt (Figure III.21). Ensuite, une méthode de segmentation semi-automatique, basée sur la croissance de régions, a été utilisée pour extraire les géométries des vertèbres (Figure III.22). Cette méthode requiert une implication modérée de l'utilisateur. En effet, l'étape de filtrage permet d'isoler directement chaque vertèbre individuelle. Toutefois, il peut arriver que deux vertèbres soient en contact, le logiciel les considère alors comme un seul corps. Une intervention manuelle de l'utilisateur est alors nécessaire, de sorte à indiquer au programme quels voxels sont associés à quel corps. Pour cela, il s'agit d'utiliser l'outil « Pinceau », qui permet de colorer les voxels d'une vertèbre dans la couleur lui étant associée. Pour améliorer la précision des résultats obtenus, cette opération doit être réalisée pour quelques tranches et ce dans les trois plans qui composent le volume. L'algorithme de croissance de région est alors capable de séparer chacune des structures osseuses (Figure III.22).

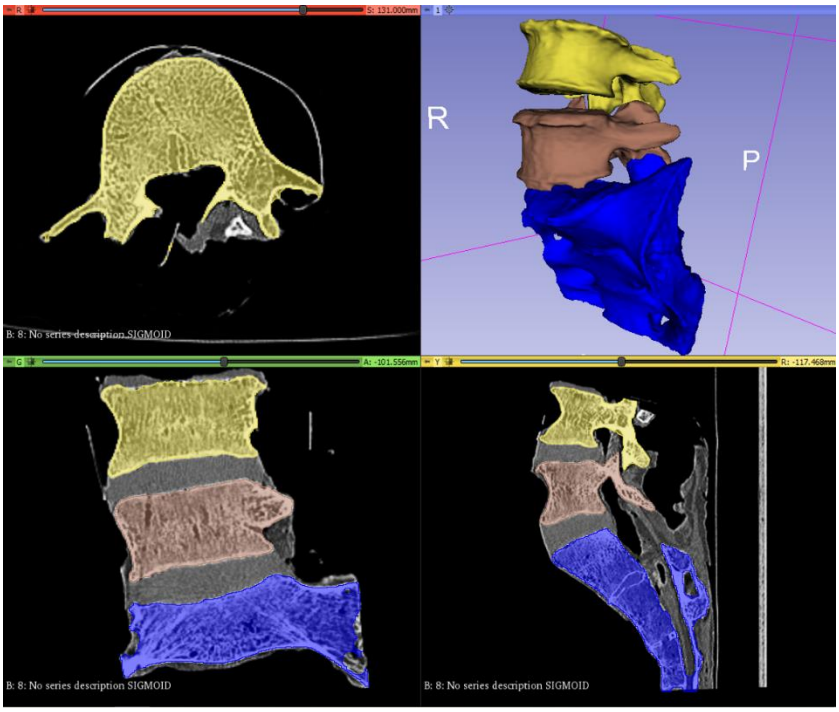

Figure III.22 – Processus de segmentation d'image en utilisant le module ModelFrac (Aubert 2021) du logiciel 3D Slicer

III.4.2.2 Propriétés matériaux

Les géométries des vertèbres ont par la suite été importées dans le logiciel Ansys Mechanical (Version 2023R1, Ansys, Canonsburg, Pennsylvanie, États-Unis) afin de procéder à la mise en place du modèle éléments finis. Les vertèbres ont été modélisées en supposant des matériaux homogènes. Situés entre chacune des vertèbres, les disques intervertébraux sont modélisés à l'aide de deux corps, à savoir un nucleus pulposus central entouré par un annulus fibrosus. Entre les disques et les vertèbres, des plateaux cartilagineux ont été ajoutés.

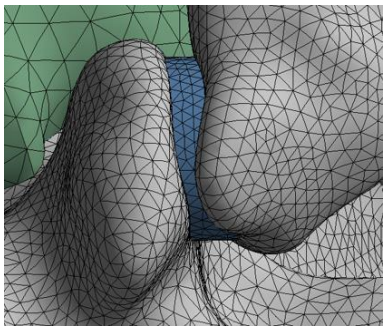

Figure III.23 – Modélisation des facettes articulaires

Des corps cartilagineux ont été introduits afin de modéliser les cartilages articulaires (Remus et al. 2021). Ces corps sont positionnés entre les processus articulaires supérieurs et inférieurs des vertèbres sous et sus-jacentes (Figure III.23). Ils ont été réalisés en accord avec les géométries des processus articulaires en générant des surfaces conformes, dans le but d'étudier les effets mécaniques issus des interactions entre ces surfaces. Les propriétés matériaux utilisées lors du développement de ce modèle sont présentées dans le Tableau III-3.

Composant	Module de Young (E, MPa)	Coefficient de Poisson (v)	Référence
Structures osseuses	12000	0,3	(Park, Kim, et Kim 2013)
Plateaux cartilagineux	23,8	0,42	(Finley et al. 2018)
Cartilages articulaires	10	0,3	(John, Saravana Kumar, et Yoganandan 2019
Annulus fibrosus	2	0,45	(Lavaste et al. 1992)
Nucleus pulposus	1	0,49	(D. S. Shin, Lee, et Kim 2007)
Ligaments			
Ligament longitudinal antérieur (LLA)			
Ligament longitudinal postérieur (LLP)			
Ligaments jaunes (LJ)	Courbes de contrainte / déformation calibrées		
Ligaments intertransversaires (LIT)	à partir d'essais expérimentaux		(Shirazi-Adl, Ahmed, et Shrivastava 1986)
Ligament interépineux (LIE)			
Ligament supraépineux (LS)			
Capsule ligamentaire (CL)			

Tableau III-3 – Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour le développement du modèle

Les différents ligaments rachidiens ont été modélisés à l'aide de ressorts dont les insertions ont été déterminées en se basant sur les données présentant l'anatomie du rachis lombaire (Kapandji 2019). Les rigidités de ces ressorts ont été identifiées à partir de courbes de contrainte/déformation issues de travaux de la littérature (Shirazi-Adl, Ahmed, et Shrivastava 1986), visibles sur la Figure III.24.

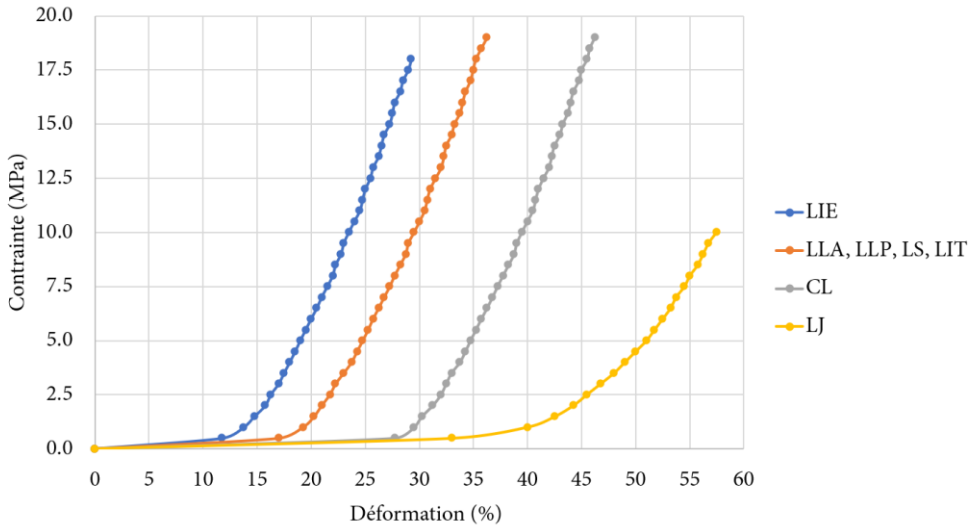

Figure III.24 – Courbes contrainte/déformation présentant le comportement mécanique des différents ligaments de la charnière lombo-sacrée (adaptée de (Shirazi-Adl, Ahmed, et Shrivastava 1986)

III.4.2.3 Application des conditions aux limites et choix des contacts

Les conditions aux limites utilisées dans le cadre de cette étude numérique de la charnière lombo-sacrée ont consisté à appliquer un couple de 7,5 Nm (Y. Zhong et al. 2023) sur la vertèbre supérieure (L4) des échantillons afin de reproduire des mouvements de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. La partie inférieure du sacrum était maintenue fixe (Figure III.25)

Afin de modéliser le comportement des facettes articulaires, une condition de contact sans frottements a été supposée entre la face supérieure des cartilages articulaires et le processus articulaire inférieur de la vertèbre sus-jacente (Mengoni 2020). Les autres contacts ont été modélisés à l'aide de contacts liés.

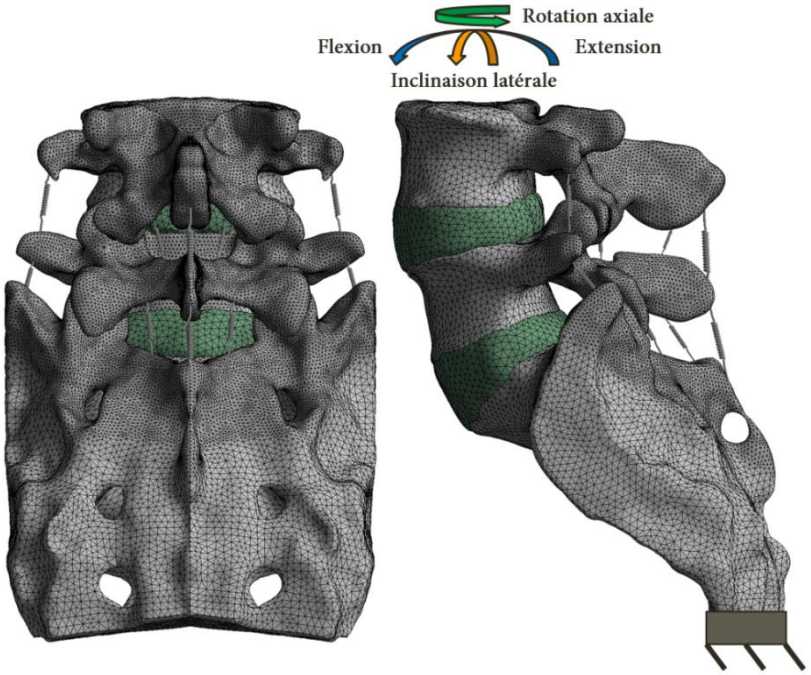

Figure III.25 – Aperçu du modèle éléments finis de l'un des segments rachidiens. Les ligaments sont représentés, ainsi que les conditions aux limites et le maillage utilisé

III.4.2.4 Discrétisation des géométries

Afin de procéder à la discrétisation des différentes géométries, un maillage tétraédrique quadratique (TET10) a été utilisé. Un raffinement du maillage a été réalisé au niveau de la zone d'étude, c'est-à-dire sur la partie postérieure des vertèbres ainsi que sur les cartilages articulaires. Ainsi, sur ces zones, une taille d'éléments de 1 mm a été imposée, tandis que sur les corps vertébraux et sur les disques, des éléments de 2 mm ont été utilisés. Ces paramètres offrent un bon compromis entre la précision des résultats et des temps de calcul réduits.

III.4.2.5 Traitement des données

La détermination des amplitudes articulaires a été réalisée de la même manière que pour les essais expérimentaux. Ainsi, pour chaque vertèbre, quatre points ont été sélectionnés, et leurs positions ont été suivies. Par la suite, un repère a été créé pour chaque vertèbre, puis les angles entre ces repères ont été obtenus par le calcul des angles de Cardan pour chaque étape de chargement.

III.4.2.6 Résultats numériques

Les amplitudes articulaires obtenues numériquement ont été évaluées pour chaque modèle, et ce pour chacun des trois mouvements.

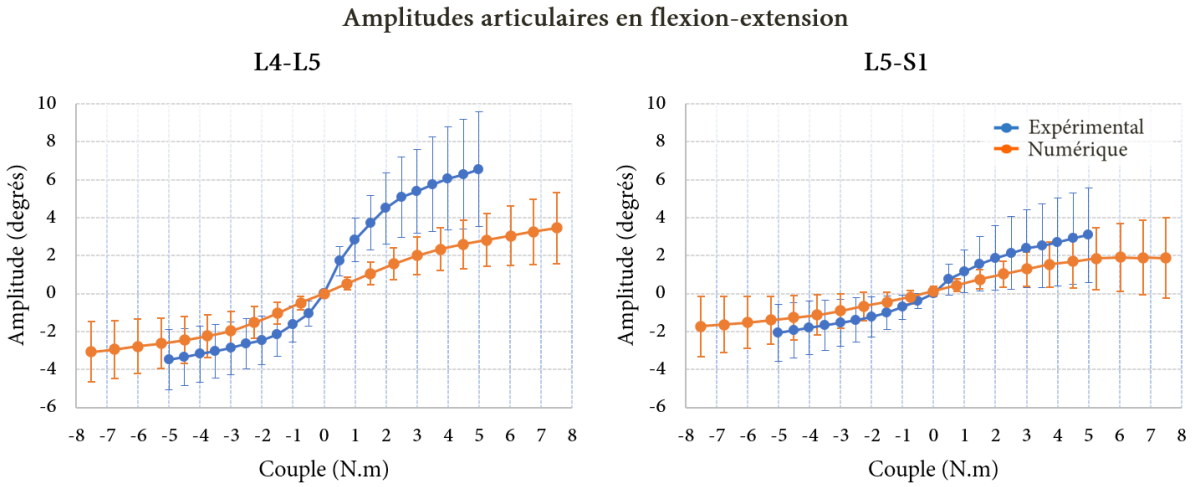

Figure III.26 – Amplitudes articulaires numériques moyennes calculées pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement de flexion extension ; Extension à gauche, flexion à droite

La Figure III.26 présente les amplitudes articulaires de chaque niveau des spécimens en fonction du couple appliqué pour simuler un mouvement de flexion-extension (courbes oranges). Nous pouvons observer que les amplitudes calculées au niveau L4-L5 sont supérieures à celles du niveau L5-S1, avec près de -3° et 3,5°, respectivement en extension et en flexion, contre -2° et 2°. Les écarts-types semblent indiquer une certaine variabilité des résultats en fonction des échantillons, en particulier pour le niveau inférieur lors de la flexion.

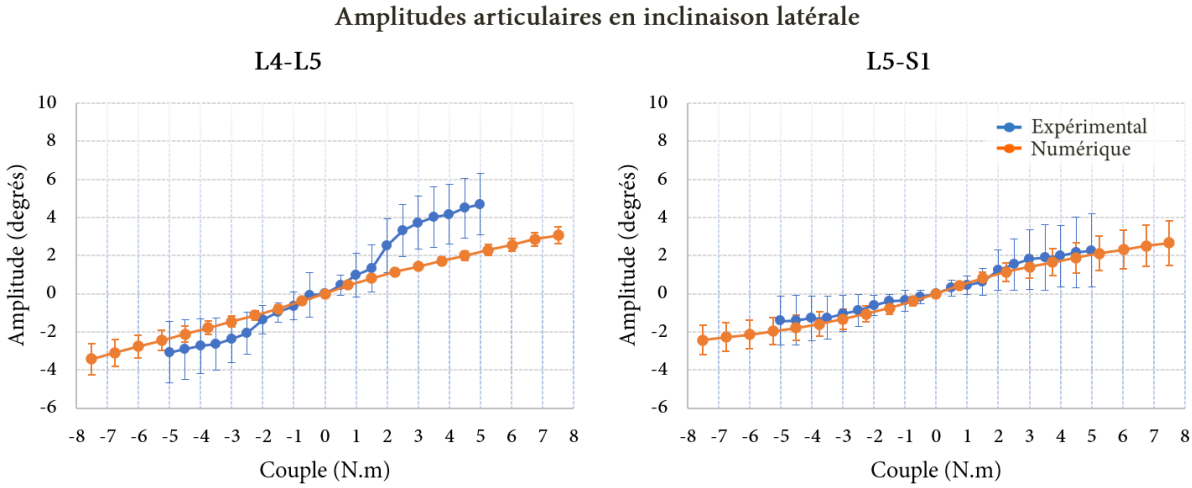

Figure III.27 – Amplitudes articulaires numériques moyennes calculées pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale ; Inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite

La Figure III.27 présente l'évolution des amplitudes articulaires moyennes en fonction du couple appliqué, pour chaque unité fonctionnelle des échantillons, lors d'un mouvement d'inclinaison latérale (courbes oranges). Au niveau L4-L5, nous observons que l'évolution des angles semble plutôt linéaire, la zone neutre étant peu discernable. Les amplitudes de mouvement à ce niveau sont de -3,5° en inclinaison latérale droite et de 3° en inclinaison latérale gauche. Pour le niveau inférieur, les mobilités sont plus faibles, avec près de -2° et 2,5°. Les écarts-types montrent une faible variabilité des résultats entre les différents segments anatomiques pour ce mouvement.

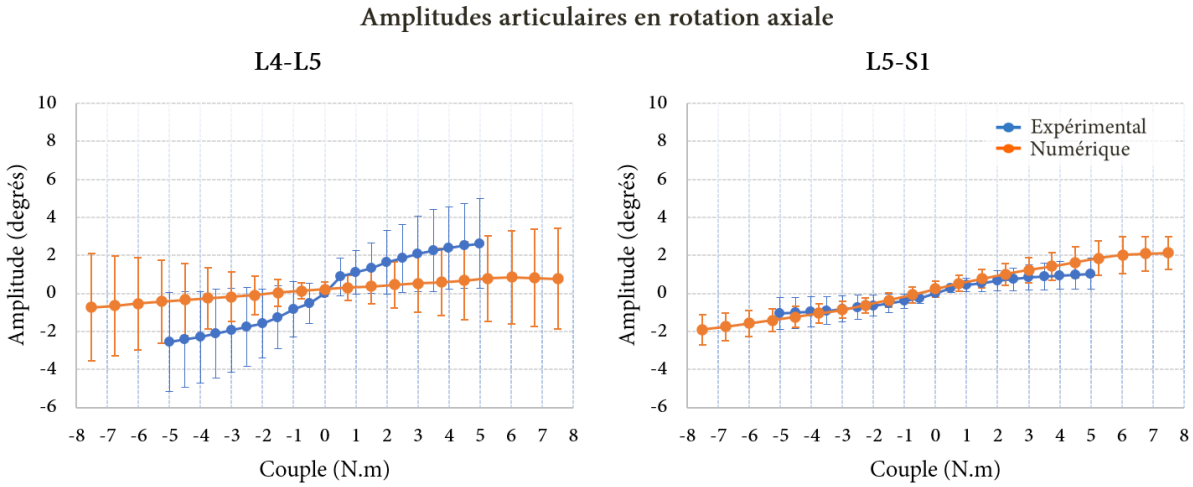

Figure III.28 – Amplitudes articulaires numériques moyennes calculées pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement de rotation axiale ; Rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite

La figure III.28 montre les amplitudes articulaires calculées pour chacune des unités fonctionnelles des échantillons au cours d'un mouvement de rotation axiale (courbes oranges). Nous remarquons que les amplitudes articulaires sont très faibles pour le niveau L4-L5, avec seulement 0,5° dans les deux sens du mouvement. Le niveau inférieur semble quant à lui plus mobile, avec près de 2° pour la rotation axiale droite et gauche. Une grande variabilité des résultats est à noter au niveau supérieur, ce qui n'est pas le cas au niveau inférieur.

Pour chacun des trois mouvements réalisés numériquement (Figures III.26, 27 et 28), nous pouvons observer que les amplitudes de mouvements calculées numériquement restent globalement dans les limites établies lors de la première partie de cette étude. Nous observons aussi que sur les courbes numériques (en orange), les zones neutres et zones élastiques sont moins marquées que pour les courbes expérimentales (en bleu). Cette observation peut être réalisée pour chacun des trois mouvements, mais cela est particulièrement remarquable pour le mouvement de flexion-extension. Pour ce mouvement, alors que nous observons distinctement les zones neutres et élastiques sur les courbes expérimentales, les courbes numériques sont presque linéaires.

III.5 Discussion

Au cours de cette étude biomécanique de la charnière lombo-sacrée, nous avons cherché à étudier le comportement de ce secteur rachidien. Pour cela, nous avons tout d'abord réalisé une étude expérimentale qui a consisté à appliquer des couples purs sur des segments anatomiques lombo-sacrés (L4-S1) dans l'optique de reproduire des mouvements physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. Les amplitudes observées pour chacun des niveaux des échantillons utilisés sont en accord avec les résultats d'études *in vivo* publiées dans la littérature (Figure III.29), présentées dans les parties I.3.2.1, I.3.2.2, et I.3.2.3 de ce manuscrit (M. J. Pearcy 1985; Hayes et al. 1989; Dvořák et al. 1991; Fujii et al. 2007; Rozumalski et al. 2008; Li et al. 2009; Tan et al. 2012; Eberhardt, Ganslandt, et Stadlbauer 2014; Basques et al. 2017).

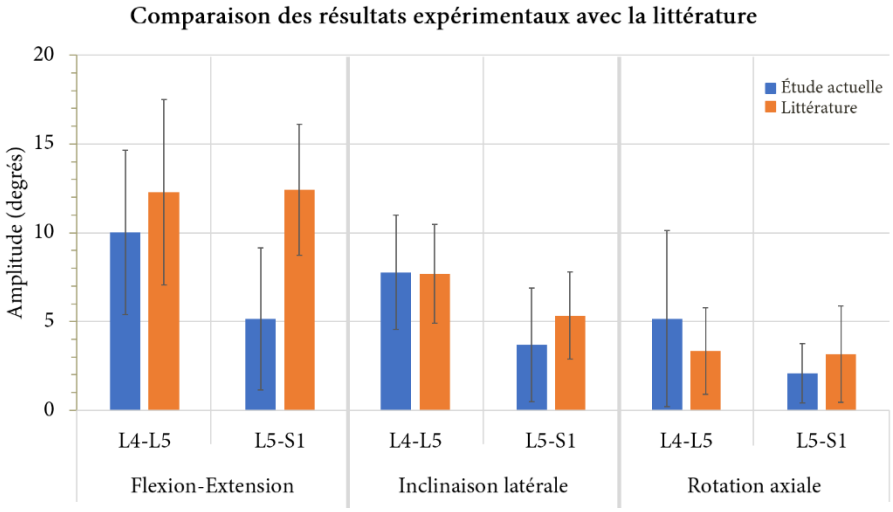

Figure III.29 – Comparaison des résultats expérimentaux avec les données issues d'études in vivo

Par la suite, nous avons réalisé une étude numérique dont l'objectif était de développer des modèles éléments finis de segments rachidiens permettant de représenter le comportement des véritables échantillons. Afin de comparer les résultats fournis par ces modèles avec les résultats des expérimentations, les conditions aux limites appliquées étaient semblables à celles des essais expérimentaux. Les résultats obtenus par la résolution des modèles éléments finis se trouvent dans les limites établies lors de l'analyse expérimentale (Figures III.26, 27, et 28). Toutefois, il semble que la rigidité en rotation des spécimens numériques soit plus élevée que celle obtenue pour les véritables échantillons. Cela est visible par le fait que pour une même valeur de couple appliquée, les amplitudes moyennes calculées numériquement sont plus faibles que celles observées expérimentalement. Cette observation peut être réalisée en particulier pour le niveau L4-L5, les résultats obtenus expérimentalement et numériquement pour le niveau L5-S1 étant plus proches. Des différences sont remarquables entre l'allure des courbes expérimentales et numériques. Alors que pour les courbes issues des essais expérimentaux nous pouvons observer clairement les zones neutres et élastiques, cela n'est pas le cas pour les courbes numériques. Ces différences de résultats peuvent provenir de la modélisation des tissus mous, en particulier des ligaments. En effet, bien que ceux-ci aient été préservés autant que possible dans la partie expérimentale, il est possible qu'ils aient été tout de même endommagés, ce qui pourrait influencer les résultats.

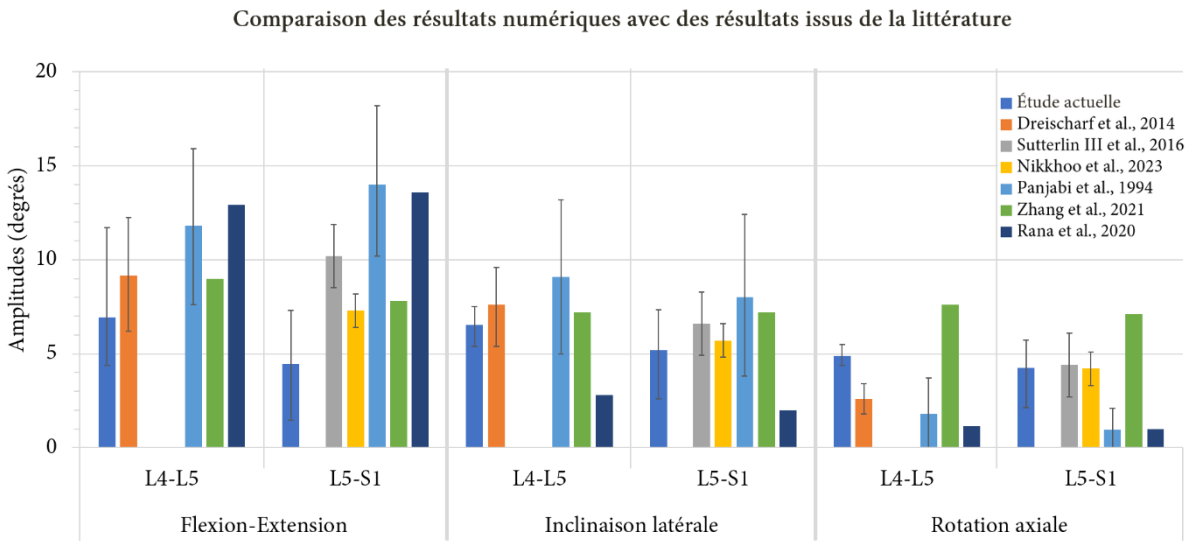

Figure III.30 – Comparaison des résultats numériques avec les données présentes dans la littérature

Ces différences peuvent aussi être causées par le fait que les matériaux utilisés pour le développement de ce modèle ne sont pas nécessairement identiques à ceux des véritables échantillons, en particulier les matériaux alloués aux corps subissant d'importantes déformations, tels que les disques intervertébraux, les cartilages, ou encore les ligaments. Afin d'améliorer cela, il pourrait être pertinent d'envisager la réalisation d'essais visant à déterminer les propriétés mécaniques de ces structures pour chacun des échantillons modélisés.

Les résultats fournis par les modèles éléments finis développés au cours de cette étude sont aussi en accord avec les résultats de différentes études numériques publiées dans la littérature (Figure III.30) (M. M. Panjabi et al. 1994; M. Dreischarf et al. 2014; Sutterlin III et al. 2016; Rana et al. 2020; L. Zhang et al. 2021; Nikkhoo et al. 2023). Cela montre que ces modèles permettent de représenter le comportement de spécimens anatomiques rachidiens lombaires. Ces modèles numériques peuvent donc être utilisés, pour la suite de ce travail de thèse, pour étudier l'effet de l'implantation de prothèses d'arthroplastie sur le comportement de segments rachidiens.

III.6 Conclusion du chapitre III

Dans ce troisième chapitre, nous avons commencé par dresser un état des lieux des différents types de systèmes robotisés utilisés en biomécanique ostéoarticulaire afin d'appliquer des chargements à des spécimens anatomiques. Nous avons ensuite présenté les différents types de commandes permettant de contrôler ces robots. Conjointement avec l'équipe CoBRA de l'Institut Pprime, nous avons développé un nouveau système de chargements. Il a ensuite été vérifié que le bras robotisé Franka Emika fournissait bien des couples purs sur les échantillons rachidiens suivant les directions souhaitées.

Ensuite, nous avons présenté les différentes étapes nécessaires afin de développer des modèles éléments finis patient-spécifiques. Après avoir abordé la numérisation des échantillons, nous avons présenté les différentes techniques de traitement d'images et de segmentation pouvant être utilisées afin d'extraire les géométries des spécimens numérisés. Par la suite, la méthode des éléments finis a été détaillée, en particulier la discrétisation des géométries, l'allocation des propriétés matériaux, l'application des conditions aux limites et la gestion des contacts. Le processus de résolution d'un modèle éléments finis a ensuite été présenté, de même que les méthodes permettant de vérifier la validité des modèles éléments finis.

Dans une deuxième partie, nous avons présenté une analyse biomécanique de la charnière lombo-sacrée. Celle-ci était séparée en deux parties, la première étant expérimentale, la seconde étant numérique. Au cours de l'étude expérimentale, nous avons pu étudier la réponse mécanique d'échantillons rachidiens lombo-sacrés à des chargements reproduisant des mouvements physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale, et de rotation axiale. Les amplitudes articulaires observées sont en accord avec la littérature. Au cours de l'étude numérique, nous avons développé des modèles éléments finis en se basant sur les géométries de certains des échantillons utilisés dans la partie expérimentale. Afin de vérifier la validité de ces modèles numériques, les mêmes conditions aux limites ont été appliquées que pour la partie expérimentale. Nous avons alors pu déterminer que les amplitudes articulaires ainsi calculées se trouvent dans les limites établies lors de la phase expérimentale. En outre, ces résultats ont été comparés avec ceux de la littérature, et une correspondance a pu être établie.

Le projet BORDO ayant pour objectifs l'étude ainsi que le développement d'implants innovants destinés à la chirurgie du rachis, il pourrait être pertinent d'utiliser les modèles éléments finis présentés dans ce chapitre pour évaluer l'impact de l'utilisation de certains implants chirurgicaux sur le comportement de la charnière lombo-sacrée.

CHAPITRE IV

IV. CHAPITRE IV – ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE PROTHÈSES D'ARTHROPLASTIE LOMBAIRE

IV.1 INTRODUCTION

Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté une étude au cours de laquelle des implants rachidiens ont été employés afin de restaurer les angulations régionales natives de la colonne vertébrale, à savoir la zone neutre thoraco-lombaire. Pour cela, ces implants ont été positionnés sur les parties postérieures des vertèbres afin de stabiliser la fracture et ainsi fixer la région détériorée. Ce concept de fusion de plusieurs vertèbres peut aussi s'appliquer à d'autres domaines que la traumatologie, par exemple la dégénérescence discale (Tarpada, Morris, et Burton 2017). Dans ce contexte, une discectomie partielle ou totale est réalisée sur le disque atteint de pathologies dégénératives, puis celui-ci est remplacé par un implant intersomatique, appelé « cage d'arthrodèse ». L'objectif de cet implant est de restaurer la hauteur au niveau dégénéré tout en le stabilisant dans une position la plus physiologique possible. Aucune mobilité n'est alors autorisée pour ces niveaux vertébraux, ce qui peut représenter un désagrément pour le patient, qui peut voir son amplitude de mouvement réduite. À plus longs termes, le patient peut en outre développer un syndrome adjacent, qui consiste en une dégénérescence des niveaux situés de part et d'autre du ou des niveaux fusionnés (Harrop et al. 2008).

Ainsi, parmi les autres approches pouvant être employées par les chirurgiens dans le traitement de ces pathologies dégénératives se trouve l'arthroplastie lombaire. Cette méthode chirurgicale vise à restaurer les fonctions du rachis. Pour cela, le disque pathologique est cette fois remplacé par une prothèse mobile, permettant alors de préserver certaines mobilités pour le rachis.

Dans la première partie de ce chapitre, nous commencerons par introduire les différentes familles de prothèses d'arthroplastie existantes en présentant quelques références d'implants à titre d'illustration. Nous poursuivrons en présentant des résultats d'études biomécaniques, issues de la littérature, caractérisant le comportement de ces prothèses.

La deuxième partie sera consacrée à la présentation d'une étude biomécanique expérimentale visant dans un premier temps à déterminer l'influence des géométries vertébrales sur le comportement de différentes prothèses, appartenant à diverses familles d'implants d'arthroplastie, pour une seule unité fonctionnelle.

Dans un second temps, l'analyse expérimentale sera menée sur des segments anatomiques lombaires, composés de deux unités fonctionnelles, pour identifier les effets mécaniques provoqués par l'implantation de ces prothèses, et ce au niveau instrumenté et au niveau adjacent. Dans le même temps, une modélisation par éléments finis sera réalisée sur les mêmes échantillons, et permettra d'évaluer, pour chaque niveau rachidien, les effets mécaniques engendrés par les prothèses sur les facettes articulaires.

IV.2 PRÉSENTATION DE DIFFÉRENTES SOLUTIONS D'ARTHROPLASTIE LOMBAIRE ET DE LEUR COMPORTEMENT MÉCANIQUE

L'arthroplastie, aussi appelée « remplacement total de disque » (TDR pour « Total Disc Replacement » en anglais), trouve ses origines à la fin des années 1950, lorsque le Dr. Harmon a implanté chez 125 patients des billes d'acier dans l'espace intervertébral lombaire (191 niveaux opérés) et cervical (13 niveaux implantés) (Siemionow, Hu, et Lieberman 2012; Sandhu, Dowlati, et Garica 2020). Certaines complications ont néanmoins été associées à ces premiers implants d'arthroplastie, telles que l'enfoncement des plateaux vertébraux ou encore l'expulsion de ces implants. Cela a conduit à l'abandon de ce concept. De nombreuses prothèses d'arthroplastie ont par la suite été développées, celles-ci étant réparties en plusieurs familles.

IV.2.1 Présentation des prothèses

Plusieurs familles de prothèses d'arthroplastie existent, chacune de ces familles se distingue par le nombre de degrés de liberté autorisés par les implants, ainsi que par le principe de fonctionnement des prothèses.

Tout d'abord, nous trouvons les prothèses dites **« ball-and-socket »** (Figure IV.1). Ces prothèses correspondent d'un point de vue mécanique à une liaison rotule, permettant **trois degrés de liberté** (trois rotations). Techniquement, afin de réaliser cette liaison, une partie sphérique, appelée noyau, est positionnée entre deux plateaux. Ce noyau est rigidement lié à l'un des plateaux. Le second plateau présente une contreforme sphérique accueillant l'autre extrémité du noyau, permettant ainsi d'assurer une fonction de guidage en rotation.

La deuxième famille de prothèse est composée des prothèses à **noyau mobile** (Figure IV.1). Le fonctionnement de ces implants est similaire à celui des prothèses ball-and-socket, à la différence près que le noyau n'est pas fixe. Certains implants, comme la prothèse Activ-L (B.Braun), permettent au noyau de réaliser uniquement des translations dans la direction antéro-postérieure. Toutefois, la majorité des prothèses de cette catégorie autorisent au noyau de réaliser des déplacements dans le plan, donc deux translations de l'ordre du millimètre. Aussi, en jouant sur les propriétés géométriques du noyau, il est possible d'offrir des propriétés d'amortissement des efforts de compression, ce qui est le cas de la prothèse Baguera L (Spineart). Ainsi, les prothèses à noyau mobile offrent **entre quatre et six degrés de liberté** (trois rotations, pouvant être accompagnées par deux translations dans le plan, ainsi qu'une légère translation axiale) en fonction de l'implant considéré.

Enfin, la dernière catégorie d'implants d'arthroplastie comprend les **prothèses élastiques** (Figure IV.1). Ces prothèses sont très différentes de celles appartenant aux deux familles précédentes. En effet, elles ne reposent pas sur une liaison rotule, mais sur la déformation d'un matériau souple afin de réaliser des mouvements. La conception de ces prothèses se base sur l'analogie du comportement des disques intervertébraux, la partie déformable de ces implants étant souvent réalisée à l'aide de deux pièces : un « nucleus » central, entouré par un « annulus ». Ces pièces souples sont positionnées entre deux plateaux rigides. Du fait de leur nature, ces prothèses offrent des déformations, et donc des petits déplacements selon **six degrés de liberté**.

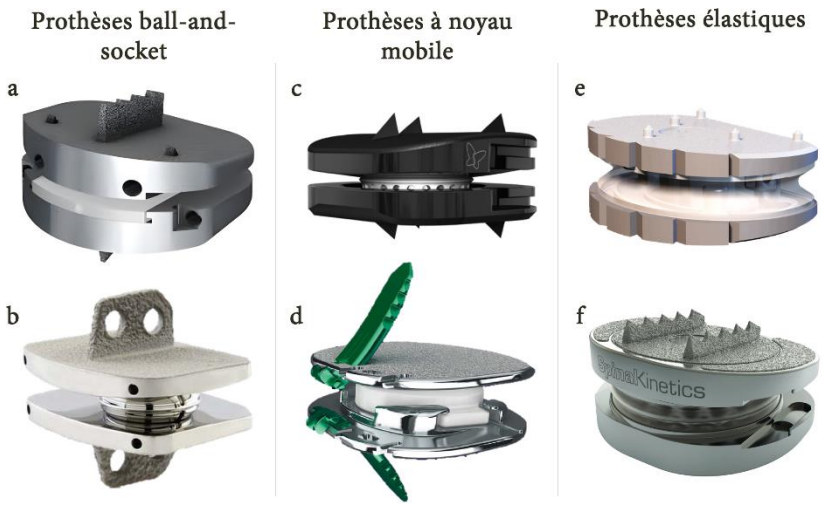

Figure IV.1 – Exemples d'implants appartenant à différentes familles de prothèses ; a) Prodisc-L (Centinel Spine) ; b) Maverick (Medtronic) ; c) Baguera L (Spineart) ; d) Mobidisc L (Zimmer Biomet) ; e) LP-ESP (Spine Innovations) ; f) M6-L (Spinal Kinetics) (adaptées des brochures de chacune de ces prothèses)

Afin de s'adapter à l'anatomie variable de chaque patient, les prothèses d'arthroplastie sont disponibles en un grand nombre de dimensions. La majorité de ces implants proposent entre une et cinq tailles différentes de plateaux de formes globalement elliptiques, dont les dimensions varient de 23 mm x 28,5 mm pour les plus petits modèles jusqu'à 33 mm x 44 mm pour les plus grands. L'objectif est d'obtenir une zone de contact aussi large que possible sur les plateaux vertébraux en fonction de la morphologie de chaque patient. La hauteur est également adaptée, passant de 8,5 mm à 14 mm en fonction de la hauteur intervertébrale souhaitée. Enfin, les prothèses présentent une angulation au repos comprise entre 0° et 16°, permettant ainsi de s'adapter à l'angle de lordose locale au repos de l'unité fonctionnelle traitée.

Les matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses d'arthroplastie sont peu variés, notamment au regard des exigences de durée de vie et d'innocuité avec le patient. Ils doivent être bio fonctionnels, c'est-à-dire qu'ils doivent permettre la réalisation des fonctions désirées par l'implant. Pour cela, ils doivent présenter des propriétés mécaniques adaptées à l'usage envisagé, que ce soit en termes de module de Young, de rigidité, ou encore de résistance à la fatigue (Yoshihara 2013). Aussi, ces matériaux doivent être biostables, c'est-à-dire démontrer une capacité à résister aux effets de micro-organismes. Enfin, ces matériaux doivent être biocompatibles, ce qui signifie qu'ils ne doivent pas présenter de danger pour les tissus environnants. D'après Warburton, le biomatériau parfait se doit d'être biologiquement inerte et biocompatible, doit présenter un module de Young similaire à celui de l'os avec lequel il est en contact, une bonne résistance à la traction et à la fatigue, une rigidité élevée, et doit être radiotransparent, c'est-à-dire qu'il ne génère pas ou peu d'artefacts lors d'imageries (Warburton et al. 2020).

Ainsi, la majorité des implants de type ball-and-socket et à noyau mobile sont constitués de plateaux en alliage de Cobalt-Chrome-Molybdène (CoCrMo) et d'un noyau en polyéthylène haute densité (UHMWPE, de l'anglais « Ultra High Molecular Weight Polyethylene »), et présentent donc un contact métal/polymère. Certains implants sont constitués uniquement de CoCrMo et présentent ainsi un contact métal/métal. Enfin, il existe des prothèses dont chaque pièce est composée de polyétheréthercétone (PEEK), proposant ainsi un contact polymère/polymère. Dans le cas des prothèses élastiques, les matériaux les plus couramment employés sont l'alliage de titane-aluminium-vanadium

(Ti-6Al-4V) pour les plateaux rigides, les parties souples étant souvent réalisées en polycarbonate-uréthane (PCU) (Tableau IV-1). Chacun de ces matériaux est biocompatible. Ces matériaux ont été sélectionnés pour leur rigidité (CoCrMo, Ti-6Al-4V, UHMWPE, PEEK…), ou pour leur capacité à se déformer pour réaliser des mouvements (PCU).

Implant	Fabricant	Type de prothèse	Degrés de liberté	Matériaux	Ancrage	Approbation	Statut	Existence d'études expérimentales ou numériques
Prodisc-L	Centinel Spine, West Chester, PA, États-Unis	Ball-and-Socket	3	CoCrMo (plateaux) UHMWPE (noyau)	Quilles	FDA (2006) CE	Disponible	Expérimentales et numériques
Maverick	Medtronic, Dublin, Irlande	Ball-and-Socket	3	CoCrMo	Quilles	CE	Retiré du marché (2020)	Expérimentales et numériques
Flexicore	Stryker, Kalamazoo, MI, États-Unis	Ball-and-Socket	3	CoCrMo	Picots	N/A	Retiré du marché	Non
SB Charité III	DePuy Synthes Spine, Raynham, MA, États-Unis	Noyau mobile	5	CoCrMo (plateaux) UHMWPE (noyau)	Picots	FDA (2004) CE	Retiré du marché (2012)	Expérimentales et numériques
Activ-L	B.Braun, Melsungen, Allemagne	Noyau mobile	4	CoCrMo (plateaux) UHMWPE (noyau)	Quille / Picots (2 versions)	FDA (2015) CE	Disponible	Expérimentales et numériques
Mobidisc L	Zimmer Biomet, Warsaw, IN, États-Unis	Noyau mobile	5	CoCrMo (plateaux) UHMWPE (noyau)	Ancres	CE	Disponible	Non
Baguera L	Spineart, Genève, Suisse	Noyau mobile	4 / 6	Ti-6Al-4V (plateaux) UHMWPE (noyau)	Picots	CE	Disponible	Non
Orbit-R	Globus Medical, Audubon, PA, États-Unis	Noyau mobile	4	PEEK	Quilles	CE	Disponible	Expérimentales
Kineflex-L	Spinal Motion, Mountainview, CA, États-Unis	Noyau mobile	5	CoCrMo	Quilles	CE	Retiré du marché	Non
CAdisc-L	Ranier Technology, Cambridge, Royaume-Uni	Élastique	6	PU	Picots	CE (2010)	Retiré du marché	Expérimentales et numériques
eDisc	Integra Spine, Vista, CA, États-Unis	Élastique	6	Ti-6Al-4V (plateaux) PCU (noyau)	Quilles	N/A	N/A	Non
Freedom	AxioMed, Malden, MA, États-Unis	Élastique	6	Ti-6Al-4V (plateaux) TSPU (noyau)	Picots	CE	Disponible	Non
Physio-L	NexGen Spine, Whippany, NJ, États-Unis	Élastique	6	Ti-6Al-4V (plateaux) PCU (noyau)	Quilles	CE (2009)	Disponible	Non
LP-ESP	Spine Innovations, Lyon, France	Élastique	6	Ti-6Al-4V (plateaux) Bionate 80A (annulus) Silicone (noyau)	Picots	CE	Disponible	Expérimentales
M6-L	Spinal Kinetics, Sunnyvale, CA, États-Unis	Élastique	6	Ti-6Al-4V (plateaux) PCU (noyau) UHMWPE (annulus)	Quilles	CE	Disponible	Expérimentales

Tableau IV-1 - Présentation des différents implants d'arthroplastie lombaire s'insérant par une approche antérieure. Cette liste a été composée à partir de la revue de littérature de Abi-Hanna (Abi-Hanna et al. 2018) ainsi que de prothèses présentées sur le site The Spine Market Group (https://www.thespinemarketgroup.com)

Afin de permettre une bonne ostéointégration des implants, c'est-à-dire de favoriser la repousse de l'os autour des plateaux des prothèses (stabilité secondaire), il convient de réaliser un ancrage initial (stabilité primaire) aussi efficace que possible, de sorte à limiter les micro déplacements des implants, voire leur expulsion. Pour cela, différentes approches sont employées par les industriels. Certaines prothèses

présentent sur leurs plateaux des quilles venant s'insérer dans les vertèbres sus et sous-jacente au disque dégénéré afin d'assurer un bon maintien en position de l'implant (Figure IV.1-a, b). D'autres prothèses présentent des picots sur leurs surfaces, qui viennent, lors de l'implantation, s'incorporer dans les plateaux vertébraux (Figure IV.1-c, e, f). Enfin, dans le cas de la prothèse Mobidisc L (Zimmer Biomet), après son implantation dans l'espace intervertébral, des ancres sont introduites dans les plateaux et dans les vertèbres, permettant de la maintenir en position (Figure IV.1-d). En plus de ces approches d'ancrage, la repousse osseuse est favorisée par l'ajout d'un revêtement en hydroxyapatite (HAP) ou en titane texturé sur les plateaux des prothèses d'arthroplastie (Enders et al. 2020).

IV.2.2 Revue de littérature sur l'analyse biomécanique des prothèses d'arthroplastie lombaire

La littérature est très largement fournie en études cliniques permettant de caractériser l'amélioration de la qualité de vie des patients après une arthroplastie, la réduction de leur douleur ressentie, ou encore la restauration de l'amplitude des mouvements observée par imagerie. Toutefois, peu d'études biomécaniques, qu'elles soient expérimentales ou numériques, ont été réalisées afin de déterminer le comportement mécanique de ces différentes prothèses.

En 2020 est parue une méta-analyse dont l'objectif était d'étudier l'évolution des amplitudes articulaires de segments rachidiens après l'implantation de prothèses ball-and-socket ou à noyau mobile (Bohn et al. 2020). Les résultats d'études expérimentales et numériques ont été comparés afin de déterminer si ces deux approches permettent d'obtenir des données similaires. Au total, 21 études expérimentales mesurant les amplitudes de niveaux rachidiens compris entre L3 et S1 ont été incluses, avec des articles qui traitent de six implants différents. Pour les études numériques, 16 ont été trouvées, traitant de cinq prothèses.

De cette étude, il ressort tout d'abord une grande variabilité en termes de protocoles d'études. Pour les études expérimentales, le nombre de spécimens rachidiens varie beaucoup, et est compris entre 5 et 20. Les prothèses sont implantées au niveau L3-L4, L4-L5 ou L5-S1. Les chargements consistent en l'application de couples sur la vertèbre supérieure des échantillons afin de reproduire différents mouvements physiologiques. La valeur de ces couples est comprise entre 5 et 10 Nm. Aussi, des chargements axiaux de compression sont parfois appliqués sur ces échantillons, dont l'intensité varie de 100 N à 1200 N.

Pour chacune des études numériques, un seul échantillon est utilisé afin de développer les modèles éléments finis. Le niveau opéré est en majorité le niveau L4-L5, mais une étude a été identifiée sur le niveau L3-L4. Les chargements appliqués sur les spécimens sont de même nature que les chargements expérimentaux, avec des couples dont l'intensité varie de 5 à 10 Nm, accompagnés de chargements axiaux en compression compris entre 100 N et 1000 N.

Afin de compléter les résultats de cette méta-analyse, nous avons recherché des études concernant l'analyse expérimentale ou numérique de prothèses élastiques. De cette recherche sont ressortis quatre articles traitant de trois prothèses différentes. Les protocoles sont similaires à ceux des études présentées par Bohn et al (Bohn et al. 2020). Pour chaque article, les amplitudes articulaires des segments implantés ont été comparées aux amplitudes de ces mêmes segments intacts. Les Tableaux IV-2 et IV-3 présentent ainsi l'évolution des amplitudes articulaires de segments rachidiens lombaires après arthroplastie, les résultats étant obtenus respectivement d'études expérimentales et d'études numériques.

Implant	L3-L4					L4-L5					L5-S1				
	Flexion-Extension	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale	Flexion-Extension	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale	Flexion-Extension	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale
Prodisc-L						-0,80° (±1,08°)			-1,58° (±0,56°)	0,17° (±0,32°)	-0,64° (±1,46°)	-2,52° (±1,19°)	1,37° (±1,19°)	0,07° (±0,50°)	0,08° (±0,40°)
Maverick						2,06° (±1,98°)	-0,38° (±1,44°)	1,26° (±0,85°)	-1,31° (±0,99°)	-0,03° (±0,56°)	-1,07° (±1,21°)	-3,86° (±0,55°)	2,70° (±0,65°)	-0,22° (±0,38°)	0,36° (±0,27°)
SB Charité III	5,27° (±2,05°)			1,47° (±1,14°)	2,01° (±0,53°)	0,82° (±2,87°)			2,19° (±0,99°)	1,21° (±0,51°)	1,05° (±2,49°)				0,75° (±0,81°)
Activ-L						2,80° (±0,80°)	2,30° (±0,30°)	0,50° (±0,50°)	6,90° (±1,30°)	-0,90° (±0,10°)					
Orbit-R						-0,40° (±0,20°)	0,00° (±0,20°)	0,40°	-2,00° (±2,40°)	-0,30° (±0,10°)	-1,50° (±0,40°)	-0,10° (±0,90°)	-1,40° (±1,30°)	-1,90° (±1,10°)	-1,60° (±0,20°)
LP-ESP						-0,80°			-2,80°	-0,50°	-2,00°			0,50°	1,00°
M6-L						-0,75°									

Tableau IV-2 – Écarts entre les amplitudes articulaires expérimentales de segments rachidiens lombaires intacts et après implantation d'une prothèse au niveau L3-L4, L4-L5 ou L5-S1 pour différents mouvements physiologiques. Les données sont issues des articles suivants : (Patwardhan et al. 2008; S.-K. Ha et al. 2009; Daftari et al. 2012; McNally, Naylor, et Johnson 2012; Lazennec et al. 2013; Bohn et al. 2020)

Implant	L3-L4					L4-L5					L5-S1				
	Flexion-Extension	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale	Flexion-Extension	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale	Flexion-Extension	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale
Prodisc-L	3,84° (±8,17°)	0,88° (±5,04°)	2,96° (±3,16°)	1,45° (±1,16°)	1,59° (±1,69°)	2,38° (±1,08°)	-0,97° (±2,36°)	3,32° (±3,44°)	2,80° (±3,31°)	1,79° (±2,45°)					
Maverick						1,32° (±2,73°)	0,00° (±1,58°)	1,32° (±2,22°)	0,29° (±1,37°)	-0,05° (±0,30°)					
SB Charité III						2,27° (±2,11°)	-1,03° (±2,08°)	3,32° (±3,64°)	2,85° (±1,12°)	1,16° (±2,18°)					
Activ-L						3,20°	-2,30°	5,50°	4,30°	2,80°					
CAdisc-L						-3,70°			-1,90°	0,20°					

Tableau IV-3 – Écarts entre les amplitudes articulaires numériques de segments rachidiens lombaires intacts et après implantation d'une prothèse au niveau L3-L4 ou L4-L5 pour différents mouvements physiologiques. Les données sont issues des articles suivants : (Zander, Rohlmann, et Bergmann 2009; Ansari et al. 2019; Bohn et al. 2020)

Le Tableau IV-2 montre que les résultats des études expérimentales varient fortement entre chacune des trois familles de prothèses étudiées. En effet, les prothèses ball-and-socket semblent provoquer une diminution de l'amplitude des mobilités des spécimens lors de mouvements de flexion et d'inclinaison latérale. Toutefois, au cours de mouvements d'extension et de rotation axiale, une augmentation des amplitudes articulaires est observée. Dans le cas des spécimens implantés avec une prothèse à noyau mobile, l'amplitude de chacun des quatre mouvements est augmentée. Enfin, les essais réalisés à l'aide de prothèses élastiques indiquent que ce type d'implant tend à réduire l'amplitude de chaque mouvement.

D'après le Tableau IV-3, il est possible de remarquer que dans le cas des essais numériques, les différences de résultats entre chaque famille d'implant sont moins marquées. En effet, les prothèses ball-and-socket ainsi que les implants à noyau mobile présentent une évolution d'amplitude articulaire similaire, avec une augmentation des mobilités pour les mouvements d'extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale, et une diminution des amplitudes en flexion. Pour les prothèses élastiques, les mobilités sont fortement réduites pour les mouvements de flexion-extension et d'inclinaison latérale, tandis que pour la rotation axiale, le comportement est semblable à celui des segments anatomiques intacts.

Du fait des différences importantes relevées entre chacun des protocoles utilisés pour ces études, que ce soit en termes de couples appliqués ou de chargements axiaux dont les valeurs varient grandement, il est compliqué d'interpréter les résultats présentés dans ces tableaux.

Parmi toutes les études recensées dans cette partie, une seule dispose à la fois d'une partie expérimentale ainsi que d'une partie numérique (J.-C. Le Huec et al. 2010). Dans les deux cas, les mêmes conditions de chargement ont été utilisées, à savoir des couples ainsi que des efforts axiaux dont les valeurs sont de 7 Nm et 400 N. Cette approche permet de valider les résultats fournis par les modèles éléments finis, et permet en outre d'obtenir d'autres informations qui seraient compliquées voire impossible à observer lors d'essais expérimentaux sur segments cadavériques, telles que les forces de contact dans les facettes articulaires.

Cette revue de la bibliographie a permis de mettre en évidence qu'il existe un véritable besoin d'études biomécaniques visant à étudier les différentes familles de prothèses d'arthroplastie lombaire, et ce par des approches à la fois expérimentales, basées sur l'utilisation de segments anatomiques rachidiens, mais aussi numériques, basées sur des modélisations par éléments finis.

IV.3 Analyse biomécanique de prothèses d'arthroplastie

Cette étude biomécanique a pour objectif, dans un premier temps, de déterminer l'influence des géométries vertébrales sur le comportement de prothèses d'arthroplastie issues de différentes familles d'implants. Pour cela, des unités fonctionnelles lombaires synthétiques imprimées en 3D ont été utilisées. Nous commencerons par présenter les prothèses étudiées, puis nous détaillerons les méthodes de préparation et de fabrication des échantillons synthétiques. Nous continuerons en détaillant le protocole expérimental ainsi que les moyens mis en œuvre pour le traitement des données. Enfin, les résultats obtenus seront présentés et discutés.

IV.3.1 Matériels et méthodes

Dans le cadre de cette étude, nous avons utilisé deux prothèses d'arthroplastie, chacune appartenant à une famille distincte. Ces prothèses sont la Prodisc-L (Centinel Spine) ainsi que la LP-ESP (Spine Innovations), qui sont respectivement une prothèse ball-and-socket et une prothèse élastique. Chacune de ces prothèses présente une hauteur de 12 mm. Les implants ont été fournis par les fabricants afin de réaliser les essais. Dans le but d'étudier la réponse mécanique de ces implants à des sollicitations physiologiques, chacune des prothèses a été positionnée au sein d'unités fonctionnelle lombaires synthétiques imprimées en 3D.

La première unité fonctionnelle synthétique est constituée de deux plots, supérieur et inférieur, chacun représentant un corps vertébral idéalisé (Figure IV.2-a). Ainsi, ces plots ont la forme de cylindres à sections elliptiques, leurs plateaux sont plans, et les parties postérieures des vertèbres sont absentes. Cet échantillon a servi de référence. Le second échantillon est basé sur les géométries de l'un des spécimens anatomiques mis à notre disposition par l'ABS Lab (Figure IV.2-b). Pour chacun de ces échantillons, des blocs ont été ajoutés afin de permettre leur fixation dans les mors du dispositif de chargements. Une fente a été ajoutée pour le passage des quilles de la prothèse Prodisc-L.

Les échantillons ont été imprimés en ABS (Acrylonitrile Butadiène Styrène, Ultrafuse Fusion+, BASF, Ludwigshafen, Allemagne) à l'aide d'une imprimante 3D FUNMAT HT (Intamsys Technologies, Eden Prairie, MN, États-Unis).

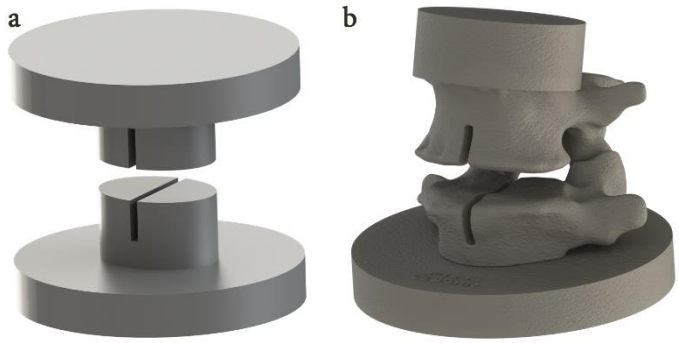

Figure IV.2 – Unités fonctionnelles synthétiques ; a) Échantillon de référence ; b) Unité fonctionnelle réaliste

Pour assurer le maintien en position des implants, les prothèses ont été collées aux échantillons synthétiques à l'aide de résine époxy bi-composants. Ainsi, une stabilité primaire a été simulée, aucun mouvement n'étant autorisé entre les plateaux vertébraux et les plateaux prothétiques.

Les essais ont consisté à appliquer des couples purs sur la vertèbre supérieure dans l'optique de reproduire des mouvements physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. La vertèbre inférieure est fixée au capteur d'efforts 6-axes, lui-même rigidement lié au bâti.

Dans un premier temps, la valeur de ces couples a été imposée à ±2 Nm. Cette valeur est plutôt faible au regard des valeurs des couples classiquement appliqués sur des segments anatomiques, mais la prothèse Prodisc-L ne présentant aucune raideur en rotation, de faibles efforts suffisent à atteindre les amplitudes articulaires maximales. Dans un second temps, la valeur de ces couples a été imposée à ±5 Nm pour la LP-ESP, qui est une solution basée sur la déformation d'un noyau synthétique, de manière à caractériser sa raideur.

Les sollicitations mécaniques ont été appliquées par le bras robotisé Franka Emika avec le même protocole que celui présenté dans le chapitre précédent. Des marqueurs réfléchissants ont été disposés sur les vertèbres, et leurs positions ont été suivies tout au long des mouvements par un ensemble de caméras infrarouges haute résolution Qualisys (Figure IV.3). Les variations angulaires de chaque étage ont été calculées à l'aide d'un programme Matlab développé spécifiquement. Il permet, à partir de la position de chaque marqueur, de créer un repère associé à chacune des vertèbres. L'orientation du repère associé à la vertèbre supérieure est alors déterminée par le calcul des angles de Cardan, comme détaillé dans la partie II.3.2.3 de ce manuscrit.

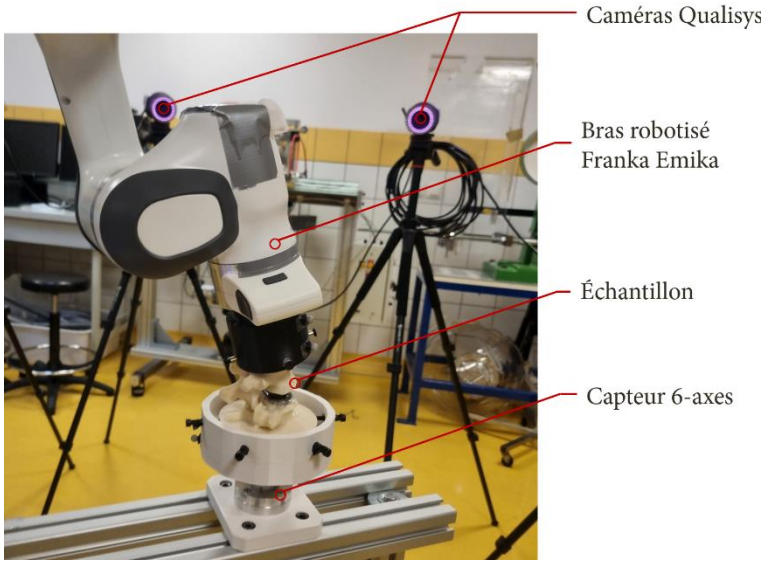

Figure IV.3 – Présentation du banc d'essais

Du fait de sa conception, la prothèse Prodisc-L ne permet pas de garantir un contact permanent entre le noyau et le plateau supérieur, et peut donc se décoapter (séparation du noyau prothétique et du plateau au cours du mouvement). Dans le cas d'une utilisation normale de cet implant, c'est-à-dire lorsqu'il est positionné entre deux vertèbres d'un patient, ce décollement ne peut pas avoir lieu, en raison du poids du tronc ainsi que la présence des différents ligaments et rémanents latéraux d'annulus fibrosus exerçant des efforts de compression forçant le contact entre chacune des pièces de la prothèse. Toutefois, dans le cadre des essais avec segments synthétiques, ces efforts compressifs sont absents du fait du pilotage en couples purs. Pour éviter ce phénomène de séparation, des élastiques de faible raideur ont été ajoutés entre les mors supérieurs et inférieurs, permettant ainsi d'assurer un contact entre le noyau et le plateau supérieur de l'implant. Dans le cas de la prothèse LP-ESP, cela n'a pas été nécessaire du fait de son architecture monobloc.

IV.3.2 Résultats

Le Tableau IV-4 présente les amplitudes des mouvements observées pour chacune des deux prothèses dans le cas où elles sont implantées dans l'échantillon de référence ou dans l'unité fonctionnelle synthétique réaliste. Pour chacun des mouvements, nous présentons les amplitudes totales. Ainsi, pour le mouvement de flexion-extension, l'amplitude relevée est la somme de l'amplitude en flexion, et de l'amplitude en extension. Il en va de même pour les amplitudes en inclinaison latérale et en rotation axiale, qui représentent la somme de l'amplitude du mouvement droit et du mouvement gauche.

Implant	UF de référence			UF synthétique		
	Flexion-Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale	Flexion-Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale
Prodisc-L	27,35°	26,19°	12,13°	22,18°	23,63°	8,13°
LP-ESP	6,34°	4,38°	5,48°	6,24°	4,26°	5,36°

Tableau IV-4 – Amplitudes articulaires observées pour chaque prothèse dans le cas de l'unité fonctionnelle de référence, puis dans le cas de l'unité fonctionnelle synthétique

Il est possible d'observer que pour la prothèse Prodisc-L, l'amplitude de chacun des mouvements est supérieure dans le cas de l'échantillon de référence par rapport au cas de l'unité fonctionnelle synthétique. Pour la prothèse LP-ESP, les amplitudes observées sont similaires pour les deux cas. Nous remarquons aussi que pour chaque échantillon, les amplitudes observées pour chacune des prothèses sont très éloignées. En effet, pour des mouvements de flexion-extension, l'angle mesuré pour la prothèse Prodisc-L est quatre fois supérieur à celui observé pour la LP-ESP, tandis qu'il est cinq fois supérieur lors de l'inclinaison latérale et deux fois supérieur pour la rotation axiale.

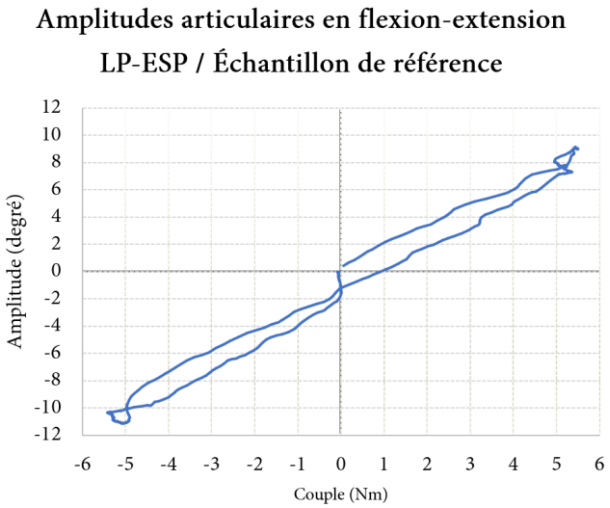

Figure IV.4 – Amplitudes articulaires de l'échantillon de référence instrumenté avec la prothèse LP-ESP au cours d'un mouvement de flexion-extension

La Figure IV.4 présente les amplitudes articulaires mesurées lors d'un mouvement de flexion extension pour le spécimen de référence implanté avec la LP-ESP. Nous remarquons que pour un couple de ±5 Nm, les amplitudes sont de 8° en flexion, et de 10° en extension. La raideur en rotation a été évaluée à 0,62 Nm/° en flexion, et à 0,5 Nm/° en extension. Suite à une défaillance du montage expérimental, à savoir un décollement de la prothèse, il n'a pas été possible de réaliser les essais pour les autres mouvements.

IV.3.3 Discussion

Au cours de cette étude, nous nous sommes intéressés à l'influence des géométries vertébrales sur le comportement biomécanique de deux prothèses d'arthroplastie lombaire, à savoir la Prodisc-L et la LP-ESP. Les résultats obtenus indiquent que dans le cas d'une prothèse ball-and-socket, la présence des parties postérieures des vertèbres limite l'amplitude des mouvements. Cela peut s'expliquer par le fait que lors des essais avec l'unité fonctionnelle synthétique, un contact a été observé entre les facettes articulaires de l'échantillon pour les mouvements d'extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale.

Ces résultats sont en accord avec le principe de fonctionnement de cette famille de prothèse. En effet, les prothèses ball-and-socket permettent simplement de réaliser un guidage en rotation. Les mouvements de flexion-extension et d'inclinaison latérale sont limités par les propriétés géométriques des prothèses, tels que des contacts entre le plateau supérieur et le plateau inférieur. Toutefois, il n'y a aucune limite intrinsèque au mouvement de rotation axiale, qui ne peut alors qu'être limité par les facettes articulaires du segment opéré.

Pour la prothèse LP-ESP, les résultats indiquent pour un couple de ±2 Nm la raideur de cet implant ne permet pas d'atteindre les amplitudes nécessaires pour arriver en butée articulaire. Lors de la seconde série d'essais, avec un couple appliqué de ±5 Nm, nous avons pu observer l'amplitude articulaire de la LP-ESP reste inférieure à celle de la Prodisc-L. Ces essais ont permis de déterminer la raideur de la prothèse élastique en flexion (0,62 Nm/°) et en extension (0,5 Nm/°). Ces valeurs sont sensiblement inférieures à celles relevées pour un disque intervertébral (Tableau IV-5 adapté de (Yamamoto et al. 1989), indiquant que cette prothèse est plus souple qu'un disque naturel. Les raideurs obtenues pour la LP-ESP sont aussi très inférieures à celles mesurées pour la prothèse CAdisc-L, un autre implant de la famille des prothèses élastiques. En effet, McNally, qui a réalisé une étude biomécanique de cette prothèse, et a pu déterminer que pour un couple de ±10 Nm, la CAdisc-L présente une raideur en flexion de 3,5 Nm/° (McNally, Naylor, et Johnson 2012). Cet écart très important peut être expliqué par le fait que ces deux implants, bien qu'appartenant à la même famille, ne sont pas fabriqués avec les mêmes matériaux et probablement les mêmes géométries pour les noyaux.

Niveau rachidien	Flexion		Extension		Inclinaison latérale		Rotation axiale	
	Étude Expérimentale	Yamamoto et al. 1989	Étude Expérimentale	Yamamoto et al. 1989	Étude Expérimentale	Yamamoto et al. 1989	Étude Expérimentale	Yamamoto et al. 1989
L4-L5	1,12 Nm/°	0,76 Nm/°	1,72 Nm/°	1,44 Nm/°	5,88 Nm/°	1,28 Nm/°	1,82 Nm/°	1,04 Nm/°
L5-S1	1,00 Nm/°	1,62 Nm/°	1,28 Nm/°	2,42 Nm/°	6,67 Nm/°	2,72 Nm/°	1,89 Nm/°	4,77 Nm/°

Tableau IV-5 – Raideurs de disques intervertébraux lombaires pour différents mouvements. Ces raideurs ont été déterminées à partir des résultats présentés dans la partie III.4.1.4, ainsi que ceux présentés dans l'étude de Yamamoto (Yamamoto et al. 1989)

Dans le cadre de cette étude, l'impact des variabilités anatomiques entre différents patients sur le comportement des prothèses d'arthroplastie n'a pas été évalué. Cette limitation pourrait être adressée dans une prochaine étude pour laquelle différentes unités fonctionnelles issues de segments anatomiques pourraient être utilisées.

IV.4 Analyse biomécanique de la charnière lombo-sacrée après arthroplastie

Cette seconde étude biomécanique fait suite à celle présentée dans le chapitre précédent, au cours de laquelle le comportement biomécanique de spécimens anatomiques lombaires intacts a été étudié. Cette nouvelle étude a pour objectif d'analyser le comportement biomécanique de segments anatomiques lombaires après la réalisation d'arthroplastie sur l'un des niveaux, dans un premier de temps à partir d'une approche expérimentale, puis dans un second temps à l'aide d'une approche numérique.

IV.4.1 Analyse expérimentale du rachis lombo-sacré instrumenté avec différents implants

La partie expérimentale de cette étude a pour but d'évaluer la réponse mécanique, notamment la modification d'amplitude articulaire de spécimens anatomiques lombaires suite à la réalisation d'une arthroplastie.

IV.4.1.1 Matériels et méthodes

Pour cette étude expérimentale réalisée au laboratoire d'anatomie de l'Université de Poitiers (ABS Lab), un spécimen rachidien lombaire a été sélectionné parmi ceux utilisés lors de l'étude précédente, qui concernait la charnière lombo-sacrée (L4-S1) intacte. Cet échantillon présente une hauteur discale correspondant à celle des deux modèles de prothèses (Prodisc-L et LP-ESP) fournies par les fabricants d'implants. Le segment anatomique utilisé est ainsi issu d'un donneur masculin âgé de 86 ans.

Le disque intervertébral ciblé par l'arthroplastie est le disque L4-L5. Ce niveau présente classiquement une très forte incidence de pathologies dégénératives de disques, près de 60 % des patients souffrant de ces pathologies étant atteints à ce niveau rachidien (Mostofi 2015).



Figure IV.5 – Échantillon rachidien lombosacré (L4-S1) sur lequel une arthroplastie a été réalisée au niveau L4-L5. La prothèse LP-ESP (Spine Innovations) a été implantée à ce niveau

L'arthroplastie a été pratiquée par le Dr. Abdollah Yassine Moufid, chirurgien orthopédique au CHU de Poitiers. Le protocole utilisé, présenté par la suite, correspond à celui préconisé par les fabricants pour l'implantation. La première étape de cette intervention consiste à réaliser une discectomie, donc de retirer le disque L4-L5. Les parties latérales du disque ont été préservées (Figure IV.5), afin de respecter les recommandations du fabricant qui conseille de ne pas retirer ces parties latérales des disques afin d'éviter que la prothèse Prodisc-L ne décoapte. Cela permet également de maintenir les implants en position, la stabilité secondaire ne pouvant pas être établie dans le cas de spécimens anatomiques. Afin de permettre l'implantation des prothèses, les ligaments longitudinaux antérieurs et postérieurs (LLA et LLP) ont été retirés. Pour s'adapter au mieux aux géométries des plateaux prothétiques, les plateaux vertébraux ont été avivés à l'aide d'un instrument appelé curette. Cela signifie qu'une exérèse du cartilage (retrait du plateau cartilagineux) a été effectuée afin d'atteindre la partie corticale de l'os vertébral. Dans le cas d'une arthroplastie réalisée sur un patient, cette étape présente aussi l'avantage de favoriser la repousse osseuse autour des plateaux prothétique, et donc favorise la stabilité secondaire. Enfin, chacune de ces étapes ayant été menée à bien, les implants ont été introduits dans l'espace intervertébral (Figure IV.5).

Dans le cadre de ces essais, le protocole de sollicitations est identique à celui employé pour l'étude des segments rachidiens lombosacrés intacts. Ainsi, le sacrum a été maintenu fixe tandis que des couples purs, permettant de reproduire des mouvements physiologiques sont appliqués sur la vertèbre L4. Les

chargements sont réalisés par le bras robotisé, et la valeur des couples imposée est de ±5 Nm. Le suivi des positions des vertèbres au cours de chaque mouvement est réalisé à l'aide de marqueurs réfléchissants disposés sur chacune d'entre elles, lesquels sont observés par un ensemble de caméras infrarouges haute résolution (système Qualisys). Afin de déterminer les amplitudes articulaires de chaque niveau vertébral, les angles de Cardan des repères associés à chacune des vertèbres sont calculés pour toutes les étapes de chargement.

Le spécimen utilisé pour cette étude faisant partie des spécimens dont le comportement a précédemment été caractérisé, une comparaison sera réalisée afin d'évaluer les modifications d'amplitudes articulaires après l'implantation de chacune des deux prothèses.

IV.4.1.2 Résultats

Les Figure IV.6 présente les amplitudes des mobilités observées au cours d'un mouvement de flexion-extension pour chaque unité fonctionnelle de l'échantillon, et permet de comparer les valeurs obtenues pour le segment intact, le segment implanté avec la Prodisc-L, et le segment implanté avec la LP-ESP. Les Figures IV.7 et IV.8 font de même, respectivement pour des mouvements d'inclinaison latérale et de rotation axiale.

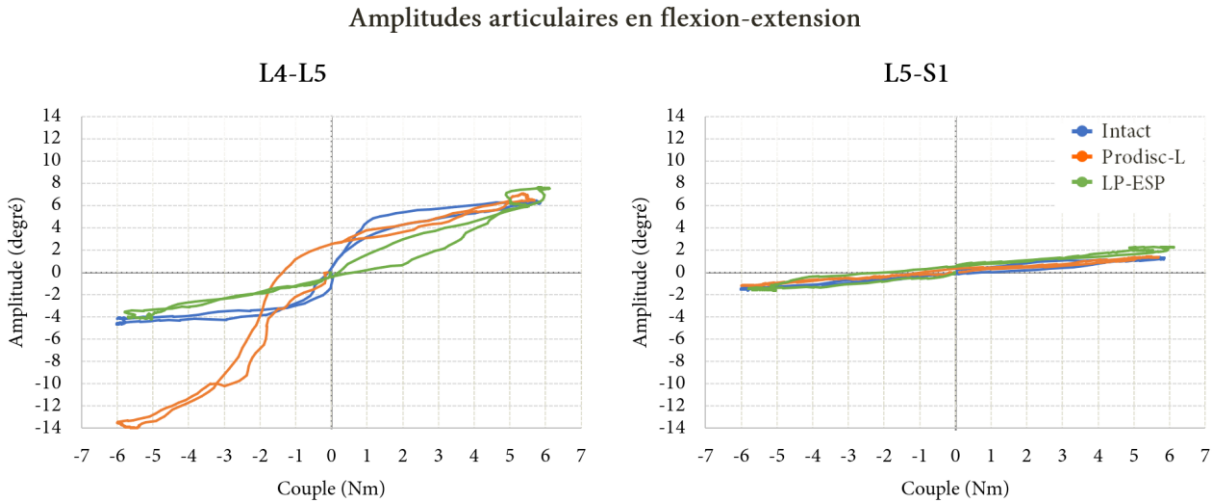

Figure IV.6 – Amplitudes articulaires expérimentales observées pour chacune des unités fonctionnelles de l'échantillon au cours d'un mouvement de flexion extension. Trois cas ont été considérés : segment intact (bleu), segment implanté avec Prodisc-L (orange), et segment implanté avec LP-ESP (vert) ; Extension à gauche, flexion à droite

Pour le premier mouvement, il est possible d'observer au niveau opéré que l'amplitude des mobilités en flexion est similaire pour chacun des spécimens, avec une valeur de près de 6°. En extension, il semble que le comportement de la prothèse LP-ESP se rapproche de celui du disque naturel, avec une amplitude observée de 4°. Toutefois, alors que pour le disque nous pouvons distinguer les zones neutres et élastiques, le comportement observé pour la prothèse LP-ESP semble linéaire. Pour la Prodisc-L, l'amplitude articulaire est augmentée de plus de 200 %, avec un angle mesuré à 14°. Pour le niveau adjacent, chaque spécimen présente le même comportement, ce qui est attendu du fait que nous appliquons des couples purs sur les échantillons. L'angle observé à ce niveau est de ±2°.

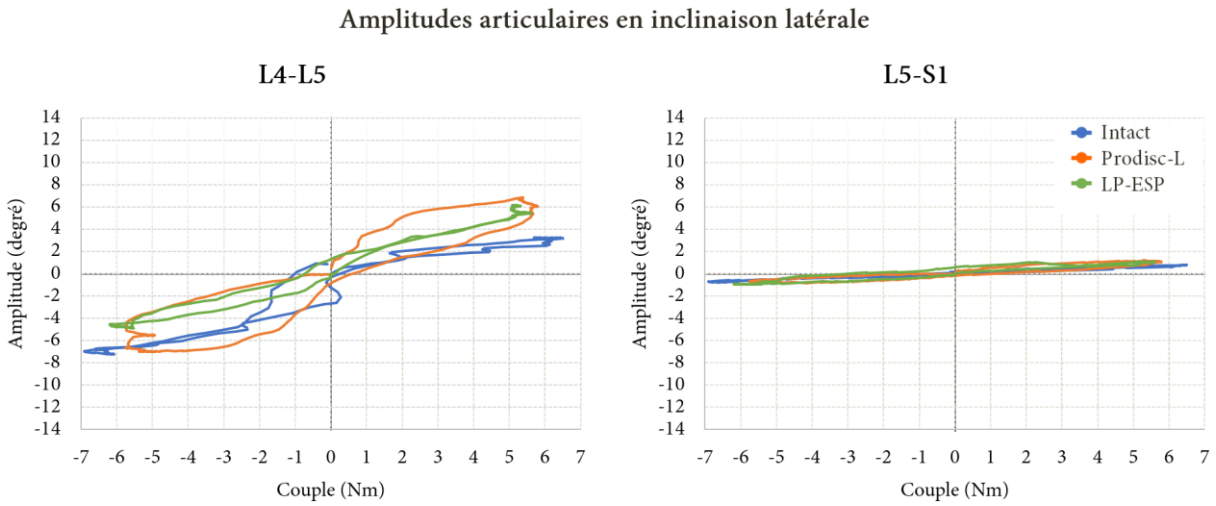

Figure IV.7 – Amplitudes articulaires expérimentales observées pour chacune des unités fonctionnelles de l'échantillon au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale. Trois cas ont été considérés : segment intact (bleu), segment implanté avec Prodisc-L (orange), et segment implanté avec LP-ESP (vert) ; Inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite

Pour le mouvement d'inclinaison latérale, nous observons que l'amplitude articulaire globale du mouvement est similaire au niveau L4-L5 pour l'échantillon intact et l'échantillon instrumenté avec la prothèse LP-ESP, avec un angle total observé de près de 10°. Dans le cas du segment anatomique opéré avec la Prodisc-L, il est possible de remarquer que l'amplitude totale de ce mouvement a augmenté, l'étendue de ce mouvement passant alors à 12°. Au niveau adjacent, un angle de ±1° est observé pour chacun des cas considérés.

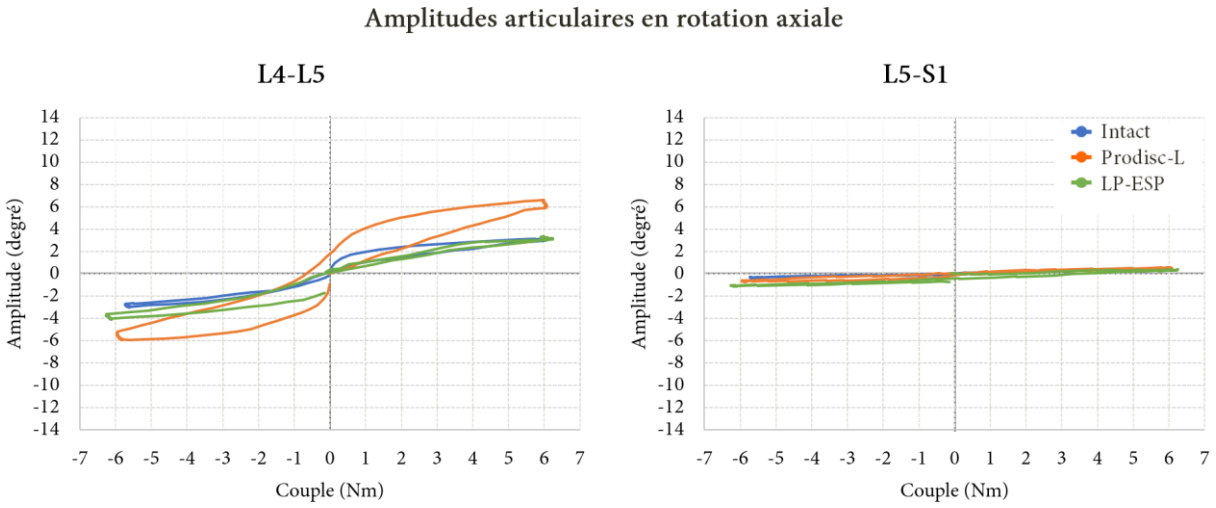

Figure IV.8 – Amplitudes articulaires expérimentales observées pour chacune des unités fonctionnelles de l'échantillon au cours d'un mouvement de rotation axiale. Trois cas ont été considérés : segment intact (bleu), segment implanté avec Prodisc-L (orange), et segment implanté avec LP-ESP (vert) ; Rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite

Durant le mouvement de rotation axiale, nous observons au niveau opéré que le spécimen dans lequel la Prodisc-L a été implantée est le plus mobile, avec un angle total de mouvement de 12°, contre près de 6° pour les autres cas étudiés. Au niveau L5-S1, chaque échantillon présente une amplitude similaire avec un angle de près de ±1°.

Pour chacun des trois mouvements réalisés, nous avons pu remarquer que bien que les courbes présentent des allures différentes, les amplitudes atteintes par le disque naturel et la LP-ESP sont comparables. Pour la Prodisc-L, il a pu être constaté que les amplitudes sont supérieures au niveau implanté pour chaque mouvement, ce qui pourrait causer une augmentation des pressions de contact entre les facettes articulaires de ce niveau. Cela est difficilement vérifiable expérimentalement, mais il est possible de vérifier cette hypothèse en utilisant les modèles éléments finis développés dans le chapitre précédent.

IV.4.2 Étude numérique du rachis lombo-sacré instrumenté avec différents implants

Un certain nombre d'études ont permis de mettre en avant les bénéfices de l'arthroplastie (TDR) en comparaison de la fusion osseuse, à savoir des durées de convalescence réduites, la préservation des mobilités du niveau opéré, une meilleure restauration de la hauteur de l'espace intervertébral, ou encore la préservation des structures postérieures des niveaux adjacents (Gamradt et Wang 2005; Harrop et al. 2008; S.-H. Chen et al. 2009; Formica et al. 2017).

Toutefois, bien que l'utilisation de l'arthroplastie semble prévenir l'apparition de syndromes adjacents (dégénérescence des niveaux adjacents suite à une opération de fusion vertébrale), certaines études ont pu démontrer que près de 34 % des patients sur lesquelles une arthroplastie lombaire a été pratiquée développent de l'arthrose facettaire au niveau opéré dans les deux ans suivant l'opération ((M.-H. Shin et al. 2013; Furunes et al. 2020). L'arthrose facettaire peut être source d'inconfort, voire de très forte douleurs chez le patient (Gellhorn, Katz, et Suri 2013). Dans ce cas, une reprise chirurgicale doit être effectuée afin de stabiliser le niveau impacté, ce qui augmente le risque de complications pour le patient (Patel et al. 2008).

Afin de prévenir l'apparition d'arthrose facettaire, il convient d'en identifier les causes d'un point de vue biomécanique. Depuis plusieurs années, de nombreuses études numériques, basées sur la méthode des éléments finis, ont été réalisées pour analyser les réponses mécaniques associées à des troubles du rachis lombaire (D. S. Shin, Lee, et Kim 2007; Schmidt et al. 2012). Certaines études, qu'elles soient expérimentales ou numériques, ont pu mettre en avant d'importantes augmentations à la fois des chargements dans les facettes articulaires mais aussi de l'amplitude articulaire au niveau opéré à la suite d'un TDR (Hans-Joachim Wilke et al. 2012; Choi, Shin, et Kim 2017).

Il n'est toutefois pas clairement établi si des prothèses d'arthroplastie appartenant à différentes familles d'implants peuvent impliquer différents effets de chargements sur les facettes articulaires au niveau opéré et au niveau adjacent. Ainsi, l'étude numérique développée dans ce manuscrit vise à évaluer les effets mécaniques de la réalisation d'un TDR sur les facettes articulaires lombaires pour différents types de prothèses.

Nous commencerons tout d'abord par présenter les modèles éléments finis développés dans le cadre de cette étude. Ensuite, nous présenterons les conditions aux limites imposées et nous détaillerons les conditions de contact entre les différents corps constituant ces modèles. Enfin, nous présenterons les résultats de cette étude numérique.

IV.4.2.1 Développement du modèle éléments finis de segments rachidiens lombaires opérés par arthroplastie

La première étape du développement des modèles éléments finis des segments rachidiens lombaires opérés par arthroplastie a consisté à modéliser les deux prothèses utilisées lors des parties précédentes, la Prodisc-L et la LP-ESP (Figure IV.9). Pour la Prodisc-L, les quilles présentes sur les plateaux n'ont pas été modélisées (Figure IV.9-a). Pour la LP-ESP, les picots permettant l'accroche aux plateaux vertébraux n'ont pas été modélisés, et les géométries internes de l'implant ont été simplifiées (Figure IV.9-b). Ces modifications sont mises en place principalement pour améliorer la convergence des calculs, en évitant l'apparition de singularités liées aux géométries des prothèses.

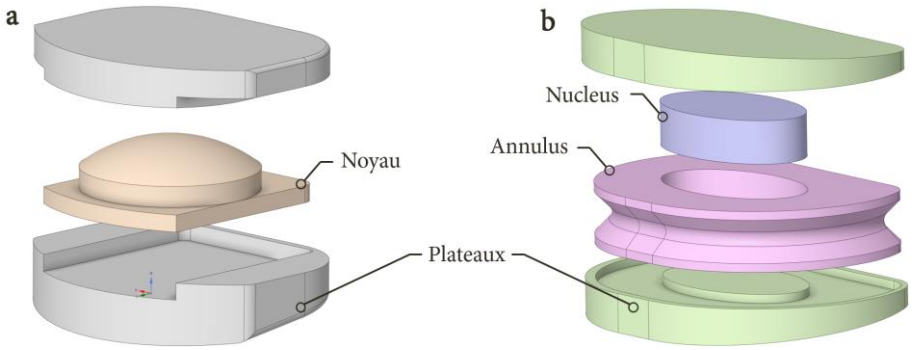

Figure IV.9 – Détails des modèles simplifiés de chaque prothèse ; a) Prodisc-L (Centinel Spine) ; b) LP-ESP (Spine Innovations)

Dans le cadre de cette étude numérique, trois groupes de segments anatomiques rachidiens ont été définis :

- Groupe 1 : Modèles numériques de segments intacts, utilisés comme référence
- Groupe 2 : Modèles numériques de segments instrumentés avec la prothèse Prodisc-L
- Groupe 3 : Modèles numériques de segments instrumentés avec la prothèse LP-ESP

Les résultats du groupe 1 ont été obtenus au cours de l'étude numérique du chapitre 3. Ces résultats serviront de point de comparaison pour évaluer l'effet des deux implants d'arthroplastie sur le comportement biomécanique des segments rachidiens.

Les modèles de segments rachidiens opérés par arthroplastie ont été développés en se basant sur les modèles de segments rachidiens intacts présentés dans la partie III.4.2. Toutefois, seuls deux des quatre modèles intacts ont été utilisés, les dimensions des implants n'étant pas adaptées aux échantillons exclus. L'utilisation de deux échantillons différents permet tout de même d'évaluer l'effet des variabilités anatomiques sur les résultats obtenus. Les spécimens utilisés dans cette étude numériques sont issus de donneurs masculins âgés de 77 ans et 86 ans. Pour la suite de ce travail, ces spécimens seront respectivement désignés « échantillon 1 » et « échantillon 2 ». Il convient de noter que l'échantillon 2 correspond au spécimen anatomique utilisé dans la partie expérimentale de cette étude (partie IV.4.1). Une comparaison des résultats numériques et expérimentaux pour ce segment rachidien pourra ainsi être effectuée.

Afin de simuler l'arthroplastie sur les modèles numériques, le disque L4-L5 a été partiellement retiré, pour développer les modèles instrumentés avec la Prodisc-L (Figure IV.10-b), ou totalement retirés dans le cas des modèles avec la LP-ESP (Figure IV.10-c). En outre, les ressorts utilisés dans les modèles intacts pour modéliser le comportement des ligaments longitudinaux antérieurs et postérieurs (LLA et LLP) ont été supprimés à ce niveau, similairement à ce qui a été effectué dans la partie expérimentale. Les autres ligaments ont été préservés, et sont modélisés à l'aide de ressorts dont la rigidité a été déterminée à partir des courbes de contrainte/déformation présentées dans la littérature (Shirazi-Adl, Ahmed, et Shrivastava 1986).

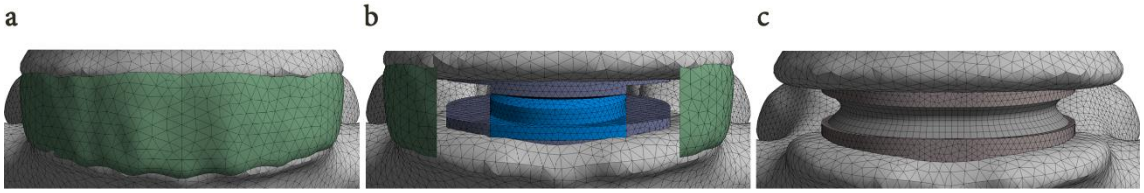

Figure IV.10 – Présentation des différents modèles ; a) Modèles intact, utilisés comme références, identifiés comme « groupe 1 » ; b) Modèles instrumentés avec la Prodisc-L, identifiés comme « groupe 2 » ; c) Modèles instrumentés avec la LP-ESP, identifiés comme « groupe 3 »

Les propriétés matériaux des différentes structures sont identiques pour tous les modèles. Les matériaux utilisés pour modéliser les implants sont issue de la base de données du logiciel Ansys Mechanical (Version 2023R1, Ansys, Canonsburg, Pennsylvanie, États-Unis), à l'exception du Bionate 80A qui compose l'annulus de la LP-ESP. Les propriétés mécaniques de ce matériau ont été déterminées à partir d'essais expérimentaux présentés dans littérature (Nic An Ghaill et Little 2008). Le Tableau IV-6 présente les propriétés mécaniques de l'ensemble des matériaux utilisés dans les modèles.

Composant	Module de Young (E, MPa)	Coefficient de Poisson (ν)	Référence
Structures osseuses	12000	0,3	(Park, Kim, et Kim 2013)
Plateaux cartilagineux	23,8	0,42	(Finley et al. 2018)
Cartilages articulaires	10	0,3	(John, Saravana Kumar, et Yoganandan 2019
Annulus fibrosus	2	0,45	(Lavaste et al. 1992)
Nucleus pulposus	1	0,49	(D. S. Shin, Lee, et Kim 2007)
Prodisc-L (Plateaux) : CoCrMo	187000	0,3	
Prodisc-L (Noyau) : UHMWPE	927,9	0,42	
LP-ESP (Plateaux) : Ti-6Al-4V	107000	0,32	
LP-ESP (Nucleus) : Silicone	23,9	0,49	
LP-ESP (Annulus) : Bionate 80A	3,9	0,47	(Nic An Ghaill et Little 2008)
Ligaments			
Ligament longitudinal antérieur (LLA)			
Ligament longitudinal postérieur (LLP)			
Ligaments jaunes (LJ)	Courbes de contrainte / déformation calibrées		
Ligaments intertransversaires (LIT)	à partir d'essais expérimentaux		(Shirazi-Adl, Ahmed, et Shrivastava 1986)
Ligament interépineux (LIE)			
Ligament supraépineux (LS)			
Capsule ligamentaire (CL)			

Tableau IV-6 – Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour le développement des modèles de segments rachidiens opérés par arthroplastie lombaire

IV.4.2.2 Application des conditions aux limites et choix des contacts

Pour les modèles des groupes 2 et 3, deux cas de sollicitations ont été envisagés. Dans un premier temps, des **couples purs ont été appliqués sur la vertèbre L4** afin de reproduire des mouvements physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. Les valeurs de ces

couples ont été fixées à ±7,5 Nm. Toutefois, il est important de noter que pour le patient, le principal objectif de l'**arthroplastie** est la **restauration des amplitudes articulaires** rachidiennes, lui permettant de réaliser des mouvements de la vie quotidienne. Dans un second temps, des **déplacements ont été imposés** sur la vertèbre supérieure de chacun des spécimens, pour les groupes 2 et 3. Ces déplacements sont issus des simulations réalisées pour le groupe 1 (étude du chapitre précédent sur les segments rachidiens intacts), et correspondent aux déplacements, pour chacun des mouvements réalisés, de la vertèbre L4 des spécimens intacts. De ce fait, ce mode de chargements permet d'obtenir la même amplitude articulaire globale pour les échantillons des différents groupes, seule la répartition des mobilités entre les deux unités fonctionnelles considérées sont modifiées.

Pour ces différentes situations de chargements, le sacrum était maintenu fixe. Les contacts entre les différentes structures anatomiques sont les mêmes que pour l'étude présentée dans la partie III.4.2. Ainsi, afin de modéliser le comportement des facettes articulaires, une condition de contact sans frottement a été supposée entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes. Pour les autres corps, des conditions de contact rigides ont été supposées. Pour modéliser le comportement de la prothèse Prodisc-L, le plateau inférieur et le noyau étaient liés, tandis qu'une condition de contact sans frottement a été supposée entre le noyau et le plateau supérieur. Pour la prothèse LP-ESP, les mobilités étant la conséquence de déformations de pièces souples et non de déplacements relatifs entre différentes pièces, chacune des parties composant cet implant a été supposée rigidement liée les unes aux autres.

IV.4.2.3 Discrétisation des géométries

Le maillage généré pour discrétiser les géométries des spécimens anatomiques est le même que celui employé dans l'étude numérique de la partie III.4.2 concernant les segments rachidiens intacts. Pour les structures anatomiques, un maillage basé sur des éléments TET10 a été utilisé. Pour les parties postérieures des vertèbres ainsi que sur les cartilages articulaires, une taille d'éléments de 1 mm a été imposée, tandis qu'une taille de 2 mm a été choisie pour les autres corps. Une taille d'éléments de 1 mm a été imposée pour les maillages des deux prothèses (Figure IV.10).

IV.4.2.4 Traitement des données

Pour déterminer les amplitudes articulaires calculées pour chacun des groupes, les positions de quatre points présents sur la vertèbre L4 des différents échantillons ont été suivies durant chaque mouvement. Un repère associé à chaque vertèbre a alors été créé, et les orientations de ces repères ont été obtenues à chaque étape de chargement par le calcul des angles de Cardan.

Aussi, nous nous sommes intéressés aux pressions de contact dans les facettes articulaires, de même qu'aux glissements entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes. Ces glissements représentent les déplacements tangentiels relatifs entre ces corps. Enfin, pour estimer les effets mécaniques liés à la durabilité des zones de contact, le travail mécanique a été calculé en intégrant les produits des pressions et glissements sur la surface de la zone de contact.

Afin de s'affranchir des variabilités anatomiques entre les échantillons, qui peuvent induire d'importantes différences au niveau des valeurs observées pour chacune de grandeurs étudiées, les résultats ont été standardisés. Cette approche permet de rassembler les résultats des différents échantillons en raisonnant en termes de pourcentage d'évolution par rapport aux résultats du groupe 1, donc à des spécimens intacts.

IV.4.2.5 Résultats

Amplitudes articulaires calculées numériquement

La Figure IV.11 présente les amplitudes articulaires calculées pour les échantillons de chaque groupe, pour un couple imposé de 7,5 Nm. Pour les deux groupes opérés par arthroplastie (groupes 2 et 3), l'évolution des mobilités est similaire par rapport aux résultats du groupe 1, et ce pour les deux échantillons. Au cours du mouvement de flexion, l'amplitude articulaire des groupes 2 et 3 semble réduite au niveau opéré par rapport à celle des spécimens intacts, cette diminution étant de 7 % pour le groupe 2, et de 27 % pour le groupe 3. Le groupe 2 présente des mobilités supérieures pour les mouvements d'extension (+126 %), d'inclinaison latérale (+64 %) et de rotation axiale (+34 %). Les amplitudes articulaires calculées pour le groupe 3 ont diminué par rapport au groupe 1 pour chacun des mouvements. Cette réduction angulaire est de 28 % en extension, de 56 % en inclinaison latérale, et de 37 % en rotation axiale. Au niveau adjacent, aucune différence d'amplitude n'est observée entre les échantillons de chacun des trois groupes.

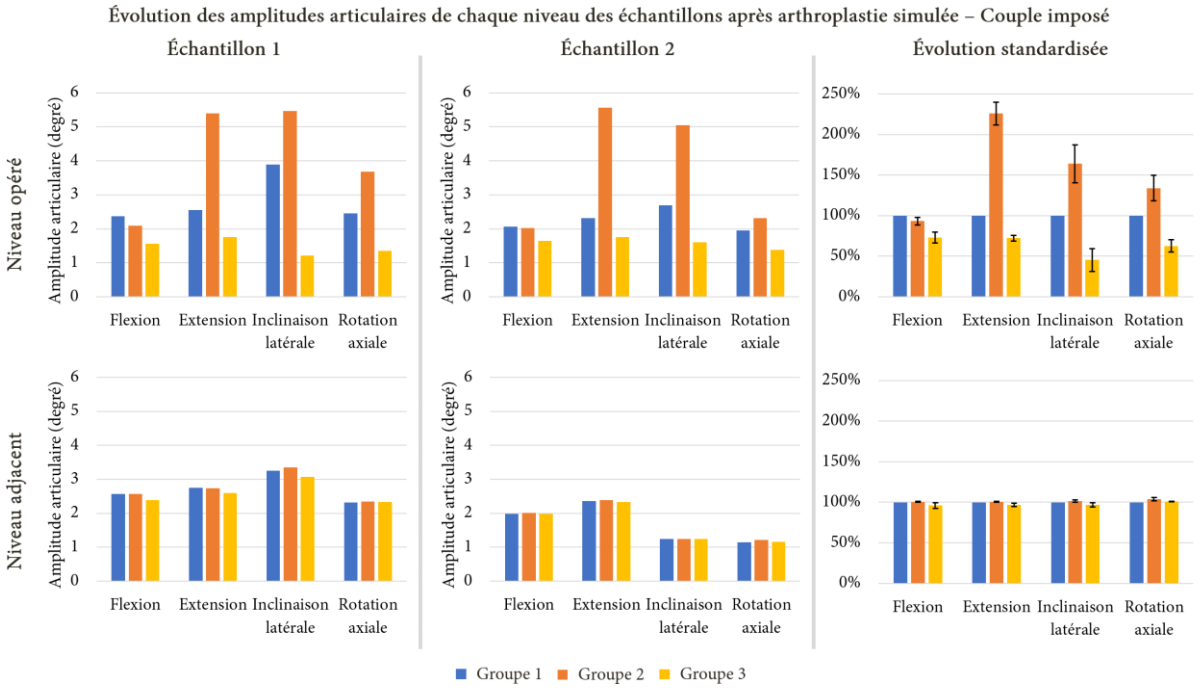

Figure IV.11 – Évolution des amplitudes articulaires calculées à chaque niveau vertébral lors de l'application de couples purs sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

La Figure IV.12 montre les amplitudes articulaires lors de l'application d'un déplacement permettant de reproduire les mouvements identifiés sur les échantillons intacts. Avec cette configuration de chargements, peu voire pas de différences ont été observées entre les amplitudes du niveau opéré et du niveau adjacent dans le groupe 2 au cours des mouvements de flexion et de rotation axiale. Une augmentation des mobilités est observée pour l'extension (+25 %) et l'inclinaison latérale (+16%) au niveau opéré, tandis qu'au niveau adjacent, il est possible de remarquer une diminution de 25 % et 28 % pour ces mêmes mouvements. Pour le groupe 3, nous constatons une diminution de l'amplitude de chacun des mouvements au niveau opéré. Cette diminution est de 14 % en flexion, de 17 % en extension et en rotation axiale, et de 30 % en inclinaison latérale. Au niveau adjacent, en revanche, une

augmentation des mobilités a lieu pour chacun de ces mouvements, avec +12 % en flexion, +14 % en extension, et +24 % en inclinaison latérale et en rotation axiale.

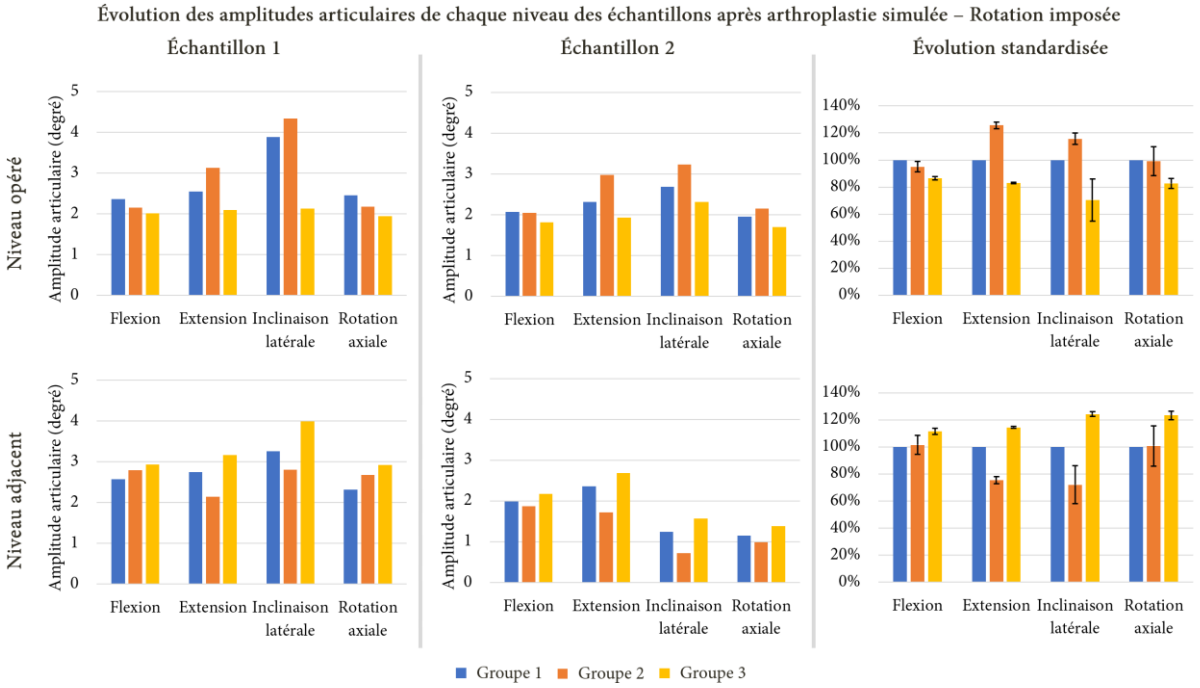

Figure IV.12 – Évolution des amplitudes articulaires calculées à chaque niveau vertébral lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

Le Tableau IV-7 présente les valeurs de couple relevées pour les modèles de segments opérés par arthroplastie lors de l'application du mouvement global identique à celui des échantillons intacts. Pour le groupe 2, nous observons que pour la flexion et la rotation axiale, la valeur du couple est semblable à celle du groupe 1. Pour l'extension cette valeur est fortement réduite, alors que l'amplitude globale du mouvement est similaire à celle du groupe 1. Pour l'inclinaison latérale, la valeur du couple est plus élevée dans le cas de l'échantillon 1, tandis que pour l'échantillon 2 cette valeur est fortement réduite, témoignant des variabilités anatomiques entre chacun des spécimens conduisant à des différences de comportement mécanique. Pour le groupe 3, il est observé une augmentation de la valeur de couple pour reproduire les mouvements du groupe 1. Cela est en accord avec le fait que lors de l'application d'un couple pur de même intensité pour chaque spécimen, l'amplitude constatée pour le groupe 3 était réduite.

Groupe	Échantillon 1				Échantillon 2			
	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale
Groupe 1	7.5 Nm	7.5 Nm	7.5 Nm	7.5 Nm	7.5 Nm	7.5 Nm	7.5 Nm	7.5 Nm
Groupe 2	7.2 Nm	3.8 Nm	9.4 Nm	7.7 Nm	7.4 Nm	4.1 Nm	2.8 Nm	5.6 Nm
Groupe 3	10.1 Nm	10.1 Nm	12.9 Nm	11.1 Nm	13.1 Nm	13.1 Nm	10.0 Nm	10.5 Nm

Tableau IV-7 – Valeurs de couple observées pour chacun des mouvements réalisés lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons

Effets mécaniques de l'arthroplastie au niveau des facettes articulaires

La Figure IV.13 présente la répartition des pressions de contact au niveau des facettes articulaires de chaque niveau de l'échantillon 1 durant l'application de déplacements imposés. La Figure IV.14 montre la répartition des glissements entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes pour l'échantillon 1, et ce pour la même configuration de sollicitation. Ces résultats montrent que la répartition des pressions et glissements dans les facettes articulaires pour les groupes 2 et 3 sont semblables à celles observées pour le groupe 1 au cours des mouvements d'inclinaison latérale et de rotation axiale. Pour le groupe 2, il semble que les zones de contact soient similaires à celles du groupe 1 au cours du mouvement de flexion, bien qu'une augmentation des valeurs de pression et de glissement soit constatée au niveau opéré. Au cours du mouvement d'extension, du fait de l'augmentation de l'amplitude des mobilités au niveau opéré, le contact au niveau de la facette articulaire gauche n'a pas été maintenu, ce qui explique qu'il n'est pas possible d'observer de pression et de glissements lors de ce mouvement. Pour le groupe 3, il est possible de remarquer que les zones de contact sont comparables à celles du groupe 1, bien qu'une augmentation des pressions de contacts et déplacements tangentiels relatifs dans les facettes articulaires du niveau adjacent soit observée pour chacun des quatre mouvements réalisés.

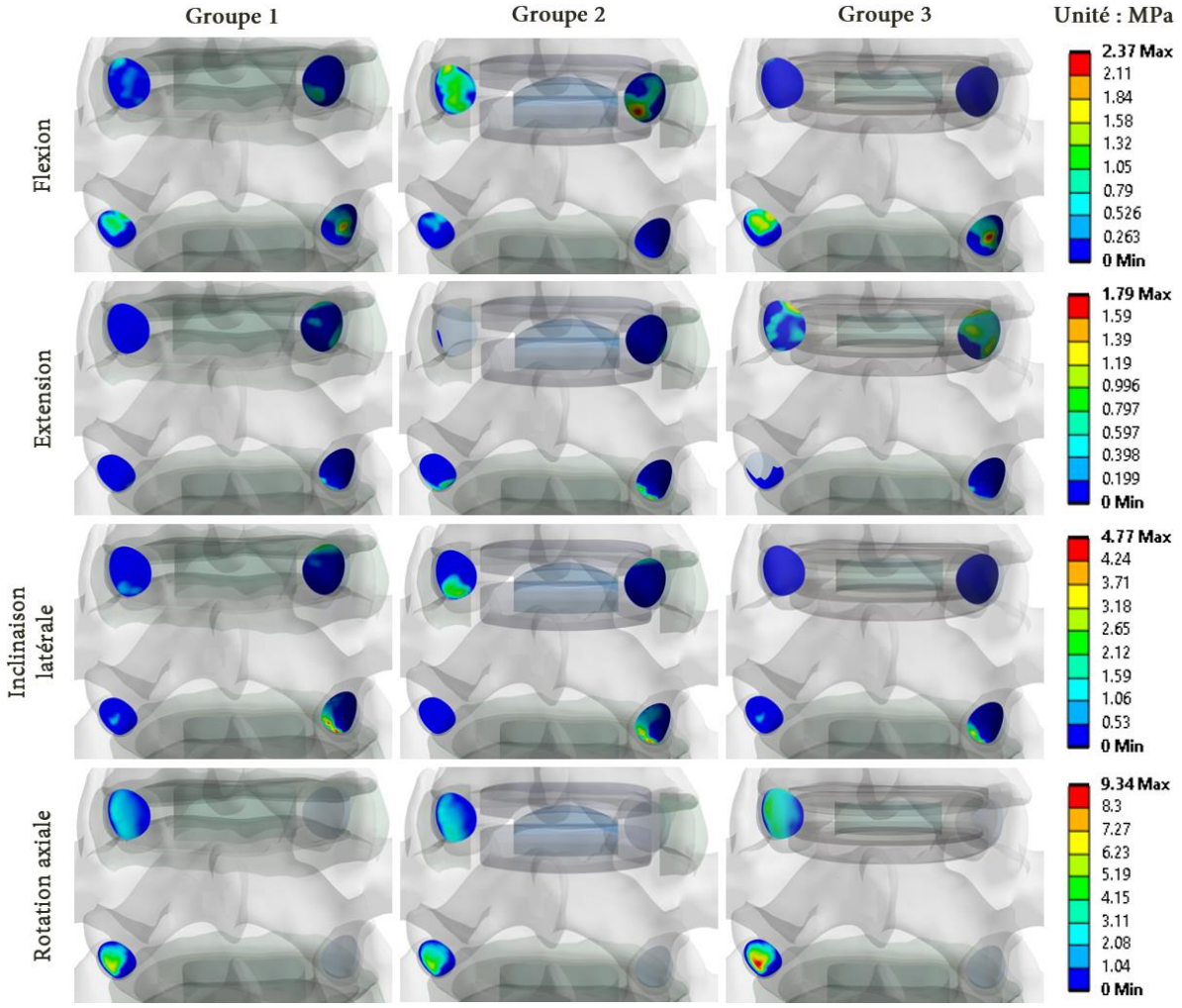

Figure IV.13 – Répartition des pressions de contact dans les facettes articulaires de l'échantillon 1 durant l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

Les Figures IV.13 et IV.14 permettent de constater que bien que les zones de contact soient globalement les mêmes pour chacun des groupes pour un mouvement donné, il existe de fortes disparités entre les valeurs des pressions de contact et de glissements entre les trois groupes étudiés. Alors que les valeurs observées pour le groupe 3 sont semblables à celles du groupe 1, une augmentation de des valeurs maximales est remarquée au niveau opéré pour le groupe 2, et ce pour chacun des mouvements réalisés. Néanmoins, au niveau adjacent, les valeurs maximales de pression et de glissement sont réduites. Cela semble ainsi indiquer qu'un transfert des efforts à lieu entre le niveau adjacent et le niveau opéré, ce qui a pu être précédemment observé pour les amplitudes articulaires. Ces observations suggèrent que le type de prothèse choisi par le chirurgien pour réaliser l'arthroplastie peut fortement affecter la répartition ainsi que les valeurs maximales des pressions de contact et des glissements dans les facettes articulaires du niveau opéré et du niveau adjacent. Cela pourrait avoir un impact sur l'endommagement à long terme des facettes articulaires.

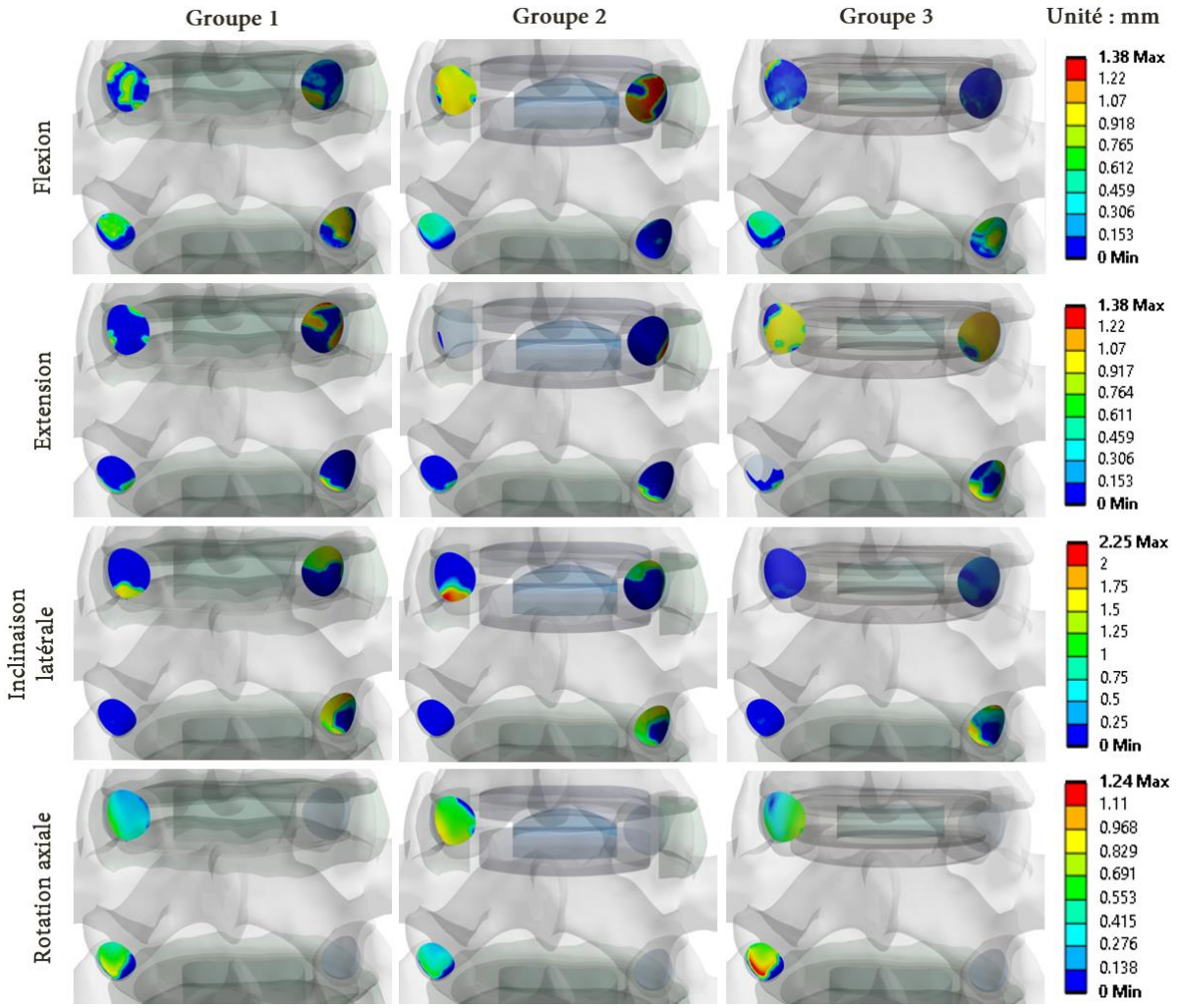

Figure IV.14 – Répartition des glissements entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes de l'échantillon 1 durant l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

Les Figures IV.15 et IV.16 présentent respectivement la répartition des pressions de contacts et les déplacements tangentiels relatifs dans les facettes articulaires pour chacun des niveaux de l'échantillon

2. Ces résultats montrent que pour les trois groupes, la répartition des pressions et des glissements dans les facettes articulaires est globalement similaire, en particulier pour les mouvements de flexion et de rotation axiale. Pour l'extension, il est possible de remarquer pour le groupe 2 que le contact n'a pas été maintenu au cours du mouvement pour la facette articulaire gauche du niveau opéré. Comme pour le cas de l'échantillon 1, cela est certainement lié à l'augmentation de l'amplitude pour ce mouvement à ce niveau. Concernant les résultats du groupe 3, bien que la répartition des pressions et des glissements semble très proche de celle observée pour le groupe 1, une augmentation des valeurs maximales est observée au niveau adjacent.

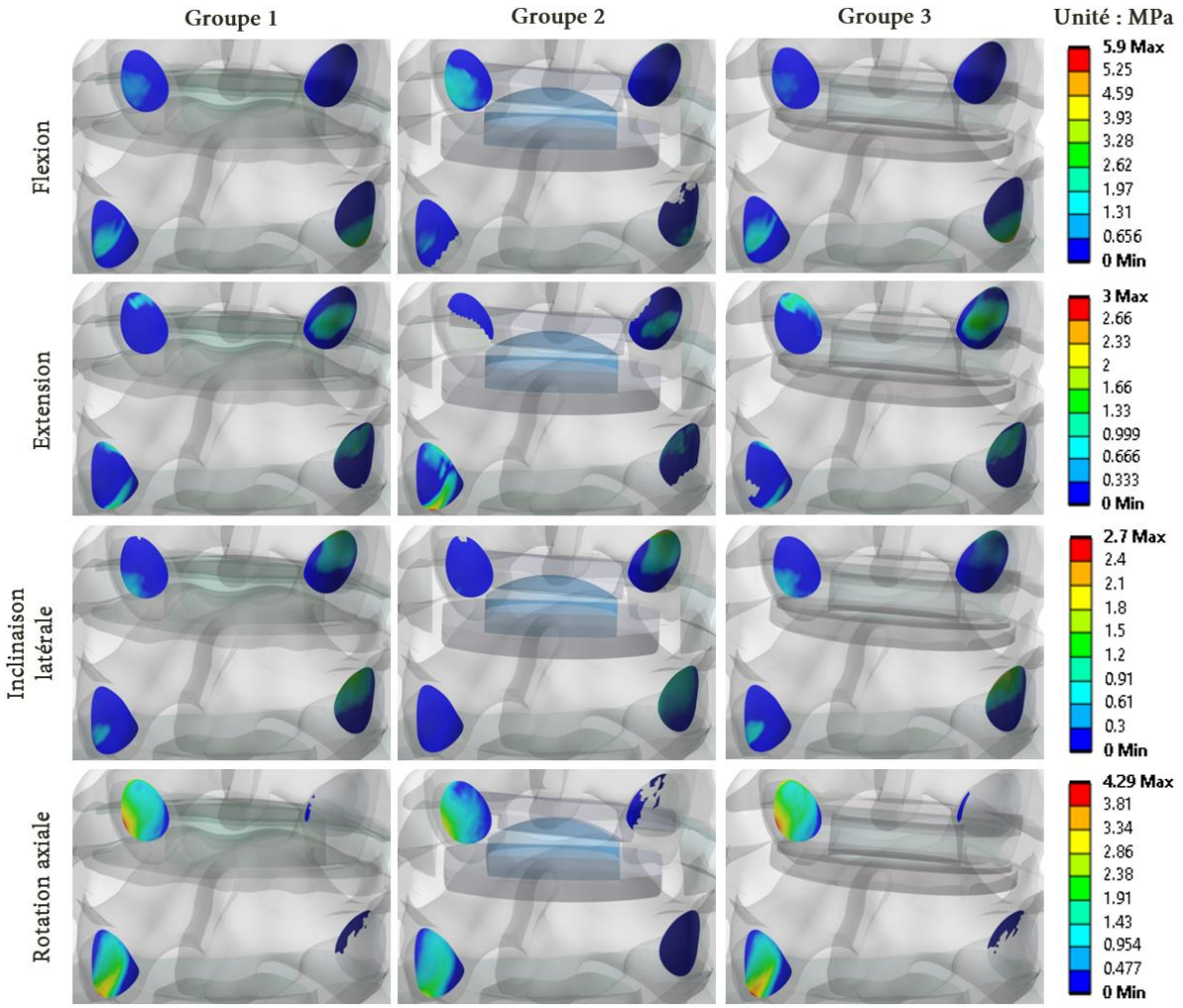

Figure IV.15 – Répartition des pressions de contact dans les facettes articulaires de l'échantillon 2 durant l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

Ces résultats mettent en avant que pour chacun des groupes traités par arthroplastie, l'évolution de la répartition des pressions de contact et des glissements dans les facettes articulaires est similaire pour chacun des deux échantillons considérés. Toutefois, d'importantes différences sont constatées au niveau des valeurs maximales. Cela témoigne des variabilités anatomiques entre chacun des spécimens rachidiens utilisés dans le cadre de cette étude biomécanique.

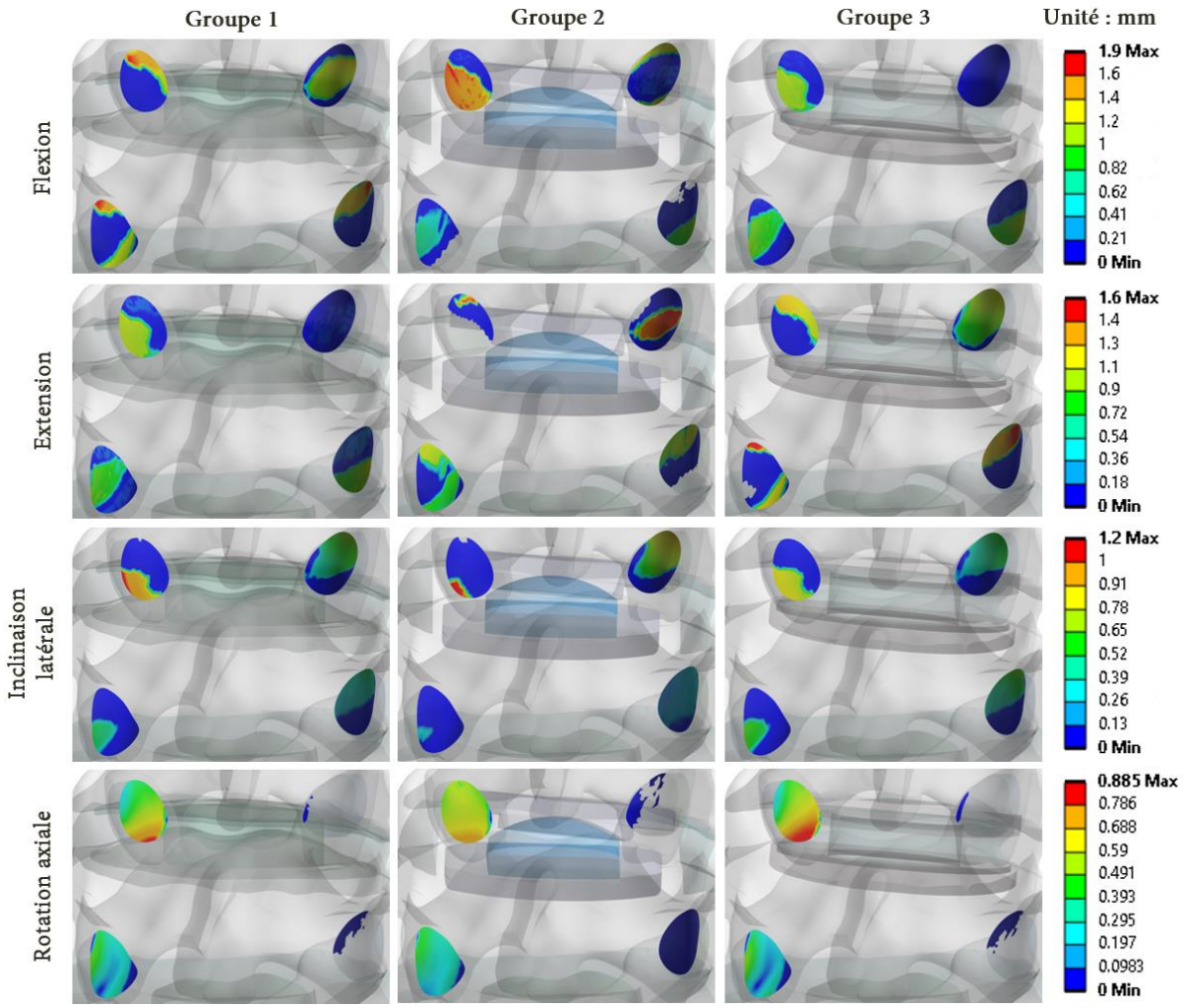

Figure IV.16 – Répartition des glissements entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes de l'échantillon 1 durant l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

La Figure IV.17 présente l'évolution de la valeur moyenne des pressions de contact pour les modèles opérés par arthroplastie au cours de la réalisation de mouvements de flexion, d'extension, d'inclinaison latérale, et de rotation axiale, et ce pour le niveau opéré et le niveau adjacent. Nous remarquons que pour chacun des échantillons, l'évolution de la pression suit la même tendance. Toutefois, il existe des différences importantes entre les valeurs calculées pour l'échantillon 1 et l'échantillon 2, du fait des variabilités anatomiques entre ces spécimens. Il est ainsi possible de remarquer que dans le cas de l'échantillon 1, les écarts de pressions entre chacun des groupes sont bien plus importants que dans le cas de l'échantillon 2, et cela aux deux niveaux considérés.

Afin de s'affranchir de ces disparités en termes de valeurs, nous avons standardisé l'évolution de la pression (Figure IV.17). Nous observons ainsi qu'au niveau opéré, le groupe 2 présente des valeurs de pression de contact supérieures à celles du groupe 1, en particulier lors de mouvements de flexion (+300 %) et d'inclinaison latérale (+35 %). Cependant, au cours des mouvements d'extension et de rotation axiale, une diminution de la valeur moyenne de pression est constatée, cette baisse atteignant respectivement 55 % et 27 %. Au niveau adjacent, la pression semble diminuer durant la flexion (-74 %) et la rotation axiale (-26%), alors qu'elle augmente fortement dans le cas de l'extension (+196 %).

Pour le groupe 3, nous constatons qu'au niveau opéré, la pression de contact dans les facettes articulaires augmente fortement durant l'extension (+288 %) et la rotation axiale (+40%). Une diminution est toutefois observée pour les autres mouvements, avec -62 % en flexion et -65 % en rotation axiale. Au niveau adjacent, la pression semble augmenter pour les mouvements de flexion et d'inclinaison latérale, avec respectivement +39 % et +19%. Pour les deux autres mouvements, les résultats sont proches de ceux obtenus pour le groupe 1.

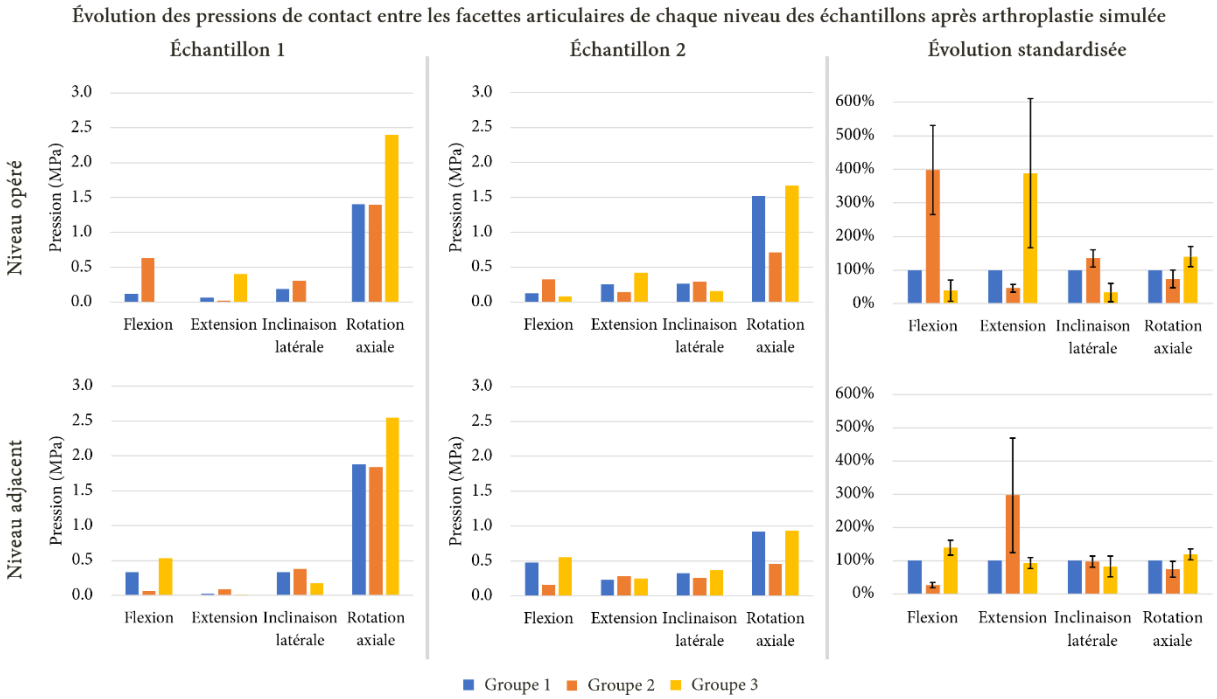

Figure IV.17 – Évolution des pressions de contact moyennes calculées à chaque niveau vertébral lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

La Figure IV.18 montre l'évolution de la valeur moyenne des glissements dans les facettes articulaires lors de la réalisation de différents mouvements pour les modèles opérés par arthroplastie. Pour le groupe 2, nous remarquons une augmentation du glissement au niveau opéré pour les mouvements de flexion (+146 %) et de rotation axiale (+28 %), tandis que des diminutions de 31 % et 10 % sont notées, respectivement en extension et inclinaison latérale. Au niveau adjacent, les valeurs moyennes des glissements semblent réduites pour chacun des mouvements, allant de -12 % en extension à -50 % en flexion. Pour le niveau opéré du groupe 3, il est possible de constater que le glissement est fortement augmenté au cours de l'extension (+112 %) et de la rotation axiale (+20 %). Pour la flexion et l'inclinaison latérale, une diminution du glissement a lieu, avec respectivement -28 % et -40 %. Enfin, au niveau adjacent, nous remarquons une augmentation pour le mouvement d'extension (+107 %), tandis que pour tous les autres mouvements, les résultats sont similaires à ceux du groupe 1.

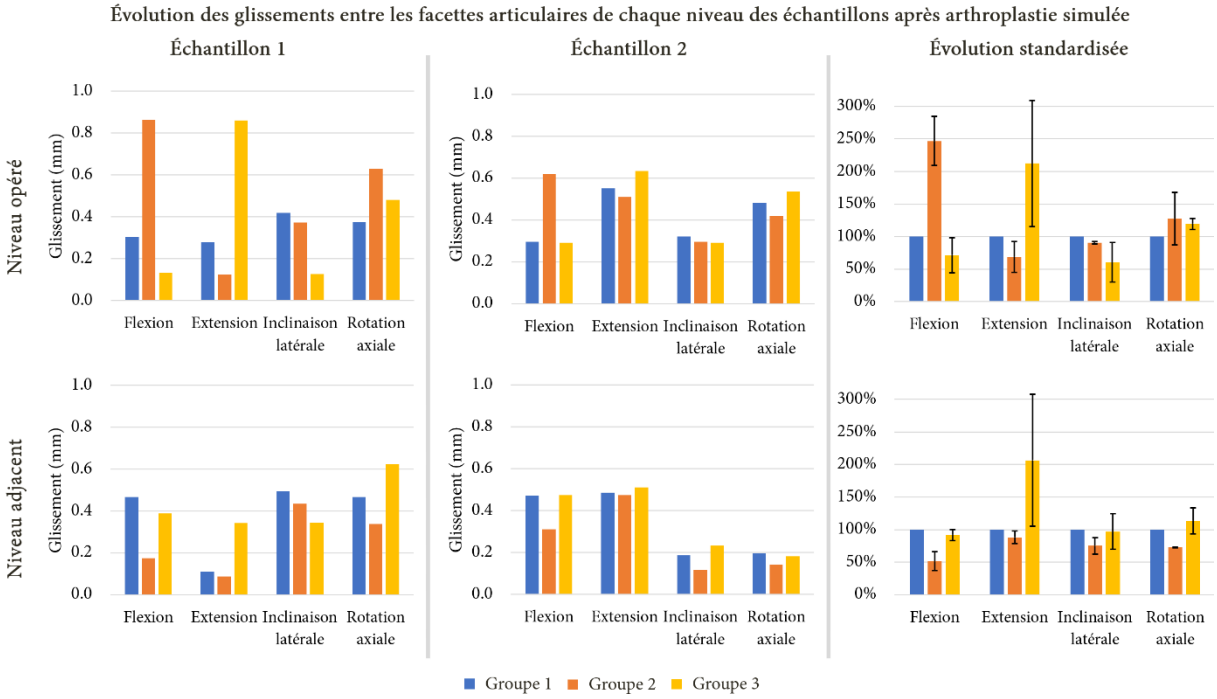

Figure IV.18 – Évolution des glissements moyens entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes calculés à chaque niveau vertébral lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

La Figure IV.19 présente l'évolution du travail mécanique dans les facettes articulaires pour différents mouvements physiologiques, et ce pour les deux groupes de modèles opérés par arthroplastie. Une augmentation du travail semble avoir lieu au niveau opéré du groupe 2 comparativement aux groupes 1 et 3, en particulier pour des mouvements de flexion (+706 %) et d'inclinaison latérale (+16%). En extension, une diminution de 25 % est constatée, tandis que pour la rotation axiale, les résultats sont semblables à ceux du groupe 1. Pour le niveau adjacent, une diminution de la valeur moyenne du travail mécanique est observée pour la flexion (-68 %), l'inclinaison latérale (-66 %) et la rotation axiale (-34 %), tandis que l'extension, cette valeur augmente fortement (+145 %). Nous observons pour le groupe 3 une augmentation du travail mécanique au niveau opéré dans le cas de l'extension (+270%) et de la rotation axiale (+53 %). Pour les autres mouvements, une forte diminution peut être notée (-60 % en flexion, et -70 % en inclinaison latérale). Au niveau adjacent, les résultats du groupe 3 sont semblables à ceux obtenus pour le groupe 1.

Les résultats de pressions de contact, de glissements et de travail mécanique dans les facettes articulaires mettent en évidence que pour chacun des échantillons, l'évolution de ces grandeurs semble similaire. Toutefois, d'un point de vue quantitatif, d'importantes différences sont remarquées entre les échantillons, du fait des variabilités anatomiques.

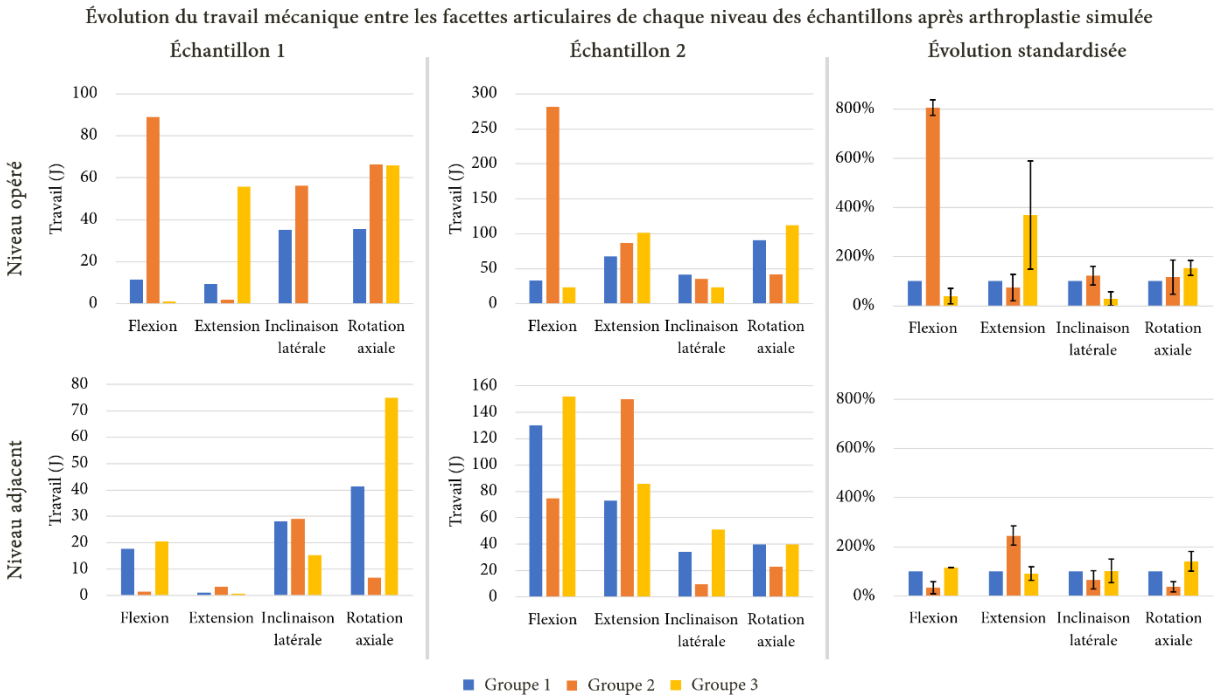

Figure IV.19 – Évolution du travail mécanique moyen calculé à chaque niveau vertébral lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP

IV.4.3 Discussion

Cette analyse biomécanique avait pour but d'étudier le comportement de la charnière lombo-sacrée opérée par arthroplastie avec deux implants appartenant à différentes familles : la Prodisc-L faisant partie de la famille des prothèses ball-and-socket, et la LP-ESP qui est une prothèse élastique. Pour cela, deux approches ont été utilisées, avec une première partie expérimentale et une seconde partie numérique.

Pour la partie expérimentale, une arthroplastie a été réalisée sur un spécimen anatomique rachidien (L4-S1). Le disque L4-L5 a ainsi été retiré puis remplacé par chacun des deux implants successivement. Pour les deux prothèses, les essais ont été réalisés. Ceux-ci ont consisté à appliquer un couple pur de sorte à reproduire des mouvements physiologiques de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. Les résultats de ces essais indiquent que la LP-ESP présente un comportement comparable à celui d'un disque, et ce pour chaque cas de sollicitation. Ceci n'est pas totalement en accord avec les résultats des essais réalisées sur les prothèses seules, lesquels montrent que la raideur en rotation de cet implant est deux fois inférieure à celle d'un disque intervertébral. Cette différence peut s'expliquer par le fait que pour les essais réalisés sur les spécimens anatomiques, les tissus mous environnants et les parties latérales de l'annulus sont préservées, tandis qu'au cours des essais sur spécimens synthétiques, aucun rémanent de disque n'est présent. Il est donc possible que ces parties d'annulus rigidifient l'unité fonctionnelle. Pour la Prodisc-L, nous avons pu voir que pour la flexion, l'amplitude articulaire observée est identique à celle du disque natif. Pour l'extension, ainsi que pour l'inclinaison latérale et la rotation axiale, une augmentation des mobilités a pu être constatée. Dans le cas de l'extension, cette augmentation de l'amplitude au niveau L4-L5 est particulièrement importante, celle-ci était près de trois fois supérieure à

celle de ce niveau pour le spécimen intact. Ces résultats peuvent être expliqués par le fait que le ligament limitant le mouvement d'extension, à savoir le ligament longitudinal antérieur, a été retiré, tandis que les ligaments postérieurs, limitant la flexion, ont été préservés.

Dans le cas de la partie numérique, deux spécimens anatomiques ont été étudiés, permettant ainsi d'évaluer l'impact de variabilités morphologiques sur les résultats. Similairement aux essais expérimentaux, deux groupes distincts d'échantillons ont été établis. Les modèles utilisant la Prodisc-L faisant partie du groupe 2, tandis que ceux utilisant la LP-ESP appartenaient au groupe 3. Le groupe 1 était constitué des modèles de rachis intacts, tels que présentés dans la partie III.4.2. Deux configurations de chargements ont été envisagées. Dans un premier temps, des couples purs ont été appliqués pour chaque groupe. Ces simulations ont permis de mettre en avant que pour les modèles instrumentés avec la Prodisc-L, les amplitudes articulaires au niveau opéré sont augmentées pour les mouvements d'extension, d'inclinaison latérale, et de rotation axiale, tandis que pour la flexion, les résultats sont semblables à ceux des spécimens intacts. Ces résultats sont en accord avec les résultats expérimentaux d'un point de vue qualitatif, mais pas sur l'aspect quantitatif. En effet, les amplitudes obtenues numériquement sont plus faibles que les amplitudes expérimentales. Ces écarts peuvent avoir plusieurs sources. Tout d'abord, les propriétés mécaniques appliquées aux ressorts modélisant les ligaments sont issues de la littérature (Shirazi-Adl, Ahmed, et Shrivastava 1986), et pas des échantillons sur lesquels sont basés nos modèles. Il pourrait ainsi être pertinent de réaliser des essais expérimentaux visant à caractériser le comportement des ligaments de nos échantillons, de sorte à réaliser des modèles totalement patient-spécifiques. Aussi, bien qu'aucune dégradation apparente des ligaments n'ait été observée sur les spécimens anatomiques, il n'est pas à exclure que des lésions de ceux-ci puissent modifier leur comportement biomécanique, ce qui pourrait expliquer les écarts observés. Dans le cas des modèles utilisant la LP-ESP, nous avons pu remarquer que les amplitudes sont réduites pour chaque mouvement. Les résultats de cette première partie de l'étude numérique sont en accord avec les données issues d'autres études publiées dans la littérature, qui ont pu montrer un comportement similaire pour la prothèse Prodisc-L (S. K. Chung, Kim, et Wang 2009; K.-T. Kim et al. 2010; Knapik, Mendel, et Marras 2012; Z.-C. Zhong, Chen, et Hung 2009), de même que pour une prothèse élastique, à savoir la CAdisc-L (Ansari et al. 2019).

Dans un second temps, les déplacements de la vertèbre L4 des échantillons intacts ont été imposés aux modèles des groupes 2 et 3. En effet, du point de vue du patient, l'intérêt de l'arthroplastie est la restauration des amplitudes articulaires initiales. L'intérêt principal de cette étude est de fournir des informations sur les effets mécaniques dans les facettes articulaires de spécimens rachidiens pour une même amplitude globale de mouvement. Avec cette configuration de chargements, nous avons pu mettre en évidence que les amplitudes de mouvement des modèles avec Prodisc-L sont augmentées ou similaires à celles des modèles intacts au niveau opéré, tandis qu'elles sont réduites au niveau adjacent. Cela implique qu'un transfert des efforts à lieu entre le niveau opéré et le niveau adjacent, pouvant conduire à la préservation du niveau adjacent. Pour les modèles implantés avec la LP-ESP, les résultats inverses ont pu être observés, avec des mobilités réduites au niveau opéré et augmentées au niveau adjacent. Ainsi, ces résultats suggèrent que les prothèses élastiques peuvent permettre de réduire les chargements au niveau opéré.

Afin de vérifier cela, les pressions de contact et les glissements dans les facettes articulaires ont été calculés pour chacun des trois groupes. Aussi, le travail mécanique dans les facettes articulaires lors des

différents mouvements a été calculé, permettant d'identifier des zones de contact pouvant être endommagées. Il a ainsi pu être mis en évidence que, dans le cas des modèles instrumentés avec la Prodisc-L, les chargements dans les facettes articulaires du niveau sont proches de ceux déterminés pour les modèles intacts, à l'exception de la flexion, pour laquelle une très forte augmentation a été observée. Pour les modèles équipés de la prothèse LP-ESP, les chargements semblent être sensiblement inférieurs à ceux des modèles intacts, sauf en extension, au cours de laquelle les chargements augmentent. Au niveau adjacent, nous avons pu remarquer que les modèles avec LP-ESP présentent des résultats semblables à ceux des modèles intacts pour chacun des mouvements, alors que dans le cas des modèles opérés avec la Prodisc-L, une diminution des chargements dans les facettes articulaires est observée, sauf pour l'extension, pour laquelle le travail mécanique augmente.

Bien que les différents implants soient tous référencés sous la dénomination d'implants d'arthroplastie et conçus pour traiter les mêmes troubles rachidiens, il a pu être mis en avant que leur comportement mécanique varie grandement. Cela montre qu'il y aurait un certain intérêt à utiliser des modélisations par éléments finis de segments rachidiens pour assister les chirurgiens dans le choix de l'implant le plus adapté pour chaque patient.

Cette étude présente plusieurs limitations, la première résidant dans les différentes considérations d'ancrage d'implants entre la partie expérimentale et la partie numérique. Dans la première, uniquement une stabilité primaire est possible, du fait que dans le contexte de l'utilisation de spécimens cadavériques, aucune repousse osseuse ne peut avoir lieu. D'un point de vue expérimental, il est ainsi possible que de faibles déplacements aient pu avoir lieu entre les plateaux prothétiques et les plateaux vertébraux. Dans les modèles numériques, un ancrage parfait a été supposé, et aucun déplacement relatif ne pouvant avoir lieu entre les prothèses et les vertèbres. Nous n'avons ainsi pas pris en compte les effets liés aux différents types d'ancrages utilisés par chacune des prothèses, leur efficacité pouvant varier dans le cadre de la pratique clinique (van Ooij, Oner, et Verbout 2003; Stieber et Donald 2006).

Aussi, au cours de cette étude, seuls deux niveaux rachidiens lombaires, dont un niveau opéré (L4-L5 pour tous les essais) et un niveau adjacent (L5-S1 pour tous les essais), ont été considérés. Le protocole mis en place pour la réalisation de ce travail peut tout à fait être adapté à d'autres niveaux rachidiens, non seulement lombaires, mais aussi thoraciques et cervicaux.

Enfin, nous ne nous sommes pas intéressés à l'influence du positionnement antéro-postérieur des implants sur la réponse mécanique des échantillons opérés. Certaines études numériques ont souligné que ce positionnement peut significativement modifier les résultats obtenus lors de l'utilisation de prothèses de type ball-and-socket (Rundell et al. 2008; J.-C. Le Huec et al. 2010). Il pourrait ainsi être intéressant de réaliser une étude similaire sur différents spécimens rachidiens, à la fois de manière expérimentale et numérique, et ce pour différents types d'implants. Cela pourra être fait dans la continuité de cette étude.

IV.5 CONCLUSION DU CHAPITRE IV

Dans ce quatrième chapitre, nous avons tout d'abord présenté les différentes prothèses d'arthroplastie existantes, et nous avons par la suite réalisé une revue de la littérature des études biomécaniques, qu'elles soient expérimentales *in vitro* ou numériques, permettant de caractériser le comportement de ces prothèses. Ensuite, une étude biomécanique expérimentale a été présentée, l'objectif de celle-ci étant de déterminer l'influence des géométries vertébrales sur le comportement de deux implants appartenant à différentes familles de prothèses. Enfin, nous avons présenté une seconde étude dont l'objectif était d'étudier les modifications des réponses mécaniques de segments rachidiens opérés à l'aide de différentes prothèses. Elle s'est décomposée en une partie expérimentale ainsi qu'en une partie numérique, basée sur l'utilisation de modèles par éléments finis.

Ces analyses ont permis de mettre en avant que les prothèses élastiques semblent être une option prometteuse pour l'arthroplastie en raison de leur comportement mécanique se rapprochant de celui d'un disque intervertébral, en particulier dans le cas d'unités fonctionnelles plutôt rigides, du fait de dégénérescences des structures postérieures. Toutefois, pour les patients ne souffrant pas d'arthrose facettaire, il apparaît que les prothèses de type ball-and-socket permettent de réduire les chargements au niveau adjacent, et augmentent l'amplitude de mouvement au niveau index.

Ces résultats confirment l'intérêt que pourrait avoir la modélisation par éléments finis patient-spécifique dans le cadre de la planification chirurgicale. Ces modèles adaptés prenant en compte les caractéristiques de chaque patient, telles que leur âge, leur niveau de mobilités natifs, ou encore la présence d'arthrose, pourraient fournir des données quantitatives aux chirurgiens. Cela pourrait ainsi leur permettre d'optimiser le choix de l'implant pour chaque patient. Des recherches supplémentaires associées à des observations cliniques seraient nécessaires pour déterminer les effets à long terme de ces implants sur les niveaux adjacents et opérés, ainsi que pour développer de nouvelles solutions chirurgicales permettant de bénéficier des avantages d'une meilleure mobilité tout en réduisant les chargements sur les facettes articulaires.

CHAPITRE V

V. CHAPITRE V – CONTRAINTES ET FONCTIONNALITÉS D'UNE PROTHÈSE D'ARTHROPLASTIE INNOVANTE

V.1 INTRODUCTION

Le projet BORDO, dont ce travail de thèse représente une part importante, est constitué de deux axes principaux. Le premier, consistant à l'étude d'implants rachidiens innovants, a pu être traité dans le Chapitre II, avec l'étude de différents types de vis pédiculaires, ainsi que dans le Chapitre IV, avec l'étude de prothèses d'arthroplastie appartenant à différentes familles d'implants. Le second axe du projet BORDO concerne les suites des travaux qui doivent mener au développement d'implants rachidiens optimisés et fait l'objet du cinquième et dernier chapitre de ce travail de thèse.

Dans un premier temps, nous nous intéresserons aux démarches de conception, telles que l'analyse fonctionnelle, permettant de formaliser la conception d'un produit en se concentrant sur les fonctions à réaliser. Pour cela, nous commencerons par présenter l'origine ainsi que les objectifs de ces méthodes de conception. Par la suite, nous introduirons les étapes ainsi que les outils nécessaires à l'utilisation de ces approches de conception.

La partie suivante sera dédiée à l'établissement d'un cahier des charges fonctionnel aussi complet que possible permettant d'aboutir à la conception d'un implant rachidien innovant. Ainsi, il s'agira tout d'abord d'identifier les différentes phases qui composent la vie d'une prothèse d'arthroplastie. Ensuite, pour chacune de ces situations de vie, nous procéderons à l'identification des besoins qui doivent être satisfaits par l'implant. Nous détaillerons aussi les fonctions devant être réalisées par la prothèse à chaque étape de sa vie. Nous terminerons cette partie en appliquant ce protocole à différents implants disponibles sur le marché afin de réaliser une analyse critique des solutions existantes.

Enfin, dans la dernière partie de ce chapitre, nous exposerons les premières étapes de la conception d'un nouvel implant optimisé pour la chirurgie du rachis. Pour cela, nous présenterons certains concepts permettant de réaliser les différentes fonctions préalablement identifiées.

V.2 DÉMARCHE DE CONCEPTION

Cette partie sera consacrée à la présentation de certaines approches de conception mises en place afin de rationaliser le développement de produits en s'intéressant aux fonctions à réaliser. Pour cela, nous présenterons les différentes étapes nécessaires à l'application de ces méthodes, de même que les outils qui y sont liés.

V.2.1 Analyse de la valeur

Au milieu du XXème siècle, alors que les coûts industriels ne cessaient d'augmenter, certaines compagnies telles que General Electric ont cherché à développer des méthodes permettant de réduire ces coûts. Trois observations ont alors été réalisées. La première observation était qu'un produit trouve sa valeur dans son utilité et la satisfaction de l'utilisateur vis-à-vis du produit. La deuxième observation était que 70 % à 80% des dépenses liées à la production étaient réalisées lors de la phase de conception, et n'étaient donc pas liées directement à la fabrication. Enfin, la troisième observation était que près de 80 % des coûts de

production ne représentaient pas d'intérêt particulier pour l'utilisateur. Ainsi, il pouvait être envisagé de les réduire de sorte à augmenter les marges sur les produits sans que l'utilisateur ne soit impacté.

Suite à ces trois constatations, l'Analyse de la Valeur (AV) a été développée. Il s'agit d'une démarche d'optimisation dont l'objectif peut être de concevoir ou bien de faire évoluer un produit afin de répondre aux mieux aux besoins de l'utilisateur tout en réduisant les coûts.

Afin d'utiliser au mieux l'AV, il convient de connaître et de maîtriser un vocabulaire précis et spécifique. Quelques-uns des principaux termes liés à l'AV sont ainsi présentés et définis dans le Tableau V-1.

Terme	Définition
Valeur	Lien établi entre la satisfaction de l'**utilisateur** par rapport au produit et l'ensemble des dépenses réalisées pour la mise en place des ressources permettant d'assurer la satisfaction de l'utilisateur.
Analyse Fonctionnelle (AF)	Démarche qui décrit complètement les **fonctions** et leurs relations, qui sont systématiquement caractérisées, classées et évaluées.
Besoin	Ce qui est nécessaire à l'**utilisateur** ou désiré par lui.
Cahier des Charges Fonctionnel (CdCF)	Document par lequel le demandeur exprime ses **besoins** (ou ceux qu'il a la charge d'exprimer) en termes de **fonctions de service** et de **contraintes**. Pour chacune d'elles, sont définis des critères d'appréciation ainsi que leurs niveaux, chacun d'entre eux étant assorti d'un certain degré de flexibilité.
Contrainte	Caractéristique, effet ou disposition de conception qui est rendu obligatoire ou a été interdit pour quelque raison que ce soit. Aucune autre possibilité n'est laissée.
Utilisateur	Toute personne ou entité pour laquelle le produit est conçu et qui exploite au moins l'une de ses **fonctions** à un moment quelconque de son cycle de vie.
Fonction	Action d'un produit ou de l'un de ses constituants.
Fonction de service	Action demandée à un produit ou réalisée par lui, afin de satisfaire une partie du **besoin** d'un **utilisateur** donné.
Fonction technique	Action d'un constituant ou action intervenant entre les constituants du produit afin d'assurer les **fonctions de service.**

Tableau V-1 – Définition des différents termes liés à l'Analyse de la Valeur (adapté de (Monède Hocquart 2012)

La démarche de l'AV peut se décomposer en cinq étapes pouvant être mises en œuvre successivement ou simultanément. Ces différentes étapes sont présentées ci-après.

V.2.1.1 Initialisation et lancement du projet

Cette première étape de l'AV a pour objectif d'orienter et de cadrer l'action. Pour cela, il convient de correctement délimiter le projet, en identifiant quel objet ou service doit être conçu, ou encore en déterminant les limites des modifications pouvant être réalisées sur l'existant. Aussi, au cours de cette étape, les objectifs du projet doivent être établis, que ce soient des objectifs de coûts, de qualité ou de délais.

V.2.1.2 Expression du besoin et des fonctions à réaliser

La deuxième étape, couramment appelée Analyse Fonctionnelle (AF) est essentielle à la démarche de l'AV. En effet, au cours de cette étape, le besoin de l'utilisateur est défini en termes de fonctions à réaliser, et non en termes de solutions techniques à mettre en place. Ces fonctions doivent être déterminées afin de satisfaire chacune des exigences de l'utilisateur. Elles doivent aussi être caractérisées par des critères

d'appréciation, permettant de vérifier leur réalisation. Enfin, il est souvent nécessaire de hiérarchiser ces fonctions afin de déterminer lesquelles sont essentielles à la satisfaction du besoin. Ainsi, au terme de cette étape, un Cahier des Charges Fonctionnel (CdCF) est obtenu, celui-ci permettant de formaliser les exigences de l'utilisateur en termes de fonctions à réaliser. L'AF sera présentée avec plus de détails dans la partie V.2.2.

V.2.1.3 Analyse fonctionnelle de l'existant

La troisième étape de cette démarche ne concerne que les besoins dont la satisfaction est assurée par un ou plusieurs produits existants. Ainsi, cette étape à lieu dans le cas où un produit doit être amené à évoluer afin d'améliorer la satisfaction de l'utilisateur. Au cours de cette étape, il convient de déterminer, pour les solutions existantes, le niveau de satisfaction de chacune des fonctions définies lors de la phase précédente d'AF. Pour cela, les critères établis pour chacune des fonctions sont évalués, ce qui permet de vérifier si la fonction permet d'offrir une très bonne, bonne, moyenne, ou mauvaise satisfaction à l'utilisateur. Au terme de cette étape, les différents points nécessitant des modifications sont clairement identifiés.

V.2.1.4 Recherche et analyse fonctionnelle des solutions

Durant cette quatrième étape, il s'agit d'apporter des solutions permettant la réalisation de chacune des fonctions définies au cours de la deuxième étape. Ces solutions sont par la suite évaluées au regard des différents critères qui y sont associées, afin de déterminer lesquelles permettent de satisfaire au mieux le besoin de l'utilisateur. Celles qui sont jugées comme non satisfaisantes sont rejetées.

V.2.1.5 Sélection et validation d'une solution

Au cours de cette dernière étape de l'AV, les différentes solutions permettant de répondre au besoin de l'utilisateur sont examinées. L'objectif est de déterminer laquelle de ces solutions permet à la fois de répondre au mieux au besoin de l'utilisateur tout permettant d'atteindre les différents objectifs établis à la première étape, que ce soit en termes de délais, de coûts, ou encore de qualité.

V.2.2 Analyse fonctionnelle (AF)

Comme nous avons pu le voir dans la partie V.2.1.3, l'AF est une méthode de travail structurée permettant d'établir un CdCF aussi exhaustif que possible en définissant les besoins de l'utilisateur en termes de fonctions devant être réalisées par le produit à concevoir ou modifier. Ainsi, à cette étape, aucune solution ne doit être considérée. Le produit est alors considéré comme un ensemble qui permet de réaliser certaines fonctions, et non comme un assemblage de différentes pièces ou composants. Cela permet d'éviter certains pièges courants en conception, tel qu'un certain manque d'objectivité du concepteur vis-à-vis d'une solution (Audry 2010). Ce n'est qu'après la réalisation de cette étape d'analyse la conception d'un produit peut devenir plus technique, tous les besoins étant compris, et les fonctions permettant de répondre à ces besoins ont été convenablement définies.

L'AF est une méthode collaborative, qui requiert l'existence d'un dialogue entre les différents interlocuteurs du projet, à savoir l'utilisateur et le concepteur. Cette approche est composée de trois étapes principales, qui sont : l'Analyse du Besoin (AB), l'Analyse Fonctionnelle du Besoin (AFB), et l'Analyse Fonctionnelle Technique (AFT). Ces trois étapes reposent sur l'utilisation d'outils visuels, simplifiant l'utilisation de l'AF pour chaque interlocuteur. Dans cette partie, nous allons présenter chacune de ces étapes, ainsi que les outils qui y sont associés.

V.2.2.1 Analyse du Besoin (AB)

Au cours la phase d'AB, le besoin de l'utilisateur doit être verbalisé de manière claire afin que le concepteur puisse le comprendre sans confusions. Pour cela, il convient de répondre à trois questions, lesquelles sont :

- **À qui** le produit rend-il service ? *Réponse : à l'utilisateur* ;
- **Sur quoi** le produit agit-il ? *Réponse : sur la matière d'œuvre* ;
- Dans **quel but** ? *Réponse : pour satisfaire le besoin de l'utilisateur.*

Les réponses fournies pour chacune de ces questions varient en fonction de chaque projet. Par exemple, l'utilisateur défini pour un projet donné n'est pas nécessairement le même que celui identifié pour un autre projet. Après avoir répondu à chaque question, il est alors possible de représenter graphiquement la situation, de sorte à en faciliter la compréhension. Le schéma ainsi obtenu est communément appelé le **schéma du besoin** (Figure V.1). Il est aussi possible de retrouver ce schéma sous la dénomination de « diagramme bête à cornes » dans le cadre de la méthode APTE.

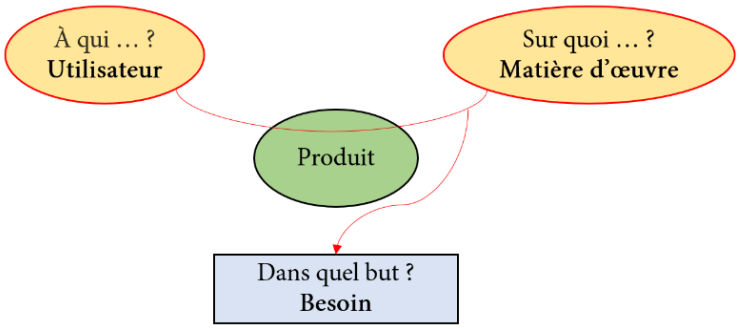

Figure V.1 – Schéma du besoin (adapté de (Audry 2010)

Après avoir répondu à ces trois questions, il convient de formuler le besoin en suivant le formalisme suivant : « Le **produit** rend service à **l'utilisateur** en agissant sur la **matière d'œuvre** pour satisfaire le **besoin** » (Audry 2010).

V.2.2.2 Analyse Fonctionnelle du Besoin (AFB)

L'AFB est une démarche dont l'exécution est aussi longue qu'essentielle pour la réussite d'un projet de conception, et requiert ainsi une grande rigueur dans son application. Cette approche a pour objectif de définir les besoins en termes de fonction. L'AFB est aussi appelée Analyse Fonctionnelle Externe (AFE), du fait qu'au cours de cette étape, le point de vue de l'utilisateur est utilisé afin de caractériser les fonctions de services du produit.

Cette démarche se déroule en plusieurs étapes, la première étant l'identification des **phases ou situations de vie** du produit. Ensuite, pour chacune de ces situations, il convient d'identifier les **éléments du milieu extérieur**, puis d'identifier et caractériser les différentes **fonctions de service**. Enfin, la rédaction du CdCF aura lieu au cours de la dernière étape de l'AFB.

Identification des situations de vie du produit

Pour chaque produit, il est possible d'identifier un certain nombre de situations de vie. Toutefois, en fonction du degré de précision souhaité, il est possible d'obtenir un nombre très important de phases de vie pour un même produit (Figure V.2). Les phases les plus communément étudiées dans le cadre de l'AFB étant le montage, l'utilisation du produit, et sa maintenance (Audry 2010).



Figure V.2 – Exemples de situations de vie pour un produit

Identification des éléments du milieu extérieur

Afin d'identifier correctement les fonctions devant être réalisées par un produit, il convient de décrire convenablement son environnement, appelé milieu extérieur, ainsi que toutes les entités présentes dans ce milieu extérieur avec lesquelles le produit entrera en interaction. Ces entités sont appelées « **interacteurs** ». Un interacteur doit impérativement être palpable. Ainsi, les concepts abstraits tels que la sécurité ou l'esthétisme ne peuvent pas être considérés comme des interacteurs. Seules les normes peuvent représenter des exceptions à cette règle.

Identification et caractérisation des fonctions

L'identification des fonctions de service à réaliser s'effectue à partir des différents interacteurs définis à l'étape précédente. Un outil graphique permettant de simplifier cette phase d'identification des fonctions existe : **le diagramme des interacteurs** (Figure V.3), aussi appelé « diagramme pieuvre » dans le cadre de la méthode APTE. Ces fonctions permettent de définir les relations qui existent entre le produit et les différents éléments appartenant au milieu extérieur.

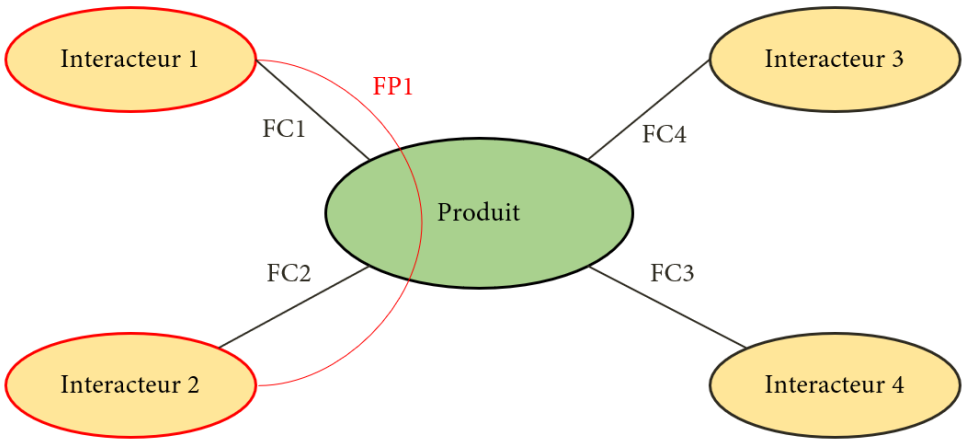

Figure V.3 – Diagramme des interacteurs

Une fois que les différentes fonctions ont été listées, il convient de les hiérarchiser. Ainsi, deux types de fonctions peuvent être distinguées, à savoir les **fonctions principales** et les **fonctions contraintes**. Les fonctions principales sont celles mettant en relation au moins deux interacteurs au travers du produit, et concernent principalement les fonctions devant être obligatoirement réalisées par le produit. Quant aux fonctions contraintes, elles relient le produit à un seul interacteur, et traduisent le plus souvent une adaptation du produit au milieu extérieur (Audry 2010).

La caractérisation de ces fonctions consiste, pour chacune d'entre elles, à établir un ou plusieurs critères d'appréciation complétés par une limite d'acceptation permettant de vérifier la réalisation de la fonction. Ces critères sont eux-mêmes hiérarchisés en fonction de la flexibilité qui peut être accordée, de F2 si la flexibilité est importante, à F0 si aucune flexibilité n'est tolérée sur ce critère. Cette étape est réalisée à l'aide d'un tableau, qui permet de simplifier l'organisation des fonctions.

Fonction	Critère d'appréciation	Limite d'acceptation	Flexibilité
FP1	Critère 1	Valeur du critère 1	Fi
	Critère 2	Valeur du critère 2	Fi
	(…)		

Tableau V-2 – Tableau de caractérisation des fonctions (adapté de (Audry 2010)

Rédaction du cahier des charges fonctionnel

La rédaction du CdCF a lieu une fois que toutes les étapes précédentes ont été réalisées. Elle consiste à formaliser à l'écrit la démarche ainsi que les résultats de l'AFB. Le CdCF a un rôle de contrat à respecter par le concepteur, il convient donc de s'assurer que tous les besoins de l'utilisateur sont bien compris et référencés, ainsi que toutes les fonctions permettant de satisfaire ces besoins.

V.2.2.3 Analyse Fonctionnelle Technique (AFT)

L'AFT est une démarche systématique de recherche de solutions techniques qui permet de faire le lien entre l'AFB, au cours de laquelle aucune solution technique n'est évoquée, et la phase de conception détaillée, dont le but est d'apporter des solutions technologiques aux fonctions à réaliser. Ainsi, l'AFB est aussi appelée Analyse Fonctionnelle Interne (AFI), le point de vue du concepteur étant utilisé au cours de cette étape de la démarche de conception.

L'intérêt de cette approche est que chacune des fonctions définies précédemment est associée à une ou plusieurs fonctions de service. Ainsi, en cas de modification d'un produit, il est possible de déterminer quelles fonctions techniques seront impactées par les changements de fonctions de service.

Dans ce travail de thèse, nous utiliserons principalement les deux premières étapes de l'analyse fonctionnelle, à savoir l'analyse du besoin et l'analyse fonctionnelle du besoin.

V.3 ANALYSE FONCTIONNELLE D'IMPLANTS RACHIDIENS

Pour cette analyse fonctionnelle, il est important de procéder à l'identification des phases constituant la vie de l'implant. Par la suite, pour chacune des situations de vie préalablement définies, nous nous concentrerons sur l'identification du besoin exprimé par l'utilisateur, ainsi que les fonctions devant être réalisées pour satisfaire au mieux ces besoins.

V.3.1 Identification des situations de vie d'un implant d'arthroplastie lombaire

Dans le cadre de l'étape d'identification des situations de vie d'un implant d'arthroplastie, un total de sept phases a été considéré (Figure V.4). Certaines libertés ont été prises, certaines de ces phases ayant été considérées comme obligatoires, tandis que d'autres ont été considérées comme étant optionnelles.

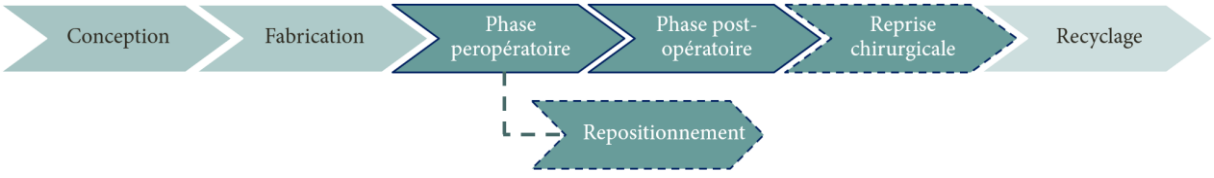

Figure V.4 – Situations de vie d'une prothèse d'arthroplastie lombaire

Nous avons ainsi identifié cinq situations de vie obligatoires, lesquelles sont :

- **Conception** : étude du besoin, analyse fonctionnelle, étude de solutions, dessin des pièces mécaniques, fabrication de prototypes, validation des concepts et des solutions, préparation des dossiers pour l'obtention des certifications ;
- **Fabrication** : fabrication des différentes pièces, assemblage de l'implant, stérilisation ;
- **Phase peropératoire** : implantation de la prothèse dans le corps du patient ;
- **Phase post-opératoire** : utilisation de la prothèse ;
- **Recyclage** : explantation de la prothèse, mise au rebut.

Les deux phases de vie optionnelles ont été identifiées comme telles du fait qu'en fonction des cas, il est possible qu'elles n'aient pas lieu. Ces situations de vie sont :

- **Repositionnement** : modification de la position de l'implant pendant la phase peropératoire ;
- **Reprise chirurgicale** : blocage de la prothèse, ou retrait de celle-ci.

Les situations de vie de l'implant à concevoir ayant été définies, il convient désormais d'identifier les besoins à satisfaire, ainsi que les fonctions nécessaires à la satisfaction de ces besoins.

V.3.2 Analyse fonctionnelle de différentes situations de vie d'un implant d'arthroplastie lombaire

Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons seulement aux quatre situations de vie suivantes : la phase peropératoire, la phase optionnelle de repositionnement, la phase post-opératoire, et la phase optionnelle de reprise chirurgicale (Figure V.4). Pour chacune de ces quatre situations de vie de l'implant, nous allons identifier les besoins de l'utilisateur concerné, ainsi que les fonctions de services permettant de satisfaire ces besoins.

V.3.2.1 Phase peropératoire

Durant cette étape, la prothèse va être implantée dans le patient. L'objectif pour la prothèse est de rendre service au chirurgien, qui souhaite remplacer un disque intervertébral, en agissant sur l'unité fonctionnelle rachidienne du patient (Figure V.5).

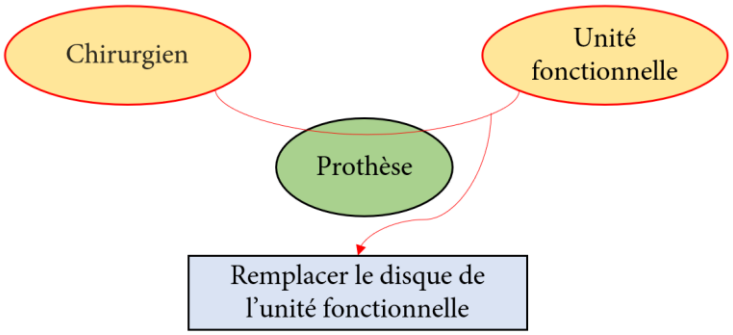

Figure V.5 - Schéma du besoin pour la phase peropératoire

Afin de déterminer les interacteurs présents dans l'environnement de la prothèse au cours de cette étape, il convient de présenter le déroulement d'une opération d'arthroplastie (Figure V.6). Le protocole présenté est celui employé pour implanter la prothèse Mobidisc L (Zimmer Biomet), utilisée au CHU de Poitiers, mais il peut être adapté aux différents implants existants.

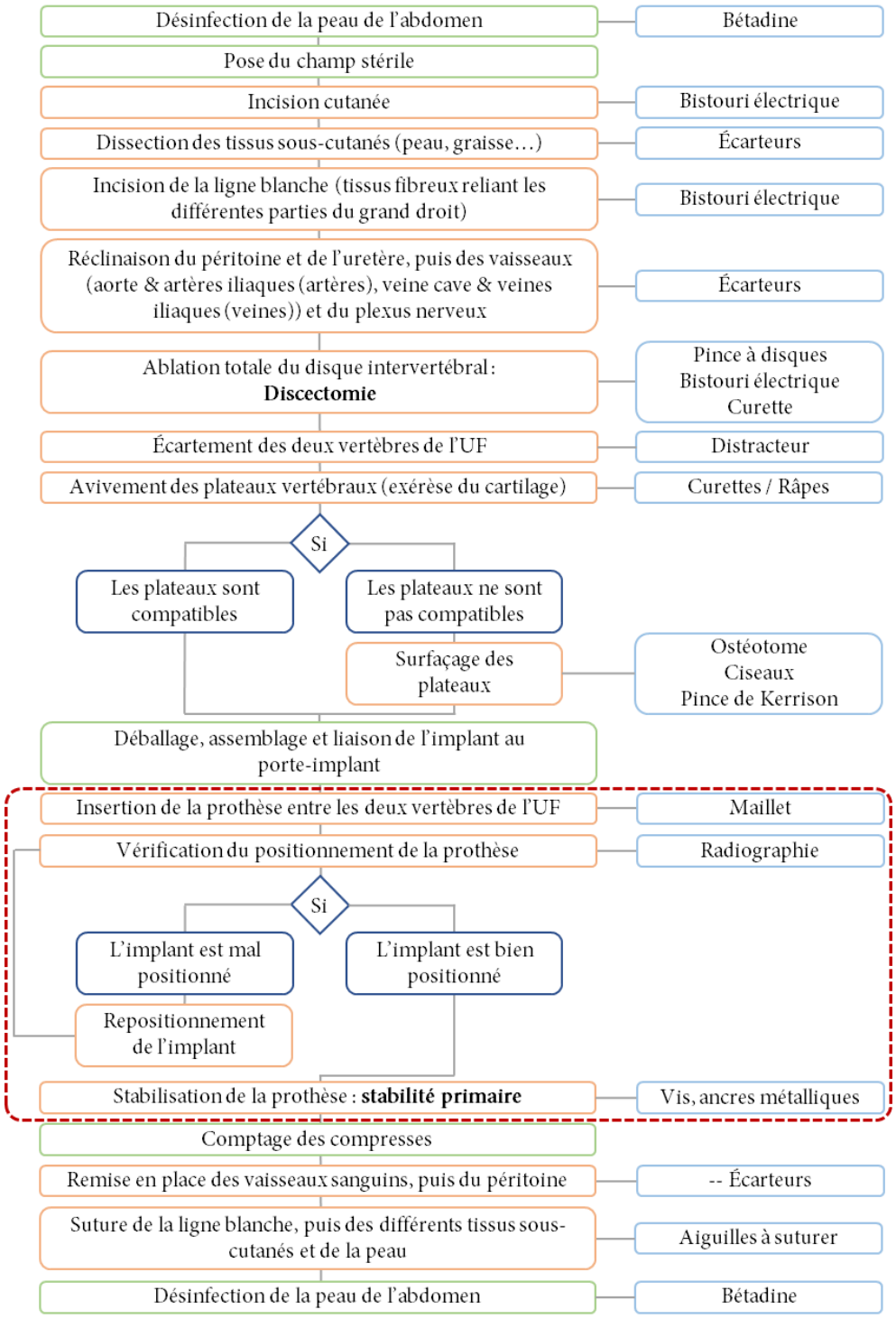

Figure V.6 – Logigramme de l'opération d'arthroplastie lombaire, telle qu'observée pour la prothèse Mobidisc L (Zimmer Biomet) ; en vert : étapes réalisées par les infirmières du bloc opératoire (IBODE) ; en orange : étapes réalisées par le chirurgien ; en bleu clair : les ancillaires utilisés à une étape donnée ; en bleu foncé : conditions pour poursuivre le processus d'implantation ; en rouge : étapes au cours desquelles l'implant entre en contact avec le patient

En observant le logigramme présentant le déroulement de l'implantation d'une prothèse d'arthroplastie, il est possible de déterminer les différentes entités qui entrent en contact avec l'implant durant l'insertion dans le corps du patient. Les interacteurs identifiés au cours de cette étape sont ainsi :

- Interacteur 1 : le chirurgien ;
- Interacteur 2 : l'unité fonctionnelle du patient ;
- Interacteur 3 : les normes en vigueur liées aux implants médicaux ;
- Interacteur 4 : les différentes structures anatomiques situées à proximité immédiate du niveau opéré, telles que les ligaments, les vaisseaux sanguins, les muscles, ou encore certains organes.

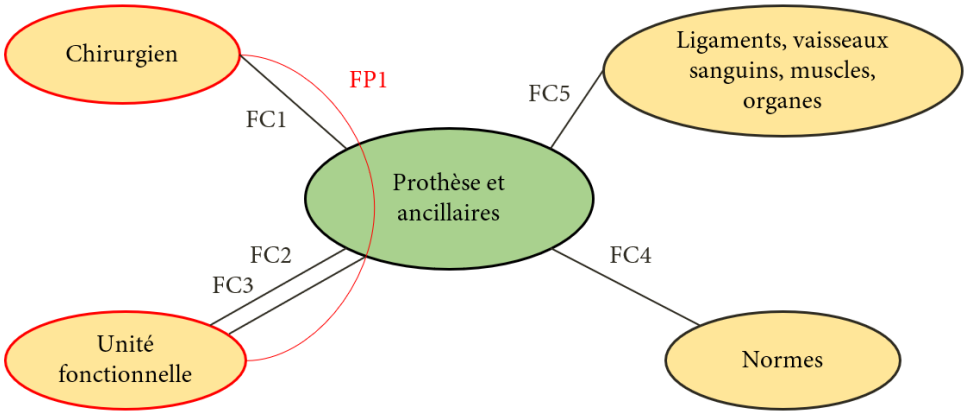

Figure V.7 -Diagramme des interacteurs pour la phase peropératoire

Il devient alors possible d'établir une liste des fonctions de service que l'implant doit réaliser. Ces fonctions sont présentées ci-dessous :

- **FP1** : Permettre au chirurgien de remplacer le disque de l'unité fonctionnelle ;
- **FC1** : Fiabiliser l'implantation ;
- **FC2** : S'adapter aux géométries de l'espace intervertébral ;
- **FC3** : Présenter une bonne stabilité primaire ;
- **FC4** : Respecter les normes en vigueur ;
- **FC5** : Éviter les tissus et organes environnants.

Afin de caractériser ces fonctions et permettre d'évaluer leur réalisation, différents critères ont été associés à chacune d'elles (Tableau V-3).

Fonction	Critère d'appréciation	Limite d'acceptation	Flexibilité
FP1	Conditionnement pour l'implantation	Hauteur de la prothèse : 10 à 14 mm (partie I.2.4.1)	F0
	Angle de lordose de l'implant adapté	Angle de lordose : 9,2° à 20,6° (partie I.2.3.3)	F0
	Préparation de l'espace d'implantation (ablation des disques, des cartilages, du LLA et LLP)	Retrait	F1
FC1	Précision de la mise en position	Écart avec la position du CIR au repos (partie I.3.2)	F0
	Nombre d'actions à réaliser	Minimiser	F1
	Suppression des mobilités de l'implant	Aucun mouvement autorisé	F0
	Durée d'intervention	1h30	F1
	Radio-opacité	Partielle au minimum	F0
	Résistance aux chocs liés à l'insertion	Maximiser	F0
FC2	Jeux locaux entre les plateaux vertébraux et de la prothèse	Limiter l'écartement	F1
	Étendue de la zone de contact	Maximiser	F1
	Encombrement de la prothèse	Maximum : 55,9 (±9,4) mm × 37,2 (±4,7) mm (partie I.2.4.1)	F0
FC3	Déplacements relatifs entre les plateaux des vertèbres et la prothèse après implantation	Aucun déplacement autorisé	F0
FC4	Stérilité	Aucune contamination	F0
	Matériaux biocompatibles	Norme 10993	F0
FC5	Pas d'arêtes vives	Aucune arête vive autorisée	F0
	Distances de sécurité	Pas de contact	F1
	Encombrement de l'ancillaire	Inférieur à l'implant	F1

Tableau V-3 – Tableau de caractérisation des fonctions pour la phase peropératoire

V.3.2.2 Phase optionnelle – Repositionnement

Cette phase peut avoir lieu au cours de l'étape d'implantation si, lors du contrôle de la position de la prothèse par imagerie (Figure V.6), le chirurgien détermine que l'implant n'est pas placé de manière optimale entre les vertèbres. Ainsi, au cours de cette phase de repositionnement, le besoin peut être exprimé comme suit : « la prothèse rend service au chirurgien en agissant sur l'unité fonctionnelle du patient pour permettre une modification de sa position » (Figure V.7).

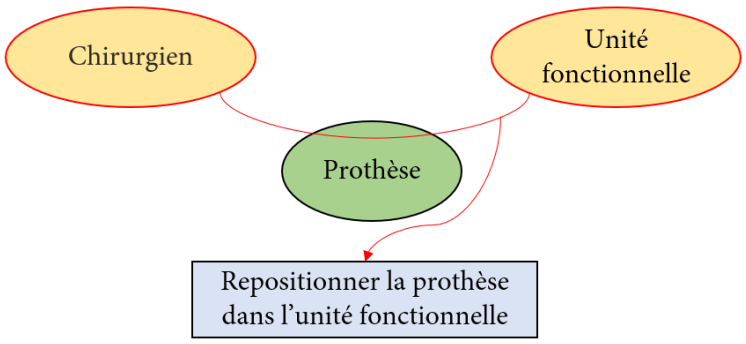

Figure V.8 – Schéma du besoin pour la phase de repositionnement de l'implant

Cette étape se déroulant, si elle a lieu, lors de l'implantation de la prothèse, les entités qui vont interagir avec l'implant sont les mêmes que ceux définis pour la phase peropératoire. Dans le diagramme des interacteurs associé à cette étape (Figure V.9), l'aspect normatif n'est plus considéré. En effet, les différentes normes concernant les matériaux de l'implant ou sa stérilité n'ont plus lieu d'être, la prothèse se situant d'ores et déjà dans le corps du patient.

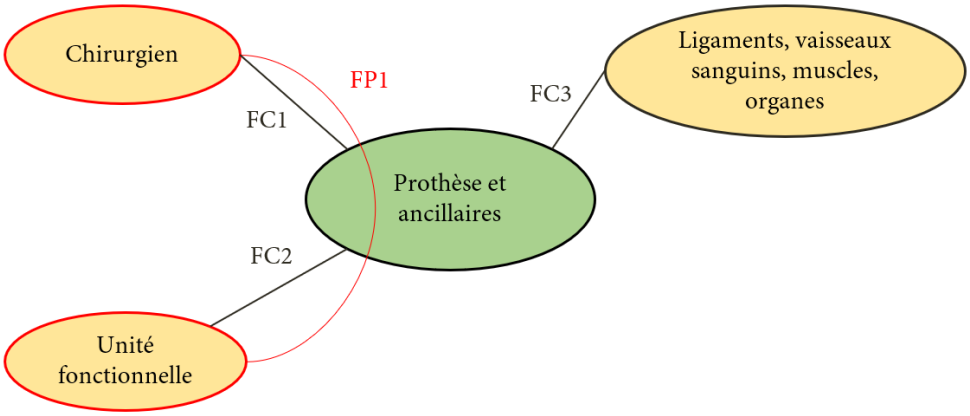

Figure V.9 -Diagramme des interacteurs pour la phase de repositionnement de l'implant

Afin de satisfaire le besoin précédemment exprimé, les fonctions suivantes doivent être réalisées :

- **FP1** : Permettre au chirurgien de repositionner la prothèse dans l'unité fonctionnelle ;
- **FC1** : Fiabiliser le repositionnement de l'implant ;
- **FC2** : Préserver les plateaux des vertèbres ;
- **FC3** : Éviter les tissus et organes environnants.

La caractérisation de ces fonctions est effectuée dans le Tableau V-4.

Fonction	Critère d'appréciation	Limite d'acceptation	Flexibilité
FP1	Déplacements relatifs entre les plateaux des vertèbres et la prothèse	Déplacements obligatoires	F0
FC1	Précision de la mise en position	Écart avec la position du CIR au repos (partie I.3.2)	F0
	Nombre d'actions à réaliser	Minimiser	F1
	Durée d'intervention	Minimiser	F1
FC2	Détérioration	Aucune détérioration autorisée	F0
FC3	Pas d'arêtes vives	Aucune arête vive autorisée	F0
	Distances de sécurité	Pas de contact	F1
	Encombrement de l'ancillaire	Inférieur à l'implant	F1

Tableau V-4 – Tableau de caractérisation des fonctions pour la phase de repositionnement

V.3.2.3 Phase post-opératoire

La phase post-opératoire correspond à l'utilisation de l'implant par le patient. Ainsi, au cours de cette étape, la prothèse permet de réaliser une liaison mécanique entre les vertèbres de l'unité fonctionnelle du patient (Figure V.10).

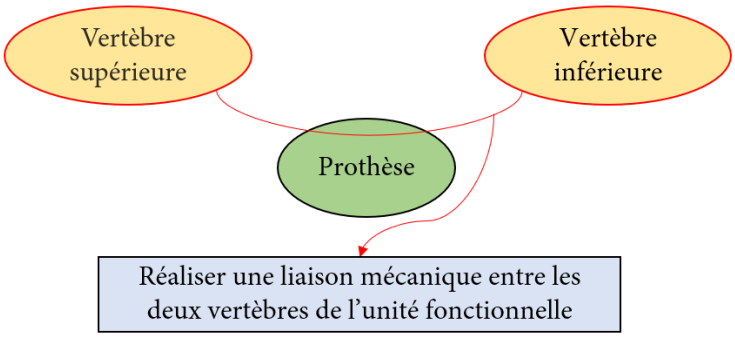

Figure V.10 – Schéma du besoin pour la phase post-opératoire

Les différents interacteurs (Figure V.11) identifiés durant cette phase sont :

- Interacteur 1 : vertèbre supérieure de l'unité fonctionnelle ;
- Interacteur 2 : vertèbre inférieure de l'unité fonctionnelle ;
- Interacteur 3 : les différents tissus environnant l'unité fonctionnelle.

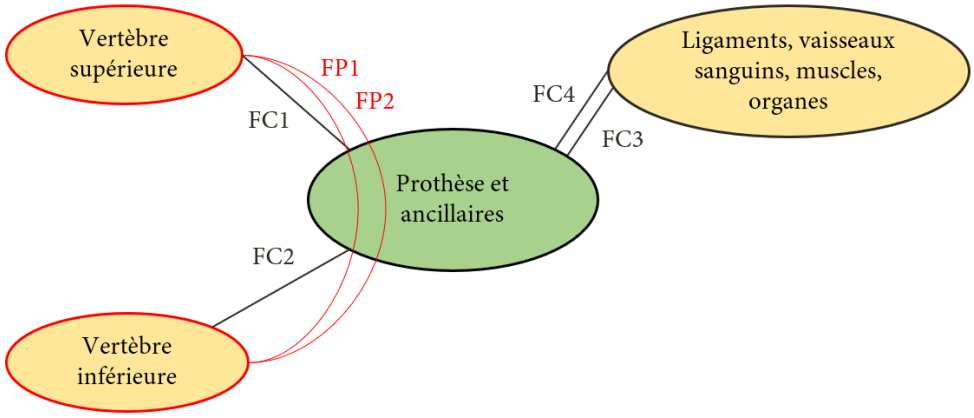

Figure V.11 – Diagramme des interacteurs pour la phase post-opératoire

Les fonctions (Tableau V-5) permettant de satisfaire le besoin identifié à cette étape sont les suivantes :

- **FP1** : Réaliser une liaison mécanique entre les deux vertèbres de l'unité fonctionnelle ;
- **FP2** : Préserver les éléments des vertèbres (plateaux, facettes articulaires…) ;
- **FC1** : Favoriser une bonne stabilité secondaire avec la vertèbre supérieure ;
- **FC2** : Favoriser une bonne stabilité secondaire avec la vertèbre inférieure ;
- **FC3** : Prévenir tout risque de compression des structures nerveuses ;
- **FC4** : Préserver les tissus et organes environnants.

Fonction	Critère d'appréciation	Limite d'acceptation	Flexibilité
FP1	Liaison rotule (3 rotations)	Flexion-extension : 10° (±4,5°) / 5° (±4°) Inclinaison latérale : 8° (±4°) / 4° (±3°) Rotation axiale : 5° (±5°) / 2° (±2°) (partie III.4.1.4)	F0
	Position du CIR au repos	Situé dans le plan sagittal médian, au tiers postérieur du plateau vertébral de la vertèbre sous-jacente (partie I.3.3)	
	Déplacement du CIR	Flexion-extension : 17 mm Inclinaison latérale : 20 mm Rotation axiale : 12 mm (partie I.3.3)	F1
	Raideur en rotation	Entre 0,5 et 1 Nm/° (partie III.4.1.4)	F1
FP2	Limitations des amplitudes des rotations et translations	Idem FP1	F0
FC1	Utilisation de géométries, matériaux, et tout autre élément favorisant la repousse osseuse	Maximiser	F1
FC2	Utilisation de géométries, matériaux, et tout autre élément favorisant la repousse osseuse	Maximiser	F1
FC3	Amortissement	Similaire à un disque	F1
	Hauteur entre les vertèbres	10 à 14 mm (partie I.2.4.1)	F0
FC4	Distance de sécurité	Pas de contact	F1
	Relargage de particules	Confinement des particules	F0
	Expulsion de pièces	Confinement des pièces	F0

Tableau V-5 – Tableau de caractérisation des fonctions pour la phase post-opératoire

V.3.2.4 Phase de reprise chirurgicale

La dernière des quatre situations de vie étudiées peut ne pas avoir lieu au cours de la vie de l'implant, mais doit tout de même être prévue. Elle concerne la reprise chirurgicale. Cette étape peut avoir lieu si des complications apparaissent, telles que l'arthrose facettaire notamment (Furunes et al. 2020). Il convient alors de stabiliser le niveau opéré afin de bloquer les mouvements de la prothèse. L'ostéosynthèse est couramment employée pour réaliser cela, et la prothèse d'arthroplastie est laissée en position, ses fonctions étant désormais supplantées par celles des vis pédiculaires et des tiges de stabilisation.

Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons au cas où une reprise chirurgicale est rendue nécessaire du fait d'une défaillance de l'implant lui-même. Dans une telle situation, le chirurgien doit pouvoir retirer l'implant de l'unité fonctionnelle (Figure V.12).

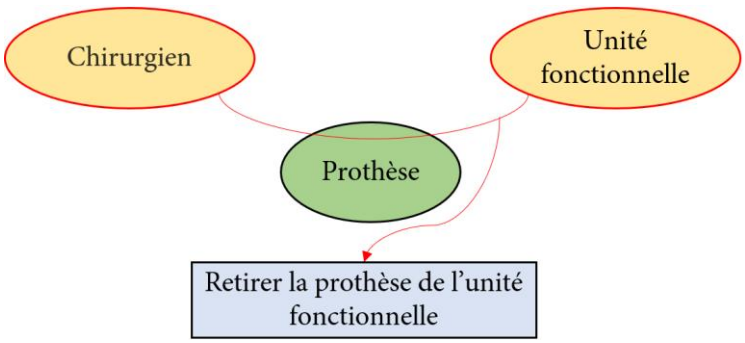

Figure V.12 – Schéma du besoin pour la phase de reprise chirurgicale

Pour cette étape de reprise chirurgicale, les entités qui sont amenées à interagir avec l'implant (Figure V.13) sont les mêmes que pour l'étape de repositionnement de la prothèse, à savoir :

- Interacteur 1 : le chirurgien ;
- Interacteur 2 : l'unité fonctionnelle du patient ;
- Interacteur 3 : les tissus et organes environnants.

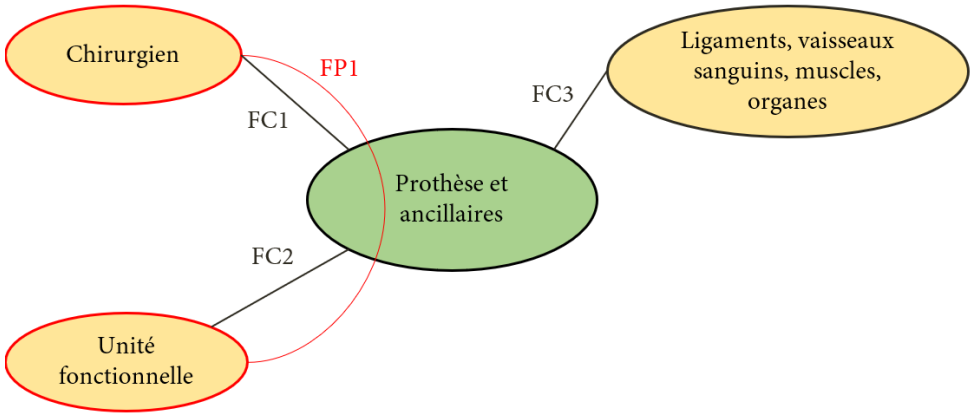

Figure V.13 – Diagramme des interacteurs pour la phase de reprise chirurgicale

Afin de satisfaire le besoin identifié pour cette situation de vie, les fonctions (TableauV-6) suivantes doivent être réalisées :

- **FP1** : Permettre au chirurgien de retirer la prothèse de l'unité fonctionnelle ;
- **FC1** : Fiabiliser le retrait ;
- **FC2** : Préserver les plateaux des vertèbres ;
- **FC3** : Préserver les tissus et organes environnants.

Fonction	Critère d'appréciation	Limite d'acceptation	Flexibilité
FP1	Déplacements relatifs entre les plateaux des vertèbres et la prothèse	Déplacements obligatoires	F0
FC1	Accès à la prothèse	Limiter les zones de repousse	F0
	Nombre d'actions à réaliser	Minimiser	F1
	Durée d'intervention	Minimiser	F1
FC2	Détérioration	Aucune détérioration autorisée	F0
FC3	Pas d'arêtes vives	Aucune arête vive autorisée	F0
	Distances de sécurité	Pas de contact	F1
	Encombrement de l'ancillaire	Inférieur à l'implant	F1

Tableau V-6 – Tableau de caractérisation des fonctions pour la phase de reprise chirurgicale

V.3.3 Analyse fonctionnelle de différentes prothèses d'arthroplastie lombaires existantes

Pour chacune des quatre situations de vie étudiées précédemment, nous allons appliquer la démarche de l'analyse fonctionnelle à des prothèses d'arthroplastie appartenant aux trois familles d'implants présentées dans la partie IV.2.1. Les prothèses auxquelles nous allons nous intéresser sont la Prodisc-L (Centinel Spine) de la famille de prothèse ball-and-socket, la Mobidisc-L (Zimmer Biomet) appartenant

à la catégorie des implants à noyaux mobiles, ainsi que la LP-ESP (Spine Innovations) qui fait partie du groupe des prothèses élastiques.

Afin de réaliser cette analyse fonctionnelle de l'existant, nous allons évaluer la bonne exécution de chacune de fonction en attribuant une note à chaque prothèse. Ces notes vont de très bien (++), bien (+), médiocre (-), et mauvais (--). Cette évaluation a été réalisée en se basant sur le retour d'expérience de cinq experts chirurgiens de l'équipe de chirurgie orthopédique rachidienne du CHU de Poitiers, ainsi que sur les données issues de la littérature et des études expérimentales et numériques présentées dans les chapitres précédents.

V.3.3.1 Phase peropératoire

Durant la phase d'implantation, il est possible de remarquer que pour la majorité des critères d'appréciation, les trois implants évalués obtiennent des notes semblables.

Fonction	Critère d'appréciation	Notation ++	+	-	--
FP1	Conditionnement pour l'implantation	×××			
	Angle de lordose de l'implant adapté		×××		
	Préparation de l'espace d'implantation (ablation des disques, des cartilages, du LLA et LLP)		××	×	
FC1	Précision de la mise en position	×	××		
	Nombre d'actions à réaliser	××		×	
	Suppression des mobilités de l'implant	×××			
	Durée d'intervention		×××		
	Radio-opacité	×××			
	Résistance aux chocs liés à l'insertion	×××			
FC2	Jeux locaux entre les plateaux vertébraux et de la prothèse			×××	
	Étendue de la zone de contact			×××	
	Encombrement de la prothèse	×	×	×	
FC3	Déplacements relatifs entre les plateaux des vertèbres et la prothèse après implantation	×××			
FC4	Stérilité	×××			
	Matériaux biocompatibles	×××			
FC5	Pas d'arêtes vives		×××		
	Distances de sécurité		×××		
	Encombrement de l'ancillaire	×	×		×

× Prodisc-L × Mobidisc L × LP-ESP

Tableau V-7 – Satisfaction des fonctions pour chaque prothèse au cours de la phase peropératoire ; en bleu : Prodisc-L ; en orange : Mobidisc L ; en vert : LP-ESP

Des écarts de notation ont lieu pour certaines fonctions selon la prothèse. Pour la FC1, le nombre d'opérations nécessaires à l'implantation de la prothèse Prodisc-L est supérieur du fait qu'il convient de percer une rainure dans corps vertébraux des vertèbres sus et sous-jacentes, et ce afin de permettre le passage des quilles présentes sur les plateaux de la prothèse. Aussi, dans le cadre de la FC2, chaque implant présente une hauteur différente lors de l'insertion. En effet, pour la Prodisc-L, l'insertion se fait

en deux temps. Tout d'abord, les seuls les plateaux sont positionnés entre les vertèbres, la prothèse est alors dans un état « compressé », puis, dans un second temps, le noyau est introduit entre les deux plateaux, venant ainsi déployer l'implant dans sa configuration finale. Dans le cas de la Mobidisc L et de la LP-ESP, au moment de son implantation, la prothèse est composée d'un seul bloc préassemblé. La différence entre ces deux implants réside dans le fait que, bien que les deux prothèses présentent une hauteur similaire, les plateaux de la LP-ESP disposent de picots qui ne sont pas pris en compte pour la mesure de la hauteur. Enfin, l'ancillaire permettant de procéder à l'implantation de la LP-ESP est jugé volumineux, ce qui peut nuire à la visibilité de la zone opératoire d'après les retours de l'équipe de chirurgiens. Cela n'est pas le cas pour les ancillaires liés aux deux autres prothèses.

V.3.3.2 Phase de repositionnement

Au cours de la phase de repositionnement, d'importantes différences de notations sont visibles entre les trois prothèses. En effet, au cours de cette situation de vie, il est nécessaire de déplacer l'implant afin de corriger un mauvais positionnement. Cette tâche est aisée dans le cas de la Mobidisc L, ses plateaux étant « lisses » et son système d'ancrage n'étant pas encore introduit à cette étape. Pour la Prodisc-L, tout déplacement latéral de l'implant est rendu très compliqué par la présence des quilles sur les plateaux. De ce fait, afin de déplacer l'implant latéralement, il est nécessaire de réaliser de nouvelles rainures dans les vertèbres de l'unité fonctionnelle. Cela peut fortement nuire à l'intégrité de ces structures osseuses. Cela explique les écarts de notations pour les fonctions FP1 et FC2.

Fonction	Critère d'appréciation	Notation			
		++	+	-	--
FP1	Déplacements relatifs entre les plateaux des vertèbres et la prothèse	×	×		×
FC1	Précision de la mise en position	×	×	×	
	Nombre d'actions à réaliser	× ×		×	
	Durée d'intervention		× ×	×	
FC2	Détérioration	×		×	×
FC3	Pas d'arêtes vives		× × ×		
	Distances de sécurité		× × ×		
	Encombrement de l'ancillaire	×	×		×

× Prodisc-L × Mobidisc L × LP-ESP

Tableau V-8 – Satisfaction des fonctions pour chaque prothèse au cours de la phase de repositionnement de l'implant ; en bleu : Prodisc-L ; en orange : Mobidisc L ; en vert : LP-ESP

V.3.3.3 Phase post-opératoire

Durant la phase post-opératoire, qui correspond à l'utilisation de l'implant par le patient, les principaux écarts de notation sont observés pour la fonction FP1, en particulier pour le critère de mobilité du centre instantané de rotation. En effet, dans le cas de la Prodisc-L, celui-ci est totalement fixe, ce qui est attendu pour une prothèse de type ball-and-socket. Pour la LP-ESP, ce noyau est libre de réaliser de faibles déplacements dans le plan, tandis que pour la Mobidisc L, les déplacements du noyau sont plus importants. Aussi, pour le critère d'amortissement des chargements axiaux de la fonction FC3, seule la LP-ESP présente un comportement satisfaisant, les deux autres implants disposant de noyaux rigides en UHMWPE ne pouvant que très peu se déformer.

Fonction	Critère d'appréciation	Notation ++	+	-	--
FP1	Liaison rotule (3 rotations)	×××			
	Position du CIR au repos	××	×		
	Déplacement du CIR		×	×	×
	Raideur en rotation		×	××	
FP2	Limitations des amplitudes des rotations et translations		×	××	
FC1	Utilisation de géométries, matériaux, et tout autre élément favorisant la repousse osseuse	×××			
FC2	Utilisation de géométries, matériaux, et tout autre élément favorisant la repousse osseuse	×××			
FC3	Amortissement	×		××	
	Hauteur entre les vertèbres	×××			
FC4	Distance de sécurité		×××		
	Relargage de particules		×××		
	Expulsion de pièces	×	×	×	

× Prodisc-L × Mobidisc L × LP-ESP

Tableau V-9 – Satisfaction des fonctions pour chaque prothèse au cours de la phase post-opératoire ; en bleu : Prodisc-L ; en orange : Mobidisc L ; en vert : LP-ESP

V.3.3.4 Phase de reprise chirurgicale

Enfin, au cours de la phase de reprise chirurgicale, les principales différences entre les trois implants considérés sont observées pour la fonction FC1, et plus précisément pour le critère caractérisant la facilité d'accès à la prothèse une fois celle-ci en position depuis un certain temps. En effet, une fois la stabilité secondaire établie, c'est-à-dire que l'os s'est remodelé autour des plateaux prothétiques, il peut être compliqué avec l'ancillaire d'accéder aux points de fixation prévus pour l'implantation de ces implants.

Fonction	Critère d'appréciation	Notation ++	+	-	--
FP1	Déplacements relatifs entre les plateaux des vertèbres et la prothèse			×××	
FC1	Accès à la prothèse	×	×		×
	Nombre d'actions à réaliser	N/A	N/A	N/A	N/A
	Durée d'intervention	N/A	N/A	N/A	N/A
FC2	Détérioration			×	××
FC3	Pas d'arêtes vives		×××		
	Distances de sécurité		×××		
	Encombrement de l'ancillaire	×	×		×

× Prodisc-L × Mobidisc L × LP-ESP

Tableau V-10 – Satisfaction des fonctions pour chaque prothèse au cours de la phase de reprise chirurgicale ; en bleu : Prodisc-L ; en orange : Mobidisc L ; en vert : LP-ESP

Dans le cas de la Prodisc-L, ces emplacements sont situés sur la face antérieure des plateaux, et restent potentiellement accessibles pour un éventuel retrait. Cela n'est pas le cas pour la Mobidisc L, pour

laquelle la finesse des plateaux implique que l'os vertébral peut recouvrir ces points de fixations durant sa croissance.

V.4 VERS LE DÉVELOPPEMENT D'UNE NOUVELLE PROTHÈSE D'ARTHROPLASTIE LOMBAIRE

V.4.1 Implantation de la prothèse

En observant le Tableau V-3, il ressort que la majorité des fonctions à réaliser concernent les aspects géométriques de la prothèse. C'est donc sur ces points que nous allons nous concentrer dans cette partie.

Régulièrement durant ce travail de thèse, de nombreuses réunions ont été tenues avec les chirurgiens de l'équipe de chirurgie orthopédique rachidienne du CHU de Poitiers. Suite à ces discussions, il a pu être établi que les implants permettant une insertion dans un état **monobloc** ont pour avantage de réduire le nombre d'étapes à réaliser pour le praticien, ce qui permet aussi une diminution du temps opératoire. Aussi, l'implant à concevoir doit pouvoir être introduit dans l'unité fonctionnelle à traiter dans **état comprimé**, de sorte à limiter sa hauteur, ce qui permettrait de simplifier sa mise en position. Dans cette configuration initiale, la hauteur de l'implant doit être inférieure à celle d'un disque, et doit donc être comprise entre 8 mm et 10 mm (Raj 2008). Une fois convenablement positionné, un mécanisme permettrait de procéder au **déploiement de l'implant**, afin que celui-ci comble au mieux l'espace intervertébral. Sa hauteur, dans cette configuration finale, serait alors d'au moins 11 mm, tandis que ses dimensions maximales en termes de largeur et de profondeur seraient d'environ 55 mm x 38 mm (O'Connell, Vresilovic, et Elliott 2007).

Aussi, les géométries des plateaux doivent permettre l'adaptation de la prothèse à différents niveaux lombaires en tenant compte des angles de **lordose** au repos de chacun de ces niveaux. En effet, en fonction du niveau rachidien considéré, le degré de lordose observé est amené à évoluer. Ainsi, alors que la valeur de cet angle n'est que de 9,2° au niveau L3-L4, cette valeur passe à 13,9° pour le niveau L4-L5 et à 20,6° au niveau L5-S1 (Been et Kalichman 2014; Barrey 2015). Il semble donc nécessaire de proposer **plusieurs gammes d'angulation** pour les plateaux de la prothèse, de sorte à la rendre plus polyvalente et permettre son insertion à différents niveaux rachidiens.

Afin de maximiser l'étendue des zones de contact, une approche pertinente serait de proposer des plateaux prothétiques dont les géométries sont **adaptées** aux **courbures des plateaux vertébraux** de l'unité fonctionnelle considérée. Ces courbures sont présentes à la fois dans le plan sagittal médian et dans le plan coronal La majorité de prothèses actuellement disponibles sur le marché dispose de plateaux plans, comme c'est le cas de la Prodisc-L, mais aussi de la Mobidisc L et de la LP-ESP. De fait, le contact entre la prothèse et les vertèbres n'a lieu que sur le pourtour des plateaux vertébraux. Certains implants, tels que l'Activ-L (B.Braun) ou la CAdisc-L (Ranier Technology) disposent de plateaux courbés, mais ces courbures n'ont lieu que dans le plan sagittal. Ainsi, l'optimisation de cette zone de contact pourrait passer par le fait d'ajouter des courbures à la fois dans le plan sagittal et dans le plan coronal.

Un autre avantage de cette approche serait d'améliorer la **stabilité primaire** de l'implant, une large portion des plateaux prothétiques étant en contact avec les vertèbres. L'utilisation de plateaux courbés pourrait en outre être couplée à la sélection d'un état de surface judicieux pour les plateaux. Cela permettrait d'obtenir un ancrage suffisant pour se passer de solutions telles que l'adjonction de quilles ou de picots sur les plateaux, ou encore de systèmes d'ancrage externes.

V.4.2 Utilisation de la prothèse par le patient

Du point de vue du patient, l'intérêt de l'arthroplastie lombaire réside dans la restauration des fonctions perdues suite au développement de pathologies dégénératives rachidiennes. Ainsi, dans ce contexte, le comportement mécanique de la prothèse doit se rapprocher au plus de celui d'un disque intervertébral.

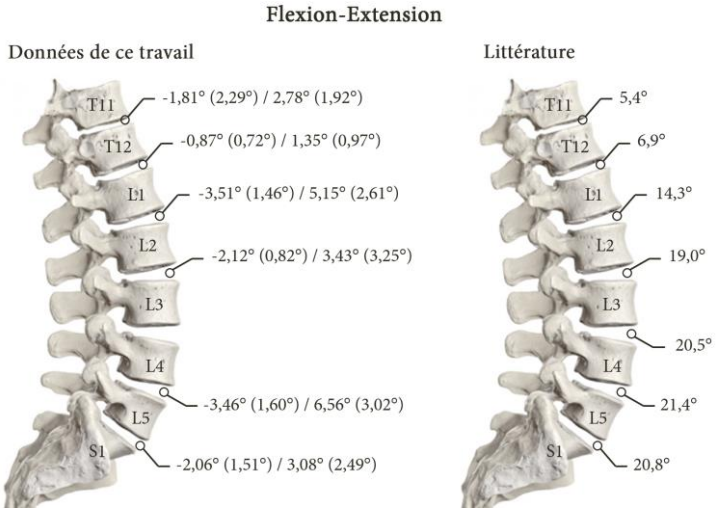

Figure V.14 - Synthèse des amplitudes articulaires obtenues pour un mouvement de flexion-extension au cours des différentes études expérimentales réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ; angle (écart-type), ainsi que les résultats présentés dans la littérature, tels qu'exposés sur le site Anatomy Standard (adaptée du site Anatomy Standard)

En termes de mobilités, cela signifie que **les amplitudes articulaires** atteignables après l'implantation d'une prothèse doivent être comparables à celles d'un disque intervertébral intact. Une amplitude trop faible pouvant conduire à l'apparition d'un syndrome adjacent (J. Lee et Park 2016; Ouchida et al. 2022), c'est-à-dire une dégénérescence prématurée des niveaux adjacents causée par une augmentation des chargements à ces niveaux. Une amplitude trop importante pouvant à l'inverse causer une augmentation des chargements mécaniques dans les facettes articulaires du niveau opéré, comme nous avons pu le monter au cours du chapitre IV. Cela pouvant être l'une des causes du développement de l'arthrose facettaire suite à une arthroplastie (Furunes et al. 2020). Les amplitudes articulaires à atteindre, pour les mouvements de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale, sont présentées dans les Figures V.14, V.15 et V.16.

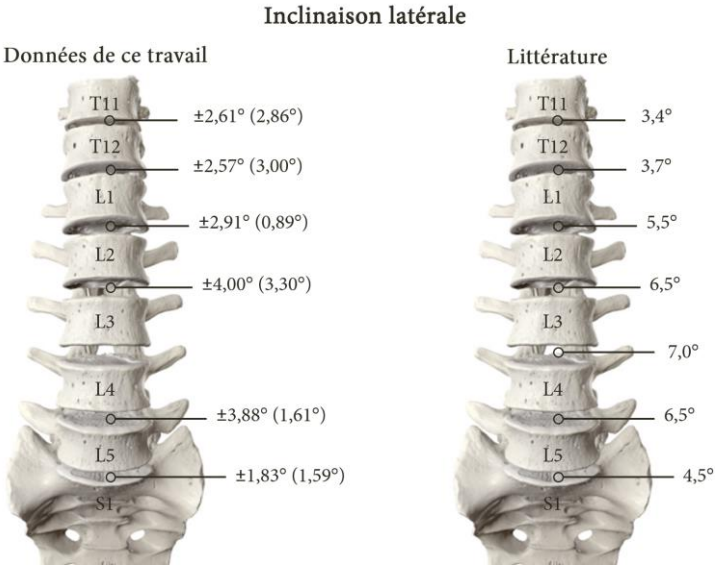

Figure V.15 - Synthèse des amplitudes articulaires obtenues pour un mouvement d'inclinaison latérale au cours des différentes études expérimentales réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ; angle (écart-type), ainsi que les résultats présentés dans la littérature, tels qu'exposés sur le site Anatomy Standard (adaptée du site Anatomy Standard)

Aussi, nous avons pu voir dans la partie I.3.3 que le centre de rotation de l'articulation intervertébrale est amené à se déplacer au cours de la réalisation de chacun des trois mouvements physiologiques. De ce fait, les implants à noyaux mobiles ou les prothèses élastiques semblent constituer des approches pertinentes pour le remplacement de disques intervertébraux dégénérés.

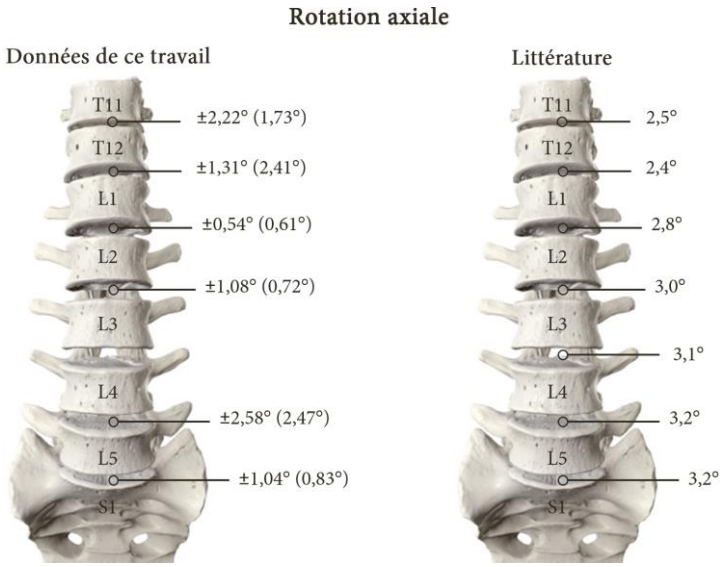

Figure V.16- Synthèse des amplitudes articulaires obtenues pour un mouvement de rotation axiale au cours des différentes études expérimentales réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ; angle (écart-type), ainsi que les résultats présentés dans la littérature, tels qu'exposés sur le site Anatomy Standard (adaptée du site Anatomy Standard)

Alors que le disque intervertébral est capable, du fait de sa structure, de jouer un rôle d'**amortisseur** dans le cas de **chargements axiaux**, ce n'est pas nécessairement le cas des prothèses d'arthroplastie. Les prothèses élastiques sont capables de réaliser cette fonction de par le fait qu'elles tendent à présenter une

structure similaire à celle d'un disque, celles-ci étant composées de pièces visant à représenter un annulus fibrosus et un nucleus pulposus. Les matériaux qui les composent présentent eux-mêmes des comportements mécaniques analogues à ceux des véritables disques. En dehors de cette catégorie de prothèses, seule la Baguera L (Spineart) permet de reprendre les efforts axiaux. En effet, le noyau de cette prothèse à noyau mobile présente des caractéristiques géométriques lui permettant de légèrement se comprimer lors de l'application de chargements axiaux. Il pourrait être intéressant d'envisager l'utilisation d'un concept semblable dans le cadre du développement d'un futur implant.

Enfin, afin de limiter le risque de migration de la prothèse, il est nécessaire de s'assurer que la stabilité secondaire a pu être convenablement établie. Plusieurs solutions existent actuellement pour parvenir à ce but. Ces solutions consistent souvent à ajouter un revêtement d'hydroxyapatite sur les plateaux des prothèses, cette céramique ayant de propriétés ostéo-inductrices, c'est-à-dire qu'elle favorise la repousse osseuse (Ma et al. 2018). D'autres approches consistent à utiliser des revêtements en titane poreux (Guyer et al. 2016), c'est le cas des prothèses Baguera L et Prodisc-L notamment.

V.5 CONCLUSION DU CHAPITRE V

Dans ce cinquième et dernier chapitre, nous avons commencé par présenter différentes démarches de conception structurées, qui sont l'analyse de la valeur et l'analyse fonctionnelle. Pour chacune d'entre elles, nous avons présenté les étapes ainsi que les outils nécessaires à leur mise en œuvre.

Dans une deuxième partie, nous avons appliqué la démarche de l'analyse fonctionnelle afin d'identifier et formuler le besoin qui doit être satisfait par l'implant innovant que nous souhaitons concevoir. Nous avons poursuivi avec l'identification et la caractérisation des différentes fonctions nécessaires à la satisfaction du besoin. Ensuite, nous avons appliqué cette démarche à plusieurs implants existants, et ce afin de vérifier s'ils permettent ou non de réaliser chacune des fonctions préalablement identifiées. De cette étude, il a pu ressortir que les différents implants considérés, appartenant chacun à une famille distincte, ne permettent pas tous de réaliser l'ensemble des fonctions avec le même degré de satisfaction.

Enfin, dans la dernière partie de ce chapitre, nous nous sommes appuyés sur les résultats obtenus lors des études biomécaniques réalisées tout au long de ce travail de thèse pour proposer certaines pistes de réflexion pouvant, à terme, permettre de développer un dispositif implantable rachidien optimisé.

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

Le premier objectif de ce travail de thèse était de procéder à l'étude biomécanique de différents implants rachidiens innovants. Ainsi, des outils devaient être développés afin de caractériser de manière expérimentale et numérique le comportement mécanique de segments anatomiques rachidiens. Un cahier des charges a ensuite été élaboré, celui-ci devant permettre de guider la conception d'un implant rachidien optimisé.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à **l'analyse biomécanique de la charnière thoraco-lombaire**, ce secteur s'étendant de la vertèbre T11 à la vertèbre L3. Cette étude a porté sur le rachis thoraco-lombaire intact. L'objectif était de **déterminer son comportement** lors de **l'application de couples purs permettant de reproduire des mouvements physiologiques**. Les amplitudes articulaires observées pour les spécimens anatomiques rachidiens utilisés dans cette étude sont en accord avec les résultats présentés dans la littérature. La seconde partie de cette étude avait pour objectif **d'évaluer les performances de réduction de fracture et de stabilisation de vis pédiculaires** hybrides (OAK), qui présentent un comportement de vis poly-axiales lors de l'insertion, et qui deviennent mono-axiales au cours de la réduction. Les performances de ces vis ont été comparées à celles des vis poly-axiales. Ces vis ont été utilisées conjointement avec des tiges de fixation droites puis cintrées à 25°. Pour réaliser cette étude, des fractures de type burst ont été générées au niveau de la vertèbre centrale (L1) des échantillons. Ces fractures ont par la suite été réduites en insérant les vis pédiculaires dans les vertèbres sus et sous-jacentes à la fracture, donc T12 et L2. Afin d'étudier les performances de réduction de chacune des vis, nous nous sommes intéressés aux déplacements des vertèbres sus-jacentes, ainsi qu'à l'angle mesuré entre les vertèbres sus et sous-jacentes à la fracture. Les résultats de cette étude ont pu montrer qu'avec l'utilisation de tiges cintrées, la réduction obtenue avec les vis OAK est supérieure à celle observée pour les vis poly-axiales. Les différences étaient par contre négligeables dans le cas de l'utilisation de tiges de fixation droites. Nous avons pu observer que les performances de stabilisation obtenues pour chacune des deux solutions sont semblables, et ce pour chacun des mouvements réalisés. Ainsi, les mobilités des niveaux laissés libres (T11-T12 et L2-L3) n'ont pas été affectées par les implants, tandis que pour les niveaux fusionnés (T12-L1 et L1-L2), les amplitudes ont été fortement réduites, voire supprimées. Cette étude a permis de montrer que les vis OAK représentent une alternative intéressante aux vis poly-axiales en proposant des performances de réduction de fractures supérieures, des performances de stabilisation semblables, tout en offrant une simplicité d'implantation des tiges.

De cette première étude, il est ressorti la nécessité : **(i) de faire évoluer les moyens d'essais expérimentaux** pour envisager des tests à haute vitesse de chargement et à grand nombre de cycles ; **(ii) de développer des modélisations par éléments finis patient-spécifiques** pour augmenter le nombre d'études et les variabilités de situations cliniques. Pour cela, nous avons développé et validé un nouveau système de chargement basé sur l'utilisation d'un bras robotisé sériel Franka Emika, contrôlé à l'aide d'une commande en impédance.

Par la suite, **une analyse biomécanique de la charnière lombo-sacrée** (L4-S1) **a été réalisée**. Cette étude a été décomposée en deux volets : expérimental et numérique. Dans le cadre de la partie expérimentale, l'objectif était de déterminer les amplitudes articulaires atteignables par les échantillons à notre disposition. Les segments anatomiques rachidiens lombaires ont été sollicités à l'aide du nouveau système robotisé. Les résultats de cette étude ont pu montrer que les mobilités de ces échantillons sont

dans les limites des valeurs présentées dans la littérature. Pour élargir les cas d'études à des variabilités anatomiques et spécifiques à différents patients, nous avons développé des modèles numériques, validés par confrontation avec les résultats expérimentaux. Les modèles numériques de segments anatomiques rachidiens intacts étaient basés sur les géométries des véritables spécimens, extraites des images issues de scanner médical. Les résultats ont montré que **les modèles éléments finis développés restituent le comportement des échantillons anatomiques**, les amplitudes des spécimens numériques étant en accord avec les mesures relevées lors de la phase expérimentale. De ce fait, nous avons pu établir que ces modèles peuvent être utilisés afin de réaliser une plus large variété d'essais, par exemple pour étudier le comportement mécanique d'implants rachidiens.

La partie suivante a été consacrée à **l'étude du rachis instrumenté avec différents types de prothèses d'arthroplastie**, à savoir les prothèses ball-and-socket qui présentent trois degrés de liberté, et les prothèses élastiques dotés de six degrés de liberté. Dans un premier temps, nous avons cherché à **déterminer l'influence des géométries vertébrales sur le comportement biomécanique de ces prothèses**. Nous avons montré que dans le cas des prothèses élastiques, les amplitudes articulaires ne sont pas affectées par la présence des parties postérieures des vertèbres, la raideur de ces implants étant importante. Pour les prothèses ball-and-socket, il semble que les facettes articulaires servent de butées permettant de limiter le mouvement, ce qui pourrait induire une augmentation des chargements mécaniques dans ces facettes. Afin de **déterminer les effets mécaniques liés à l'implantation de ces prothèses**, des analyses expérimentales et numériques ont été réalisées. Au cours de la partie expérimentale, un échantillon a été implanté avec chacune des prothèses. Il a pu être mis en avant que la prothèse élastique propose des amplitudes comparables à celles du disque natif pour l'échantillon utilisé. Pour la prothèse ball-and-socket, nous avons pu observer que les résultats sont similaires pour chacun des mouvements, sauf pour le mouvement d'extension, pour lequel une forte augmentation des amplitudes a été constatée. Ensuite, dans le cadre de la partie numérique, les modèles éléments finis précédemment développés ont été modifiés en remplaçant un disque par les différents implants. De cette étude numérique, il est ressorti que la prothèse élastique ne semble pas augmenter les chargements dans les facettes articulaires, ce qui la rend pertinente pour remplacer un disque chez des personnes âgées, présentant un léger degré d'arthrose facettaire. Dans le cas de la prothèse ball-and-socket, les chargements dans les facettes articulaires du niveau adjacent sont réduits, tandis que les mobilités sont augmentées au niveau opéré. Ces prothèses pourraient ainsi être indiquées pour des patients plutôt jeunes, ne présentant pas d'arthrose facettaire.

Enfin, la dernière partie de ce travail de thèse a été dédiée à la **préparation d'un cahier des charges permettant de développer une prothèse d'arthroplastie innovante**. Pour cela, nous avons appliqué la démarche de l'analyse fonctionnelle afin d'identifier les besoins devant être satisfaits par cette prothèse. Nous avons par la suite déterminé les fonctions dont la réalisation est nécessaire à la satisfaction de ces besoins. Par la suite, nous avons appliqué cette démarche à quelques implants disponibles sur le marché, chacun appartenant à une famille de prothèses différentes. Il a ainsi pu être observé qu'aucun de ces implants ne permet de remplir chacune de ces fonctions avec le même degré de satisfaction. Certaines pistes de réflexion ont donc été proposées dans le but de conduire le développement d'une prothèse optimisée.

Afin de compléter ce travail de thèse, **plusieurs perspectives peuvent être envisagées**. Tout d'abord, concernant les analyses expérimentales, le développement du nouveau dispositif de sollicitations basé sur l'utilisation d'un bras robotisé permet d'augmenter les possibilités d'essais. Ainsi, il pourrait être envisageable de réaliser des essais à différentes vitesses de sollicitation et à grand nombre de cycles de sorte à déterminer le comportement en fatigue des implants rachidiens. Aussi, afin de représenter plus fidèlement les chargements subis par le rachis dans le corps humain, l'ajout de précharges pourrait être considéré.

Dans l'optique de poursuivre l'exploitation des modèles éléments finis de segments rachidiens développés durant ce travail, nous pouvons envisager l'étude d'une gamme d'implants plus large, intégrant des prothèses à noyau mobile, ou encore des implants d'arthrodèse. Aussi, nous pourrions analyser d'autres réponses mécaniques et considérer d'autres situations d'ancrage de ces implants. En effet, les simulations ont été conduites en supposant une stabilité secondaire parfaite, mais il serait possible de se placer dans le cas d'une stabilité primaire, avec un remodelage osseux autour des prothèses encore imparfait. Cela permettrait d'évaluer les performances de ces implants à différents intervalles de temps post-opératoires. Les différentes études numériques réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ont permis de mettre en avant que la modélisation par éléments finis patient-spécifique pourrait présenter un intérêt certain pour l'aide à la planification chirurgicale, en guidant les chirurgiens dans le choix de l'implant le plus adapté en fonction du patient. Ainsi, il pourra être possible de déployer cette démarche sur des segments rachidiens issus de patients plus jeunes afin d'analyser la répartition de contraintes en accord avec les paramètres spécifiques à chaque patient.

Les différentes méthodes, expérimentales et numériques, développées durant ce travail, ont été implémentées afin d'étudier le comportement biomécanique de spécimens rachidiens lombo-sacrés. Il serait également possible de les adapter à l'étude d'autres secteurs rachidiens, tels que le rachis cervical, ou thoracique. Il pourrait en effet être intéressant d'évaluer l'effet de l'implantation de prothèse d'arthroplastie dans le rachis cervical.

Enfin, l'un des objectifs du projet BORDO consistait à développer un implant optimisé patient-spécifique pour la chirurgie du rachis. Au cours de ce travail de thèse, les besoins à satisfaire et les fonctions qui doivent être réalisées par l'implant ont été caractérisées au travers des différentes analyses biomécaniques réalisées. Certaines pistes de réflexion ont été proposées, et la suite de cette étude consisterait à procéder à la conception d'un premier prototype. Celui-ci sera dans un premier temps étudié d'un point de vue numérique, en exploitant les modèles éléments finis patients spécifiques développés, et en simulant différentes situations cliniques. Il sera alors possible d'étudier les effets mécaniques causés par l'implantation de cette prothèse, en particulier au niveau des contraintes dans les facettes articulaires du niveau opéré et du niveau adjacent. Les résultats pourront être comparés à ceux obtenus pour des implants d'arthroplastie existants, et seront évalués au regard du cahier des charges établi. Une fois validé numériquement, l'implant pourra être produit à l'aide de méthodes de fabrication innovantes, en particulier l'impression 3D métallique pour respecter la spécificité géométrique issue du cahier des charges. Cet implant pourra être testé en appliquant les mêmes protocoles expérimentaux de chargements que ceux mis en place au cours de cette thèse. Le comportement mécanique de cet implant lors de l'application de sollicitations physiologiques pourra être déterminé. Le nouveau système de chargement dont nous disposons permettra d'étudier le comportement à la fatigue de cet implant à différentes vitesses de chargements.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

Abi-Hanna, David, Jack Kerferd, Kevin Phan, Prashanth Rao, et Ralph Mobbs. 2018. « Lumbar Disk Arthroplasty for Degenerative Disk Disease: Literature Review ». *World Neurosurgery* 109 (janvier): 188-96. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.09.153.

Abouhossein, Alireza, Bernhard Weisse, et Stephen J. Ferguson. 2013. « Quantifying the Centre of Rotation Pattern in a Multi-Body Model of the Lumbar Spine ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16 (12): 1362-73. https://doi.org/10.1080/10255842.2012.671306.

Adams, M.A., et W.C. Hutton. 1983. « The Mechanics of Prolapsed Intervertebral Disc ». *International Orthopaedics* 6 (4). https://doi.org/10.1007/BF00267146.

Adams, Michael A., Patricia Dolan, et Donal S. McNally. 2009. « The Internal Mechanical Functioning of Intervertebral Discs and Articular Cartilage, and Its Relevance to Matrix Biology ». *Matrix Biology* 28 (7): 384-89. https://doi.org/10.1016/j.matbio.2009.06.004.

Adams, Michael A., et Peter J. Roughley. 2006. « What Is Intervertebral Disc Degeneration, and What Causes It? »: *Spine* 31 (18): 2151-61. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000231761.73859.2c.

Albert, T, et J-F Ravaud. 2005. « Rehabilitation of Spinal Cord Injury in France: A Nationwide Multicentre Study of Incidence and Regional Disparities ». *Spinal Cord* 43 (6): 357-65. https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101717.

Aldakheel, Dakheel A. 2023. « Classification of Thoracic Spine Fractures: The Four-Column Theory ». *International Orthopaedics*, mars. https://doi.org/10.1007/s00264-023-05778-x.

Alpantaki, Kalliopi, Artan Bano, Dritan Pasku, Andreas F. Mavrogenis, Panayiotis J. Papagelopoulos, George S. Sapkas, Demetrios S. Korres, et Pavlos Katonis. 2010. « Thoracolumbar Burst Fractures: A Systematic Review of Management ». *Orthopedics* 33 (6): 422-29. https://doi.org/10.3928/01477447-20100429-24.

Andersson, Gunnar Bj. 1999. « Epidemiological Features of Chronic Low-Back Pain ». *The Lancet* 354 (9178): 581-85. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)01312-4.

Ansari, Ali, Hamidreza Ghasemi Bahraseman, Morteza Mohssenzadeh, Mohammad Haghpanahi, Kamran Hassani, et Hossein Derakhshandeh. 2019. « Finite Element Analysis of Fibre-Reinforced Constitutive Formulation of Cadisc-L ». *Engineering Solid Mechanics*, 151-62. https://doi.org/10.5267/j.esm.2018.12.004.

Antoniou, J, T Steffen, F Nelson, N Winterbottom, A P Hollander, R A Poole, M Aebi, et M Alini. 1996. « The Human Lumbar Intervertebral Disc: Evidence for Changes in the Biosynthesis and Denaturation of the Extracellular Matrix with Growth, Maturation, Ageing, and Degeneration. » *Journal of Clinical Investigation* 98 (4): 996-1003. https://doi.org/10.1172/JCI118884.

Aubert, Kévin. 2021. « Analyse biomécanique de l'expansion osseuse pour la réduction et la stabilisation de fracture de structures cortico-spongieuses: Application au plateau tibial ».

Aubert, Kévin, Arnaud Germaneau, Michel Rochette, Wenfeng Ye, Mathieu Severyns, Maxime Billot, Philippe Rigoard, et Tanguy Vendeuvre. 2021. « Development of Digital Twins to Optimize Trauma Surgery and Postoperative Management. A Case Study Focusing on Tibial Plateau Fracture ». *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 9 (octobre): 722275. https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.722275.

Audry, Fabien. 2010. « La démarche d'Analyse Fonctionnelle ». https://sti.ac-versailles.fr/IMG/pdf/analyse_fonctionnelle_guide_pour_le_professeur-2.pdf.

Ayturk, Ugur M., et Christian M. Puttlitz. 2011. « Parametric Convergence Sensitivity and Validation of a Finite Element Model of the Human Lumbar Spine ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 14 (8): 695-705. https://doi.org/10.1080/10255842.2010.493517.

Balagué, Federico, Anne F Mannion, Ferran Pellisé, et Christine Cedraschi. 2012. « Non-Specific Low Back Pain ». *The Lancet* 379 (9814): 482-91. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60610-7.

Ballane, G., J. A. Cauley, M. M. Luckey, et G. El-Hajj Fuleihan. 2017. « Worldwide Prevalence and Incidence of Osteoporotic Vertebral Fractures ». *Osteoporosis International* 28 (5): 1531-42. https://doi.org/10.1007/s00198-017-3909-3.

Barrey, Cédric. 2015. « Current Strategies for the Restoration of Adequate Lordosis during Lumbar Fusion ». *World Journal of Orthopedics* 6 (1): 117. https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.117.

Basques, Bryce A., Alejandro A. Espinoza Orías, Grant D. Shifflett, Michael P. Fice, Gunnar B. Andersson, Howard S. An, et Nozomu Inoue. 2017. « The Kinematics and Spondylosis of the Lumbar Spine Vary Depending on the Levels of Motion Segments in Individuals With Low Back Pain »: *SPINE* 42 (13): E767-74. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001967.

Beazell, James R., Melise Mullins, et Terry L. Grindstaff. 2010. « Lumbar Instability: An Evolving and Challenging Concept ». *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 18 (1): 9-14. https://doi.org/10.1179/106698110X12595770849443.

Been, Ella, et Leonid Kalichman. 2014. « Lumbar Lordosis ». *The Spine Journal* 14 (1): 87-97. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.07.464.

Belfi, Lily M., A Orlando Ortiz, et Douglas S. Katz. 2006. « Computed Tomography Evaluation of Spondylolysis and Spondylolisthesis in Asymptomatic Patients »: *Spine* 31 (24): E907-10. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000245947.31473.0a.

Bell, Kevin M., Robert A. Hartman, Lars G. Gilbertson, et James D. Kang. 2013. « In Vitro Spine Testing Using a Robot-Based Testing System: Comparison of Displacement Control and "Hybrid Control" ». *Journal of Biomechanics* 46 (10): 1663-69. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.04.007.

Bensch, Frank V., Mika P. Koivikko, Martti J. Kiuru, et Seppo K. Koskinen. 2006. « The Incidence and Distribution of Burst Fractures ». *Emergency Radiology* 12 (3): 124-29. https://doi.org/10.1007/s0010140-005-0457-5.

Benson, D. R. 1988. « Unstable Thoracolumbar Fractures, with Emphasis on the Burst Fracture ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, nº 230 (mai): 14-29.

Bohn, Tobias, Susanne A.J. Lang, Stephanie Roll, Helene Schrader, Matthias Pumberger, et Karin Büttner-Janz. 2020. « Meta-Analyses Comparing Spine Simulators with Cadavers and Finite Element Models by Analysing Range-of-Motion Data before and after Lumbar Total Disc Replacement ». *Journal of Advanced Research* 26 (novembre): 29-41. https://doi.org/10.1016/j.jare.2020.06.017.

Borenstein, David G. 1996. « CHRONIC LOW BACK PAIN ». *Rheumatic Disease Clinics of North America* 22 (3): 439-56. https://doi.org/10.1016/S0889-857X(05)70281-7.

Brandolini, Nicola, Nikil Kapur, et Richard M. Hall. 2014. « Dynamics of Interpedicular Widening in Spinal Burst Fractures: An in Vitro Investigation ». *The Spine Journal* 14 (9): 2164-71. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.01.058.

Brekelmans, W. A. M., H. W. Poort, et T. J. J. H. Slooff. 1972. « A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts ». *Acta Orthopaedica Scandinavica* 43 (5): 301-17. https://doi.org/10.3109/17453677208998949.

Brémand, Fabrice, Mario Cottron, Pascal Doumalin, Jean-Christophe Dupré, Arnaud Germaneau, et Valéry Valle. 2011. « Mesures en mécanique par méthodes optiques ». *Mesures mécaniques et dimensionnelles*, juin. https://doi.org/10.51257/a-v2-r1850.

Bretagne, N., V. Valle, et J.C. Dupré. 2005. « Development of the Marks Tracking Technique for Strain Field and Volume Variation Measurements ». *NDT & E International* 38 (4): 290-98. https://doi.org/10.1016/j.ndteint.2004.09.003.

Cano-Gómez, C., J. Rodríguez De La Rúa, G. García-Guerrero, J. Juliá-Bueno, et J. Marante-Fuertes. 2008. « Physiopathology of Lumbar Spine Degeneration and Pain ». *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)* 52 (1): 37-46. https://doi.org/10.1016/S1988-8856(08)70067-1.

Charles, Yann Philippe, et Jean-Paul Steib. 2017. « Diagnostic et traitement du canal lombaire étroit » 23 (3): 136-44. https://doi.org/10.1684/met.2017.0627.

Chen, Chen, Chen Qin, Huaqi Qiu, Giacomo Tarroni, Jinming Duan, Wenjia Bai, et Daniel Rueckert. 2020. « Deep Learning for Cardiac Image Segmentation: A Review ». *Frontiers in Cardiovascular Medicine* 7 (mars): 25. https://doi.org/10.3389/fcvm.2020.00025.

Chen, Shih-Hao, Zheng-Cheng Zhong, Chen-Sheng Chen, Wen-Jer Chen, et Chinghua Hung. 2009. « Biomechanical Comparison between Lumbar Disc Arthroplasty and Fusion ». *Medical Engineering & Physics* 31 (2): 244-53. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.07.007.

Chiu, Stephanie J., Xiao T. Li, Peter Nicholas, Cynthia A. Toth, Joseph A. Izatt, et Sina Farsiu. 2010. « Automatic Segmentation of Seven Retinal Layers in SDOCT Images Congruent with Expert Manual Segmentation ». *Optics Express* 18 (18): 19413. https://doi.org/10.1364/OE.18.019413.

Choi, Jisoo, Dong-Ah Shin, et Sohee Kim. 2017. « Biomechanical Effects of the Geometry of Ball-and-Socket Artificial Disc on Lumbar Spine: A Finite Element Study ». *Spine* 42 (6): E332-39. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001789.

Chung, Sang Ki, Young Eun Kim, et Kyu-Chang Wang. 2009. « Biomechanical Effect of Constraint in Lumbar Total Disc Replacement: A Study With Finite Element Analysis ». *Spine* 34 (12): 1281-86. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181a4ec2d.

Chung, Weng Hong, Wei Cheong Eu, Chee Kidd Chiu, Chris Yin Wei Chan, et Mun Keong Kwan. 2020. « Minimally Invasive Reduction of Thoracolumbar Burst Fracture Using Monoaxial Percutaneous Pedicle Screws: Surgical Technique and Report of Radiological Outcome ». *Journal of Orthopaedic Surgery* 28 (1): 230949901988897. https://doi.org/10.1177/2309499019888977.

Collignon, F., et P. Fransen. 2010. « Traitement de la sténose lombaire dégénérative symptomatique par mise en place percutanée d'implant interépineux. Expérience préliminaire avec l'implant Aperius ». *Neurochirurgie* 56 (1): 3-7. https://doi.org/10.1016/j.neuchi.2009.12.003.

Cook, Chad. 2013. « Coupling Behavior of the Lumbar Spine: A Literature Review ». *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 11 (3): 137-45. https://doi.org/10.1179/106698103790825717.

Coombs, Dana J., Paul J. Rullkoetter, et Peter J. Laz. 2017. « Efficient Probabilistic Finite Element Analysis of a Lumbar Motion Segment ». *Journal of Biomechanics* 61 (août): 65-74. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.07.002.

Costa, Maria Cristiana, Gianluca Tozzi, Luca Cristofolini, Valentina Danesi, Marco Viceconti, et Enrico Dall'Ara. 2017. « Micro Finite Element Models of the Vertebral Body: Validation of Local Displacement Predictions ». Édité par Jose Manuel Garcia Aznar. *PLOS ONE* 12 (7): e0180151. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0180151.

Couvertier, Marien, Arnaud Germaneau, Mathieu Saget, Jean-Christophe Dupré, Pascal Doumalin, Fabrice Brémand, Franck Hesser, et al. 2017. « Biomechanical Analysis of the Thoracolumbar Spine under Physiological Loadings: Experimental Motion Data Corridors for Validation of Finite Element Models ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 231 (10): 975-81. https://doi.org/10.1177/0954411917719740.

Daftari, Tapan K., Suresh R. Chinthakunta, Aditya Ingalhalikar, Manasa Gudipally, Mir Hussain, et Saif Khalil. 2012. « Kinematics of a Selectively Constrained Radiolucent Anterior Lumbar Disc: Comparisons to Hybrid and Circumferential Fusion ». *Clinical Biomechanics* 27 (8): 759-65. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.05.010.

Dagenais, Simon, Jaime Caro, et Scott Haldeman. 2008. « A Systematic Review of Low Back Pain Cost of Illness Studies in the United States and Internationally ». *The Spine Journal* 8 (1): 8-20. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.10.005.

Dai, Li-Yang. 2001. « Remodeling of the Spinal Canal After Thoracolumbar Burst Fractures »: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 382 (janvier): 119-23. https://doi.org/10.1097/00003086-200101000-00018.

Dai, Li-Yang, Sheng-Dan Jiang, Xiang-Yang Wang, et Lei-Sheng Jiang. 2007. « A Review of the Management of Thoracolumbar Burst Fractures ». *Surgical Neurology* 67 (3): 221-31. https://doi.org/10.1016/j.surneu.2006.08.081.

Delmon, Romain, Tanguy Vendeuvre, Pierre Pries, Kevin Aubert, Arnaud Germaneau, et Mathieu Severyns. 2023. « Percutaneous Balloon Calcaneoplasty versus Open Reduction and Internal Fixation (ORIF) for Intraarticular SANDERS 2B Calcaneal Fracture: Comparison of Primary Stability Using a Finite Element Method ». *Injury* 54 (6): 1815-23. https://doi.org/10.1016/j.injury.2023.03.019.

Deneuville, J.-P. 2021. « Caractérisation du comportement mécanique du disque intervertébral intact et fissuré ».

Deneuville, J.-P., M. Guiraud, F. Streimer, B. Mabeau, V. Lebrault, T Vendeuvre, et S. Sagi. 2023. « Bilan et traitement des conflits discoradiculaires avec l'approche MDT (Mechanical Diagnosis and Therapy) ou méthode McKenzie ». *EMC - Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation*.

Dreischarf, M., T. Zander, A. Shirazi-Adl, C.M. Puttlitz, C.J. Adam, C.S. Chen, V.K. Goel, et al. 2014. « Comparison of Eight Published Static Finite Element Models of the Intact Lumbar Spine: Predictive Power of Models Improves When Combined Together ». *Journal of Biomechanics* 47 (8): 1757-66. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.002.

Dreischarf, Marcel, Laia Albiol, Antonius Rohlmann, Esther Pries, Maxim Bashkuev, Thomas Zander, Georg Duda, et al. 2014. « Age-Related Loss of Lumbar Spinal Lordosis and Mobility – A Study of 323 Asymptomatic Volunteers ». Édité par Xing-Ming Shi. *PLoS ONE* 9 (12): e116186. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0116186.

Duval-Beaupère, Ginette, et Jean Legaye. 2004. « Composante sagittale de la statique rachidienne ». *Revue du Rhumatisme* 71 (2): 105-19. https://doi.org/10.1016/j.rhum.2003.09.018.

Dvořák, J, M M Panjabi, D G Chang, R Theiler, et D Grob. 1991. « Functional Radiographic Diagnosis of the Lumbar Spine: Flexion—Extension and Lateral Bending ». *Spine* 16 (5): 562-71. https://doi.org/10.1097/00007632-199105000-00014.

Eastell, Richard, Sandra L. Cedel, Heinz W. Wahner, B. Lawrence Riggs, et L. Joseph Melton. 1991. « Classification of Vertebral Fractures ». *Journal of Bone and Mineral Research* 6 (3): 207-15. https://doi.org/10.1002/jbmr.5650060302.

Eberhardt, Knut, Oliver Ganslandt, et Andreas Stadlbauer. 2014. « Functional and Quantitative Magnetic Resonance Myelography of Symptomatic Stenoses of the Lumbar Spine ». *Neuroradiology* 56 (12): 1069-78. https://doi.org/10.1007/s00234-014-1433-0.

El-Rich, Marwan, Pierre-Jean Arnoux, Eric Wagnac, Christian Brunet, et Carl-Eric Aubin. 2009. « Finite Element Investigation of the Loading Rate Effect on the Spinal Load-Sharing Changes under Impact Conditions ». *Journal of Biomechanics* 42 (9): 1252-62. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.036.

Enders, Jacob J., Daniel Coughlin, Thomas E. Mroz, et Shaleen Vira. 2020. « Surface Technologies in Spinal Fusion ». *Neurosurgery Clinics of North America* 31 (1): 57-64. https://doi.org/10.1016/j.nec.2019.08.007.

Ese, Zehra, et Waldemar Zylka. 2019. « Influence of 12-Bit and 16-Bit CT Values of Metals on Dose Calculation in Radiotherapy Using PRIMO, a Monte Carlo Code for Clinical Linear Accelerators ». *Current Directions in Biomedical Engineering* 5 (1): 597-600. https://doi.org/10.1515/cdbme-2019-0150.

Fardon, David F., Alan L. Williams, Edward J. Dohring, F. Reed Murtagh, Stephen L. Gabriel Rothman, et Gordon K. Sze. 2014. « Lumbar Disc Nomenclature: Version 2.0 ». *The Spine Journal* 14 (11): 2525-45. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.04.022.

Finley, Sean M., Darrel S. Brodke, Nicholas T. Spina, Christine A. DeDen, et Benjamin J. Ellis. 2018. « FEBio Finite Element Models of the Human Lumbar Spine ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 21 (6): 444-52. https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1478967.

Fitzgerald, Ja, et Ph Newman. 1976. « Degenerative Spondylolisthesis ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 58-B (2): 184-92. https://doi.org/10.1302/0301-620X.58B2.932080.

Formica, Matteo, Stefano Divano, Luca Cavagnaro, Marco Basso, Andrea Zanirato, Carlo Formica, et Lamberto Felli. 2017. « Lumbar Total Disc Arthroplasty: Outdated Surgery or Here to Stay Procedure? A Systematic Review of Current Literature ». *Journal of Orthopaedics and Traumatology* 18 (3): 197-215. https://doi.org/10.1007/s10195-017-0462-y.

Fu, K S, et J K Mui. 1981. « A SURVEY ON IMAGE SEGMENTATION ».

Fujii, Ryutaro, Hironobu Sakaura, Yoshihiro Mukai, Noboru Hosono, Takahiro Ishii, Motoki Iwasaki, Hideki Yoshikawa, et Kazuomi Sugamoto. 2007. « Kinematics of the Lumbar Spine in Trunk Rotation: In Vivo Three-Dimensional Analysis Using Magnetic Resonance Imaging ». *European Spine Journal* 16 (11): 1867-74. https://doi.org/10.1007/s00586-007-0373-3.

Furunes, Håvard, Linda Berg, Ansgar Espeland, Hanne Thoresen, Gesche Neckelmann, Helga Maria Brøgger, Milada Cvancarova Småstuen, Jens Ivar Brox, Kjersti Storheim, et Christian Hellum. 2020. « Facet Arthropathy Following Disc Replacement Versus Rehabilitation: A Prospective Study With 8-Year Follow-Up ». *Spine* 45 (21): 1467-75. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000003600.

Gamradt, Seth C., et Jeffrey C. Wang. 2005. « Lumbar Disc Arthroplasty ». *The Spine Journal* 5 (1): 95-103. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.09.006.

Ganju, Aruna. 2002. « Isthmic Spondylolisthesis ». *Neurosurg. Focus* 13.

Garavelli, Chiara, Cristina Curreli, Marco Palanca, Alessandra Aldieri, Luca Cristofolini, et Marco Viceconti. 2022. « Experimental Validation of a Subject-Specific Finite Element Model of Lumbar Spine Segment Using Digital Image Correlation ». Édité par Robert Daniel Blank. *PLOS ONE* 17 (9): e0272529. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0272529.

Gellhorn, Alfred C., Jeffrey N. Katz, et Pradeep Suri. 2013. « Osteoarthritis of the Spine: The Facet Joints ». *Nature Reviews Rheumatology* 9 (4): 216-24. https://doi.org/10.1038/nrrheum.2012.199.

Germaneau, A, P Doumalin, J.-C. Dupré, C Breque, S. D'Houtaud, et P. Rigoard. 2009. « Analyse 3D du comportement mécanique de l'os pour l'étude de fixations occipito-cervicales », août, 6.

Germaneau, A., M. Saget, S. D'Houtaud, T. Vandeuvre, P. Doumalin, J.-C. Dupré, F. Hesser, F. Brémand, P. Maxy, et P. Rigoard. 2014. « A Novel Experimental Strategy for the Production of Thoracolumbar Burst Fractures Coupled with a Biomechanical Analysis by Using Non-Invasive Optical Methods: Burst Fracture Production and Biomechanical Analysis ». *Strain* 50 (5): 381-88. https://doi.org/10.1111/str.12079.

Germaneau, A., T. Vendeuvre, M. Saget, P. Doumalin, J.C. Dupré, F. Brémand, F. Hesser, et al. 2016. « A Novel Approach for Biomechanical Spine Analysis: Mechanical Response of Vertebral Bone Augmentation by Kyphoplasty to Stabilise Thoracolumbar Burst Fractures ». *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 59 (juin): 291-303. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.02.002.

Gilbertson, Lars G., Todd C. Doehring, et James D. Kang. 2000. « New Methods to Study Lumbar Spine Biomechanics: Delineation of in Vitro Load-Displacement Characteristics by Using a Robotic/UFS Testing System with Hybrid Control ». *Operative Techniques in Orthopaedics* 10 (4): 246-53. https://doi.org/10.1016/S1048-6666(00)80024-5.

Gillespie, Kevin A., et James P. Dickey. 2004. « Biomechanical Role of Lumbar Spine Ligaments in Flexion and Extension: Determination Using a Parallel Linkage Robot and a Porcine Model »: *Spine* 29 (11): 1208-16. https://doi.org/10.1097/00007632-200406010-00010.

Goertzen, Darrell J., et Gregory N. Kawchuk. 2009. « A Novel Application of Velocity-Based Force Control for Use in Robotic Biomechanical Testing ». *Journal of Biomechanics* 42 (3): 366-69. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.006.

Gourmelen, J., J.-F. Chastang, A. Ozguler, J.-L. Lanoë, J.-F. Ravaud, et A. Leclerc. 2007. « Frequency of Low Back Pain among Men and Women Aged 30 to 64 Years in France. Results of Two National Surveys ». *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 50 (8): 640-44. https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2007.05.009.

Grassmann, Stephanie, Thomas R. Oxland, Ursula Gerich, et Lutz-P. Nolte. 1998. « Constrained Testing Conditions Affect the Axial Rotation Response of Lumbar Functional Spinal Units »: *Spine* 23 (10): 1155-62. https://doi.org/10.1097/00007632-199805150-00016.

Guyer, Richard D., Jean-Jacques Abitbol, Donna D. Ohnmeiss, et Chang Yao. 2016. « Evaluating Osseointegration Into a Deeply Porous Titanium Scaffold: A Biomechanical Comparison With PEEK and Allograft ». *Spine* 41 (19): E1146-50. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001672.

Ha, Sung-Kon, Se-Hoon Kim, Daniel H. Kim, Jung-Yul Park, Dong-Jun Lim, et Sang-Kook Lee. 2009. « Biomechanical Study of Lumbar Spinal Arthroplasty with a Semi-Constrained Artificial Disc

(Activ L) in the Human Cadaveric Spine ». *Journal of Korean Neurosurgical Society* 45 (3): 169. https://doi.org/10.3340/jkns.2009.45.3.169.

Ha, Tshui-Hung, Kambiz Saber-Sheikh, Ann P. Moore, et Mark P. Jones. 2013. « Measurement of Lumbar Spine Range of Movement and Coupled Motion Using Inertial Sensors – A Protocol Validity Study ». *Manual Therapy* 18 (1): 87-91. https://doi.org/10.1016/j.math.2012.04.003.

Hamarneh, Ghassan, et Xiaoxing Li. 2009. « Watershed Segmentation Using Prior Shape and Appearance Knowledge ». *Image and Vision Computing* 27 (1-2): 59-68. https://doi.org/10.1016/j.imavis.2006.10.009.

Harrop, James S., Jim A. Youssef, Mitch Maltenfort, Peggy Vorwald, Pascal Jabbour, Christopher M. Bono, Neil Goldfarb, Alexander R. Vaccaro, et Alan S. Hilibrand. 2008. « Lumbar Adjacent Segment Degeneration and Disease After Arthrodesis and Total Disc Arthroplasty »: *Spine* 33 (15): 1701-7. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31817bb956.

HAS. 2013. « Évaluation des implants du rachis (cage intersomatique, cale métallique interépineuse, coussinet, implant d'appui sacré) ». Haute Autorité de Santé. 2013. https://www.has-sante.fr/jcms/c_1517325/fr/evaluation-des-implants-du-rachis-cage-intersomatique-cale-metallique-interepineuse-coussinet-implant-d-appui-sacre.

———. 2019. « Prise en charge du patient présentant une lombalgie commune ». Haute Autorité de Santé. 2019. https://www.has-sante.fr/jcms/c_2961499/fr/prise-en-charge-du-patient-presentant-une-lombalgie-commune.

Hasegawa, Kazuhiro, Masashi Okamoto, Shun Hatsushikano, Haruka Shimoda, Masatoshi Ono, Takao Homma, et Kei Watanabe. 2017. « Standing Sagittal Alignment of the Whole Axial Skeleton with Reference to the Gravity Line in Humans ». *Journal of Anatomy* 230 (5): 619-30. https://doi.org/10.1111/joa.12586.

Hayes, Mark A., Thomas C. Howard, Curtis R. Gruel, et Joseph A. Kopta. 1989. « Roentgenographic Evaluation of Lumbar Spine Flexion-Extension in Asymptomatic Individuals »: *Spine* 14 (3): 327-31. https://doi.org/10.1097/00007632-198903000-00014.

Hedequist, Daniel, et John Emans. 2007. « Congenital Scoliosis: A Review and Update ». *Journal of Pediatric Orthopaedics* 27 (1): 106-16. https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e31802b4993.

Hensinger, Robert N. 2009. « Congenital Scoliosis: Etiology and Associations ». *Spine* 34 (17): 1745-50. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181abf69e.

Heylings, D J A. 1978. « Supraspinous and Interspinous Ligaments of the Human Lumbar Spine ».

Hoy, D., P. Brooks, F. Blyth, et R. Buchbinder. 2010. « The Epidemiology of Low Back Pain ». *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 24 (6): 769-81. https://doi.org/10.1016/j.berh.2010.10.002.

Hoy, Damian, Christopher Bain, Gail Williams, Lyn March, Peter Brooks, Fiona Blyth, Anthony Woolf, Theo Vos, et Rachelle Buchbinder. 2012. « A Systematic Review of the Global Prevalence of Low Back Pain ». *Arthritis & Rheumatism* 64 (6): 2028-37. https://doi.org/10.1002/art.34347.

Hu, Richard, Cameron A. Mustard, et Charles Burns. 1996. « Epidemiology of Incident Spinal Fracture in a Complete Population »: *Spine* 21 (4): 492-99. https://doi.org/10.1097/00007632-199602150-00016.

Hu, Yu-Chi J., Michael D. Grossberg, et Gikas S. Mageras. 2008. « Semi-Automatic Medical Image Segmentation with Adaptive Local Statistics in Conditional Random Fields Framework ». In *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3099-3102. Vancouver, BC: IEEE. https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649859.

Huang, Yu-Len, et Dar-Ren Chen. 2004. « Watershed Segmentation for Breast Tumor in 2-D Sonography ». *Ultrasound in Medicine & Biology* 30 (5): 625-32. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2003.12.001.

Huiskes, R., et E.Y.S. Chao. 1983. « A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade ». *Journal of Biomechanics* 16 (6): 385-409. https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90072-6.

Iatridis, James C., Mark Weidenbaum, Lori A. Setton, et Van C. Mow. 1996. « Is the Nucleus Pulposus a Solid or a Fluid? Mechanical Behaviors of the Nucleus Pulposus of the Human Intervertebral Disc »: *Spine* 21 (10): 1174-84. https://doi.org/10.1097/00007632-199605150-00009.

Iida, Takahiro, Kuniyoshi Abumi, Yoshihisa Kotani, et Kiyoshi Kaneda. 2002. « Effects of Aging and Spinal Degeneration on Mechanical Properties of Lumbar Supraspinous and Interspinous Ligaments ». *The Spine Journal* 2 (2): 95-100. https://doi.org/10.1016/S1529-9430(02)00142-0.

Inoue, Hajime. 1981. « Three-Dimensional Architecture of Lumbar Intervertebral Discs »: *Spine* 6 (2): 139-46. https://doi.org/10.1097/00007632-198103000-00006.

John, Jobin D., Gurunathan Saravana Kumar, et Narayan Yoganandan. 2019. « Cervical Spine Morphology and Ligament Property Variations: A Finite Element Study of Their Influence on Sagittal Bending Characteristics ». *Journal of Biomechanics* 85 (mars): 18-26. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.044.

Kallemeier, Patricia M., Brian P. Beaubien, Glenn R. Buttermann, David J. Polga, et Kirkham B. Wood. 2008. « In Vitro Analysis of Anterior and Posterior Fixation in an Experimental Unstable Burst Fracture Model ». *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 21 (3): 216-24. https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e31807a2f61.

Kapandji, Adalbert I. 2019. *Anatomie fonctionnelle: Volume 3 - Tête et rachis*. MALOINE.

Kayalioglu, Gulgun. 2009. « The Vertebral Column and Spinal Meninges ». In *The Spinal Cord*, 17-36. Elsevier. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-374247-6.50007-9.

Kelly, Brian P., et Charles R. Bennett. 2013. « Design and Validation of a Novel Cartesian Biomechanical Testing System with Coordinated 6DOF Real-Time Load Control: Application to the Lumbar Spine (L1–S, L4–L5) ». *Journal of Biomechanics* 46 (11): 1948-54. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.05.008.

Kepler, Christopher K., Ravi K. Ponnappan, Chadi A. Tannoury, Marakand V. Risbud, et David G. Anderson. 2013. « The Molecular Basis of Intervertebral Disc Degeneration ». *The Spine Journal* 13 (3): 318-30. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.12.003.

Khoury, G Y el-, et C G Whitten. 1993. « Trauma to the Upper Thoracic Spine: Anatomy, Biomechanics, and Unique Imaging Features. » *American Journal of Roentgenology* 160 (1): 95-102. https://doi.org/10.2214/ajr.160.1.8416656.

Kim, Kee D., Ripul Panchal, Mark Moldavsky, Wenhai Wang, et Brandon S. Bucklen. 2020. « Effects of Pre-Contoured and in Situ Contoured Rods on the Mechanical Strength and Durability of Posterior Cervical Instrumentation: A Finite-Element Analysis and Scanning Electron Microscopy Investigation ». *Spine Deformity* 8 (4): 569-76. https://doi.org/10.1007/s43390-020-00078-5.

Kim, Ki-Tack, Sang-Hun Lee, Kyung-Soo Suk, Jung-Hee Lee, et Bi-O Jeong. 2010. « Biomechanical Changes of the Lumbar Segment after Total Disc Replacement : Charite®, Prodisc® and Maverick® Using Finite Element Model Study ». *Journal of Korean Neurosurgical Society* 47 (6): 446. https://doi.org/10.3340/jkns.2010.47.6.446.

Kim, Young Jae, Seung Hyun Lee, Chang Min Park, et Kwang Gi Kim. 2016. « Evaluation of Semi-Automatic Segmentation Methods for Persistent Ground Glass Nodules on Thin-Section CT Scans ». *Healthcare Informatics Research* 22 (4): 305. https://doi.org/10.4258/hir.2016.22.4.305.

Kleinberger, Michael. 1993. « Application of Finite Element Techniques to the Study of Cervical Spine Mechanics ». In , 933131. https://doi.org/10.4271/933131.

Knapik, Gregory G., Ehud Mendel, et William S. Marras. 2012. « Use of a Personalized Hybrid Biomechanical Model to Assess Change in Lumbar Spine Function with a TDR Compared to an Intact Spine ». *European Spine Journal* 21 (S5): 641-52. https://doi.org/10.1007/s00586-011-1743-4.

Koch, John C. 1917. « The Laws of Bone Architecture ». *American Journal of Anatomy* 21 (2): 177-298. https://doi.org/10.1002/aja.1000210202.

Koreckij, Theodore D., et Jeffrey S. Fischgrund. 2015. « Degenerative Spondylolisthesis ». *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 28 (7): 236-41. https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000000298.

Kumar, Ankit, et Subit Kumar Jain. 2022. « Deformable Models for Image Segmentation: A Critical Review of Achievements and Future Challenges ». *Computers & Mathematics with Applications* 119 (août): 288-311. https://doi.org/10.1016/j.camwa.2022.05.034.

Lavaste, Francois, Wafa Skalli, Stéphane Robin, Raymond Roy-Camille, et Christian Mazel. 1992. « Three-Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the Lumbar Spine ». *Journal of Biomechanics* 25 (10): 1153-64. https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90071-8.

Lawless, I.M., B. Ding, B.S. Cazzolato, et J.J. Costi. 2014. « Adaptive Velocity-Based Six Degree of Freedom Load Control for Real-Time Unconstrained Biomechanical Testing ». *Journal of Biomechanics* 47 (12): 3241-47. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.06.023.

Lazennec, Jean-Yves, Alain Aaron, Adrien Brusson, Jean-Patrick Rakover, et Marc-Antoine Rousseau. 2013. « The LP-ESP® Lumbar Disc Prosthesis with 6 Degrees of Freedom: Development and 7 Years of Clinical Experience ». *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* 23 (2): 131-43. https://doi.org/10.1007/s00590-012-1166-x.

Le Cann, Sophie. 2014. « Étude biomécanique d'un nouvel implant rachidien pour préserver la croissance et la mobilité dans le traitement des scolioses.pdf ».

Le Huec, J. C., W. Thompson, Y. Mohsinaly, C. Barrey, et A. Faundez. 2019. « Sagittal Balance of the Spine ». *European Spine Journal* 28 (9): 1889-1905. https://doi.org/10.1007/s00586-019-06083-1.

Le Huec, Jean-Charles, Stéphane Aunoble, Nicolas Pellet, Frédéric Sibilla, Rachid Saddiki, et Pierre Roussouly. 2011. « Importance de l'analyse de l'équilibre sagittal dans les lombalgies. Rôle de la balance spino-pelvienne dans les indications chirurgicales ». *Revue du Rhumatisme* 78 (mars): S92-100. https://doi.org/10.1016/S1169-8330(11)70019-9.

Le Huec, Jean-Charles, Virginie Lafage, Xavier Bonnet, François Lavaste, Loic Josse, Minglyan Liu, et Wafa Skalli. 2010. « Validated Finite Element Analysis of the Maverick Total Disc Prosthesis ». *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 23 (4): 249-57. https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e3181a5db24.

Leboeuf-Yde, Charlotte, Niels Klougart, et Torsten Lauritzen. 1996. « How Common Is Low Back Pain in the Nordic Population?: Data From a Recent Study on a Middle-Aged General Danish Population and Four Surveys Previously Conducted in the Nordic Countries ». *Spine* 21 (13): 1518-25. https://doi.org/10.1097/00007632-199607010-00005.

Lee, Jaewon, et Ye-Soo Park. 2016. « Proximal Junctional Kyphosis: Diagnosis, Pathogenesis, and Treatment ». *Asian Spine Journal* 10 (3): 593. https://doi.org/10.4184/asj.2016.10.3.593.

Lee, Seung Yeop, Tae-Hwan Kim, Jae Keun Oh, Seung Jin Lee, et Moon Soo Park. 2015. « Lumbar Stenosis: A Recent Update by Review of Literature ». *Asian Spine Journal*.

Legaspi, Owen, et Susan L. Edmond. 2007. « Does the Evidence Support the Existence of Lumbar Spine Coupled Motion? A Critical Review of the Literature ». *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 37 (4): 169-78. https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2300.

Leucht, Philipp, Klaus Fischer, Gert Muhr, et Ernst J. Mueller. 2009. « Epidemiology of Traumatic Spine Fractures ». *Injury* 40 (2): 166-72. https://doi.org/10.1016/j.injury.2008.06.040.

Li, Guoan, Shaobai Wang, Peter Passias, Qun Xia, Gang Li, et Kirkham Wood. 2009. « Segmental in Vivo Vertebral Motion during Functional Human Lumbar Spine Activities ». *European Spine Journal* 18 (7): 1013-21. https://doi.org/10.1007/s00586-009-0936-6.

Liebsch, Christian, Viktor Aleinikov, Talgat Kerimbayev, Serik Akshulakov, Tugrul Kocak, Morten Vogt, Jan Ulrich Jansen, et Hans-Joachim Wilke. 2020. « In Vitro Comparison of Personalized 3D Printed versus Standard Expandable Titanium Vertebral Body Replacement Implants in the Mid-Thoracic Spine Using Entire Rib Cage Specimens ». *Clinical Biomechanics* 78 (août): 105070. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105070.

Liebsch, Christian, Nicolas Graf, Konrad Appelt, et Hans-Joachim Wilke. 2017. « The Rib Cage Stabilizes the Human Thoracic Spine: An in Vitro Study Using Stepwise Reduction of Rib Cage Structures ». Édité par Jose Manuel Garcia Aznar. *PLOS ONE* 12 (6): e0178733. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178733.

Little, J.P., et C.J. Adam. 2015. « Geometric Sensitivity of Patient-Specific Finite Element Models of the Spine to Variability in User-Selected Anatomical Landmarks ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18 (6): 676-88. https://doi.org/10.1080/10255842.2013.843673.

Liu, Zhan, Tsung-Yuan Tsai, Shaobai Wang, Minfei Wu, Weiye Zhong, Jing-Sheng Li, Thomas Cha, Kirk Wood, et Guoan Li. 2016. « Sagittal Plane Rotation Center of Lower Lumbar Spine during a Dynamic Weight-Lifting Activity ». *Journal of Biomechanics* 49 (3): 371-75. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.029.

Luo, Dan, Wei Zeng, Jinlong Chen, et Wei Tang. 2021. « Deep Learning for Automatic Image Segmentation in Stomatology and Its Clinical Application ». *Frontiers in Medical Technology* 3 (décembre): 767836. https://doi.org/10.3389/fmedt.2021.767836.

Ma, Baojin, Jing Han, Shan Zhang, Feng Liu, Shicai Wang, Jiazhi Duan, Yuanhua Sang, et al. 2018. « Hydroxyapatite Nanobelt/Polylactic Acid Janus Membrane with Osteoinduction/Barrier Dual Functions for Precise Bone Defect Repair ». *Acta Biomaterialia* 71 (avril): 108-17. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.02.033.

Maetzel, Andreas, et Linda Li. 2002. « The Economic Burden of Low Back Pain: A Review of Studies Published between 1996 and 2001 ». *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 16 (1): 23-30. https://doi.org/10.1053/berh.2001.0204.

Magerl, F., M. Aebi, S. D. Gertzbein, J. Harms, et S. Nazarian. 1994. « A Comprehensive Classification of Thoracic and Lumbar Injuries ». *European Spine Journal* 3 (4): 184-201. https://doi.org/10.1007/BF02221591.

Mahato, Niladri Kumar. 2013. « Anatomy of Lumbar Interspinous Ligaments: Attachment, Thickness, Fibre Orientation and Biomechanical Importance ». *International Journal of Morphology* 31 (1): 351-55. https://doi.org/10.4067/S0717-95022013000100054.

Maher, Chris, Martin Underwood, et Rachelle Buchbinder. 2017. « Non-Specific Low Back Pain ». *The Lancet* 389 (10070): 736-47. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)30970-9.

Marie-Hardy, Laura, Marc Khalifé, Peter Upex, Guillaume Riouallon, et Stéphane Wolff. 2023. « Analyse IRM pré- et postopératoire de la décompression centrale dans les arthrodèses mini-invasives avec sténose lombaire ». *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 109 (2): 178-83. https://doi.org/10.1016/j.rcot.2022.01.024.

McCormack, Thomas, Eldin Karaikovic, et Robert W. Gaines. 1994. « The Load Sharing Classification of Spine Fractures »: *Spine* 19 (15): 1741-44. https://doi.org/10.1097/00007632-199408000-00014.

McGrath, Hari, Peichao Li, Reuben Dorent, Robert Bradford, Shakeel Saeed, Sotirios Bisdas, Sebastien Ourselin, Jonathan Shapey, et Tom Vercauteren. 2020. « Manual Segmentation versus Semi-Automated Segmentation for Quantifying Vestibular Schwannoma Volume on MRI ». *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 15 (9): 1445-55. https://doi.org/10.1007/s11548-020-02222-y.

McGregor, Alison H., Ian D. McCarthy, et Sean P. Hughes. 1995. « Motion Characteristics of the Lumbar Spine in the Normal Population »: *Spine* 20 (Supplement): 2421-28. https://doi.org/10.1097/00007632-199511001-00009.

McKenzie, Robin, et Stephen May. 2003. *The Lumbar Spine: Mechanical Diagnosis and Therapy*. Spinal Publications.

McNally, Donal, Jason Naylor, et Scott Johnson. 2012. « An in Vitro Biomechanical Comparison of Cadisc™-L with Natural Lumbar Discs in Axial Compression and Sagittal Flexion ». *European Spine Journal* 21 (S5): 612-17. https://doi.org/10.1007/s00586-012-2249-4.

Mengoni, Marlène. 2020. « Biomechanical Modelling of the Facet Joints: A Review of Methods and Validation Processes in Finite Element Analysis ». *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, novembre. https://doi.org/10.1007/s10237-020-01403-7.

Molteni, Roberto. 2013. « Prospects and Challenges of Rendering Tissue Density in Hounsfield Units for Cone Beam Computed Tomography ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 116 (1): 105-19. https://doi.org/10.1016/j.oooo.2013.04.013.

Monède Hocquart, Lucie. 2012. « Évaluation clinique, caractérisation mécanique et modélisation pour l'évolution de la conception d'un implant rachidien dynamique.pdf ».

Mosnier, Thomas. 2009. « Contribution à l'analyse biomécanique et à l'évaluation des implants rachidiens ».

Mostofi, Keyvan. 2015. « Total Disc Arthroplasty for Treating Lumbar Degenerative Disc Disease ». *Asian Spine Journal* 9 (1): 59. https://doi.org/10.4184/asj.2015.9.1.59.

Moufid, Abdollah Yassine, Thibault Cloche, Soufiane Ghailane, Amine Ounajim, Tanguy Vendeuvre, et Olivier Gille. 2019. « Inadéquation entre cintrage de la tige et lordose vertébrale postopératoire dans les arthrodèses lombaires courtes avec vis poly axiales ». *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 105 (6): 728-33. https://doi.org/10.1016/j.rcot.2019.03.010.

Nachemson, Alf L. 1981. « Disc Pressure Measurements »: *Spine* 6 (1): 93-97. https://doi.org/10.1097/00007632-198101000-00020.

Nachemson, Alf L., et John H. Evans. 1968. « Some Mechanical Properties of the Third Human Lumbar Interlaminar Ligament (Ligamentum Flavum) ». *Journal of Biomechanics* 1 (3): 211-20. https://doi.org/10.1016/0021-9290(68)90006-7.

Narimani, M., et N. Arjmand. 2018. « Three-Dimensional Primary and Coupled Range of Motions and Movement Coordination of the Pelvis, Lumbar and Thoracic Spine in Standing Posture Using

Inertial Tracking Device ». *Journal of Biomechanics* 69 (mars): 169-74. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.01.017.

Naserkhaki, S., N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, F. Farahmand, et M. El-Rich. 2018. « Effects of Eight Different Ligament Property Datasets on Biomechanics of a Lumbar L4-L5 Finite Element Model ». *Journal of Biomechanics* 70 (mars): 33-42. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.05.003.

Ng, Joseph K.-F., Carolyn A. Richardson, Vaughan Kippers, et Mohamad Parnianpour. 2002. « Comparison of Lumbar Range of Movement and Lumbar Lordosis in Back Pain Patients and Matched Controls ». *Journal of Rehabilitation Medicine* 34 (3): 109-13. https://doi.org/10.1080/165019702753714129.

Nguyen, T-Q, J M Buckley, C Ames, et V Deviren. 2011. « The Fatigue Life of Contoured Cobalt Chrome Posterior Spinal Fusion Rods ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 225 (2): 194-98. https://doi.org/10.1243/09544119JEIM763.

Nic An Ghaill, N., et E. G. Little. 2008. « Determination of the Mechanical Properties of Bionate 80A and Bionate 75D for the Stress Analysis of Cushion Form Bearings ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* 222 (5): 683-94. https://doi.org/10.1243/09544119JEIM372.

Nightingale, Roger W., Beth A. Winkelstein, Kurt E. Knaub, William J. Richardson, Jason F. Luck, et Barry S. Myers. 2002. « Comparative Strengths and Structural Properties of the Upper and Lower Cervical Spine in Flexion and Extension ». *Journal of Biomechanics* 35 (6): 725-32. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00037-4.

Nikkhoo, Mohammad, Wen-Chien Chen, Meng-Ling Lu, Chen-Ju Fu, Chi-Chien Niu, Hen-Yu Lien, et Chih-Hsiu Cheng. 2023. « Anatomical Parameters Alter the Biomechanical Responses of Adjacent Segments Following Lumbar Fusion Surgery: Personalized Poroelastic Finite Element Modelling Investigations ». *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 11 (février): 1110752. https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1110752.

Ochia, Ruth S., Nozomu Inoue, Susan M. Renner, Eric P. Lorenz, Tae-Hong Lim, Gunnar B. J. Andersson, et Howard S. An. 2006. « Three-Dimensional In Vivo Measurement of Lumbar Spine Segmental Motion »: *Spine* 31 (18): 2073-78. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000231435.55842.9e.

O'Connell, Grace D., Edward J. Vresilovic, et Dawn M. Elliott. 2007. « Comparison of Animals Used in Disc Research to Human Lumbar Disc Geometry »: *Spine* 32 (3): 328-33. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000253961.40910.c1.

Ooij, Andre van, F Cumhur Oner, et Ab J Verbout. 2003. « Complications of Artificial Disc Replacement ». *J Spinal Disord* 16 (4).

Ouchida, Jun, Hiroaki Nakashima, Tokumi Kanemura, Yuji Matsubara, Kotaro Satake, Akio Muramoto, Kenyu Ito, et al. 2022. « Adjacent Segment Degeneration after Short-Segment Lateral Lumbar Interbody Fusion (LLIF) ». Édité par Kai Uwe Lewandrowski. *BioMed Research International* 2022 (mars): 1-5. https://doi.org/10.1155/2022/5161503.

Panjabi, M. M., T. R. Oxland, I. Yamamoto, et J. J. Crisco. 1994. « Mechanical Behavior of the Human Lumbar and Lumbosacral Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves. » *JBJS* 76 (3): 413.

Panjabi, Manohar M. 1992a. « The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement »: *Journal of Spinal Disorders* 5 (4): 383-89. https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001.

———. 1992b. « The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis »: *Journal of Spinal Disorders* 5 (4): 390-97. https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00002.

Park, Jae Sung, Young Baeg Kim, Hyun Jong Hong, et Sung Nam Hwang. 2005. « Comparison between Posterior and Transforaminal Approaches for Lumbar Interbody Fusion. » *Journal of Korean Neurosurgical Society* 37 (5): 340-44.

Park, Won Man, Kyungsoo Kim, et Yoon Hyuk Kim. 2013. « Effects of Degenerated Intervertebral Discs on Intersegmental Rotations, Intradiscal Pressures, and Facet Joint Forces of the Whole Lumbar Spine ». *Computers in Biology and Medicine* 43 (9): 1234-40. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2013.06.011.

Patel, Alpesh A., Darrel S. Brodke, Luiz Pimenta, Christopher M. Bono, Alan S. Hilibrand, James S. Harrop, K Daniel Riew, Jim A. Youssef, et Alexander R. Vaccaro. 2008. « Revision Strategies in Lumbar Total Disc Arthroplasty »: *Spine* 33 (11): 1276-83. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181714a1d.

Patwardhan, Avinash G., Leonard I. Voronov, Susan M. Renner, Gerard Carandang, et Robert M. Havey. 2008. « 105. Effect of Compressive Preload Magnitude on the Quality and Quantity of Motion of Lumbar Spine after Total Disc Arthroplasty Using a Compressible Disc Prosthesis ». *The Spine Journal* 8 (5): 54S. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2008.06.126.

Pearcy, M. J. 1985. « Stereo Radiography of Lumbar Spine Motion ». *Acta Orthopaedica Scandinavica* 56 (sup212): 1-45. https://doi.org/10.3109/17453678509154154.

Pearcy, M. J., et S. B. Tibrewal. 1984. « Axial Rotation and Lateral Bending in the Normal Lumbar Spine Measured by Three-Dimensional Radiography »: *Spine* 9 (6): 582-87. https://doi.org/10.1097/00007632-198409000-00008.

Pearcy, Mark J., et Nikolai Bogduk. 1988. « Instantaneous Axes of Rotation of the Lumbar Intervertebral Joints »: *Spine* 13 (9): 1033-41. https://doi.org/10.1097/00007632-198809000-00011.

Peck, Jonathan H., Eileen Cadel, Vivek Palepu, Brittany M. Ferrell, et Charles H. Warner. 2021. « Mechanical Performance of Thoracolumbosacral Pedicle Screw Systems: An Analysis of Data Submitted to the Food and Drug Administration ». *Journal of Biomechanics* 125 (août): 110551. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110551.

Pfirrmann, Christian W. A., Alexander Metzdorf, Marco Zanetti, Juerg Hodler, et Norbert Boos. 2001. « Magnetic Resonance Classification of Lumbar Intervertebral Disc Degeneration »: *Spine* 26 (17): 1873-78. https://doi.org/10.1097/00007632-200109010-00011.

Pham, Dzung L., Chenyang Xu, et Jerry L. Prince. 2000. « Current Methods in Medical Image Segmentation ». *Annual Review of Biomedical Engineering* 2 (1): 315-37. https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.2.1.315.

Polgar, K, M Viceconti, et J J Connor. 2001. « A Comparison between Automatically Generated Linear and Parabolic Tetrahedra When Used to Mesh a Human Femur ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 215 (1): 85-94. https://doi.org/10.1243/0954411011533562.

Raj, P. Prithvi. 2008. « Intervertebral Disc: Anatomy-Physiology-Pathophysiology-Treatment ». *Pain Practice* 8 (1): 18-44. https://doi.org/10.1111/j.1533-2500.2007.00171.x.

Rajasekaran, S., Rishi Mugesh Kanna, et Ajoy Prasad Shetty. 2015. « Management of Thoracolumbar Spine Trauma: An Overview ». *Indian Journal of Orthopaedics* 49 (1): 72-82. https://doi.org/10.4103/0019-5413.143914.

Ramos, A., et J.A. Simões. 2006. « Tetrahedral versus Hexahedral Finite Elements in Numerical Modelling of the Proximal Femur ». *Medical Engineering & Physics* 28 (9): 916-24. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.12.006.

Rana, Masud, Sandipan Roy, Palash Biswas, Shishir Kumar Biswas, et Jayanta Kumar Biswas. 2020. « Design and Development of a Novel Expanding Flexible Rod Device (FRD) for Stability in the Lumbar Spine: A Finite-Element Study ». *The International Journal of Artificial Organs* 43 (12): 803-10. https://doi.org/10.1177/0391398820917390.

Remus, Robin, Andreas Lipphaus, Marc Neumann, et Beate Bender. 2021. « Calibration and Validation of a Novel Hybrid Model of the Lumbosacral Spine in ArtiSynth–The Passive Structures ». Édité par Kevin Mattheus Moerman. *PLOS ONE* 16 (4): e0250456. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0250456.

Ridzwan, Mohamad Ikhwan Zaini, Chamaiporn Sukjamsri, Bidyut Pal, Richard J. Van Arkel, Andrew Bell, Monica Khanna, Aroon Baskaradas, et al. 2017. « Femoral Fracture Type Can Be Predicted from Femoral Structure: A Finite Element Study Validated by Digital Volume Correlation Experiments: FEMORAL FRACTURE TYPE CAN BE PREDICTED FROM FEMORAL STRUCTURE ». *Journal of Orthopaedic Research*, août. https://doi.org/10.1002/jor.23669.

Rissanen, Pentti M. 1960. « The Surgical Anatomy and Pathology of the Supraspinous and Interspinous Ligaments of the Lumbar Spine with Special Reference to Ligament Ruptures ». *Acta Orthopaedica Scandinavica* 31 (sup46): 3-100. https://doi.org/10.3109/ort.1960.31.suppl-46.01.

Roach, James W. 1999. « ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS ». *Orthopedic Clinics of North America* 30 (3): 353-65. https://doi.org/10.1016/S0030-5898(05)70092-4.

Roussouly, Pierre, Sohrab Gollogly, Eric Berthonnaud, et Johanes Dimnet. 2005. « Classification of the Normal Variation in the Sagittal Alignment of the Human Lumbar Spine and Pelvis in the Standing Position »: *Spine* 30 (3): 346-53. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000152379.54463.65.

Rozumalski, Adam, Michael H. Schwartz, Roy Wervey, Andrew Swanson, Daryll C. Dykes, et Tom Novacheck. 2008. « The in Vivo Three-Dimensional Motion of the Human Lumbar Spine during Gait ». *Gait & Posture* 28 (3): 378-84. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.005.

Rundell, Steven A., Joshua D. Auerbach, Richard A. Balderston, et Steven M. Kurtz. 2008. « Total Disc Replacement Positioning Affects Facet Contact Forces and Vertebral Body Strains »: *Spine* 33 (23): 2510-17. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318186b258.

Russell, P., M.J. Pearcy, et A. Unsworth. 1993. « MEASUREMENT OF THE RANGE AND COUPLED MOVEMENTS OBSERVED IN THE LUMBAR SPINE ». *Rheumatology* 32 (6): 490-97. https://doi.org/10.1093/rheumatology/32.6.490.

Sachse, Frank B. 2004. « 5. Digital Image Processing ». In *Computational Cardiology*, par Frank B. Sachse, 2966:91-118. Lecture Notes in Computer Science. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-25926-8_5.

Sailhan, Frédéric. 2013. « Techniques chirurgicales (dont techniques mini-invasives) utilisées dans les pathologies discales lombaires dégénératives ». *Revue du Rhumatisme Monographies* 80 (4): 252-59. https://doi.org/10.1016/j.monrhu.2013.07.011.

Samagh, Sanjum P., Charles D. Rosen, Karimdad Otarodifard, Matthew Kornswiet, Gabe Palmer, et Thay Q. Lee. 2011. « New Method for Determining Apparent Axial Center of Rotation of Lumbar and Thoracic Spine Segments ». *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 48 (5): 587. https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.09.0168.

Sandhu, Faheem A, Ehsan Dowlati, et Rolando Garica. 2020. « Lumbar Arthroplasty: Past, Present, and Future ». *Neurosurgery* 86 (2): 155-69. https://doi.org/10.1093/neuros/nyz439.

Sandoval, Juan. 2017. « Contribution à la commande en couple de robots redondants avec contrainte de RCM dans un contexte d'interaction physique humain-robot ». These de doctorat, Orléans. https://www.theses.fr/2017ORLE2064.

Sandoval, Juan, Med Amine Laribi, Jean-Pierre Faure, Cyril Breque, Jean-Pierre Richer, et Said Zeghloul. 2021. « Towards an Autonomous Robot-Assistant for Laparoscopy Using Exteroceptive Sensors: Feasibility Study and Implementation ». *IEEE Robotics and Automation Letters* 6 (4): 6473-80. https://doi.org/10.1109/LRA.2021.3094644.

Schileo, Enrico, Enrico Dall'Ara, Fulvia Taddei, Andrea Malandrino, Tom Schotkamp, Massimiliano Baleani, et Marco Viceconti. 2008. « An Accurate Estimation of Bone Density Improves the Accuracy of Subject-Specific Finite Element Models ». *Journal of Biomechanics* 41 (11): 2483-91. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.017.

Schileo, Enrico, Fulvia Taddei, Andrea Malandrino, Luca Cristofolini, et Marco Viceconti. 2007. « Subject-Specific Finite Element Models Can Accurately Predict Strain Levels in Long Bones ». *Journal of Biomechanics* 40 (13): 2982-89. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.02.010.

Schmidt, Hendrik, Fabio Galbusera, Antonius Rohlmann, Thomas Zander, et Hans-Joachim Wilke. 2012. « Effect of Multilevel Lumbar Disc Arthroplasty on Spine Kinematics and Facet Joint

Loads in Flexion and Extension: A Finite Element Analysis ». *European Spine Journal* 21 (S5): 663-74. https://doi.org/10.1007/s00586-010-1382-1.

Schmidt, Hendrik, Frank Heuer, Lutz Claes, et Hans-Joachim Wilke. 2008. « The Relation between the Instantaneous Center of Rotation and Facet Joint Forces – A Finite Element Analysis ». *Clinical Biomechanics* 23 (3): 270-78. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.001.

Schmidt, Hendrik, Frank Heuer, Joerg Drumm, Zdenek Klezl, Lutz Claes, et Hans-Joachim Wilke. 2007. « Application of a Calibration Method Provides More Realistic Results for a Finite Element Model of a Lumbar Spinal Segment ». *Clinical Biomechanics* 22 (4): 377-84. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.11.008.

Schroerlucke, Samuel R., Nikolai Steklov, Gregory M. Mundis, James F. Marino, Behrooz A. Akbarnia, et Robert K. Eastlack. 2014. « How Does a Novel Monoplanar Pedicle Screw Perform Biomechanically Relative to Monoaxial and Polyaxial Designs? » *Clinical Orthopaedics & Related Research* 472 (9): 2826-32. https://doi.org/10.1007/s11999-014-3711-x.

Schwab, Frank, Virginie Lafage, Reid Boyce, Wafa Skalli, et Jean-Pierre Farcy. 2006. « Gravity Line Analysis in Adult Volunteers: Age-Related Correlation With Spinal Parameters, Pelvic Parameters, and Foot Position ». *Spine* 31 (25): E959-67. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000248126.96737.0f.

Sengupta, Dilip K., et Harry N. Herkowitz. 2005. « Degenerative Spondylolisthesis: Review of Current Trends and Controversies ». *Spine* 30 (Supplement): S71-81. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000155579.88537.8e.

Sharma, Neeraj, AmitK Ray, Kk Shukla, Shiru Sharma, Satyajit Pradhan, Arvind Srivastva, et LalitM Aggarwal. 2010. « Automated Medical Image Segmentation Techniques ». *Journal of Medical Physics* 35 (1): 3. https://doi.org/10.4103/0971-6203.58777.

Shin, Dong Suk, Kunwoo Lee, et Daniel Kim. 2007. « Biomechanical Study of Lumbar Spine with Dynamic Stabilization Device Using Finite Element Method ». *Computer-Aided Design* 39 (7): 559-67. https://doi.org/10.1016/j.cad.2007.03.005.

Shin, Jae-Hyuk, Shaobai Wang, Qi Yao, Kirkham B. Wood, et Guoan Li. 2013. « Investigation of Coupled Bending of the Lumbar Spine during Dynamic Axial Rotation of the Body ». *European Spine Journal* 22 (12): 2671-77. https://doi.org/10.1007/s00586-013-2777-6.

Shin, Myung-Hoon, Kyeong-Sik Ryu, Jung-Woo Hur, Jin-Sung Kim, et Chun-Kun Park. 2013. « Association of Facet Tropism and Progressive Facet Arthrosis after Lumbar Total Disc Replacement Using ProDisc-L® ». *European Spine Journal* 22 (8): 1717-22. https://doi.org/10.1007/s00586-012-2606-3.

Shirazi-Adl, A. 1994. « Biomechanics of the Lumbar Spine in Sagittal/Lateral Moments ». *Spine*. https://doi.org/10.1097/00007632-199411000-00007.

Shirazi-Adl, A, Abdul M. Ahmed, et Suresh C. Shrivastava. 1986. « Mechanical Response of a Lumbar Motion Segment in Axial Torque Alone and Combined with Compression »: *Spine* 11 (9): 914-27. https://doi.org/10.1097/00007632-198611000-00012.

Siciliano, Bruno, et Oussama Khatib, éd. 2016. *Springer Handbook of Robotics*. Springer Handbooks. Cham: Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-32552-1.

Siciliano, Bruno, Lorenzo Sciavicco, Luigi Villani, et Giuseppe Oriolo. 2009. *Robotics*. Advanced Textbooks in Control and Signal Processing. London: Springer London. https://doi.org/10.1007/978-1-84628-642-1.

Siemionow, Krzysztof B., Xiaobang Hu, et Isador H. Lieberman. 2012. « The Fernstrom Ball Revisited ». *European Spine Journal* 21 (3): 443-48. https://doi.org/10.1007/s00586-011-2040-y.

Spangfort, Erik V. 1972. « The Lumbar Disc Herniation: A Computer-Aided Analysis of 2,504 Operations ». *Acta Orthopaedica Scandinavica* 43 (sup142): 1-99. https://doi.org/10.3109/ort.1972.43.suppl-142.01.

Stieber, Jonathan R, et Gordon D Donald. 2006. « Early Failure of Lumbar Disc Replacement: Case Report and Review of the Literature ». *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 19 (1): 55-60. https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000163414.53732.a3.

Sutterlin III, Chester E., Antony Field, Lisa A. Ferrara, Andrew L. Freeman, et Kevin Phan. 2016. « Range of Motion, Sacral Screw and Rod Strain in Long Posterior Spinal Constructs: A Biomechanical Comparison between S2 Alar Iliac Screws with Traditional Fixation Strategies ». *Journal of Spine Surgery* 2 (4): 266-76. https://doi.org/10.21037/jss.2016.11.01.

Taddei, Fulvia, Enrico Schileo, Benedikt Helgason, Luca Cristofolini, et Marco Viceconti. 2007. « The Material Mapping Strategy Influences the Accuracy of CT-Based Finite Element Models of Bones: An Evaluation against Experimental Measurements ». *Medical Engineering & Physics* 29 (9): 973-79. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.10.014.

Tadepalli, Srinivas C., Ahmet Erdemir, et Peter R. Cavanagh. 2011. « Comparison of Hexahedral and Tetrahedral Elements in Finite Element Analysis of the Foot and Footwear ». *Journal of Biomechanics* 44 (12): 2337-43. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.006.

Tan, Yanlin, Bayan G. Aghdasi, Scott R. Montgomery, Hirokazu Inoue, Chang Lu, et Jeffrey C. Wang. 2012. « Kinetic Magnetic Resonance Imaging Analysis of Lumbar Segmental Mobility in Patients without Significant Spondylosis ». *European Spine Journal* 21 (12): 2673-79. https://doi.org/10.1007/s00586-012-2387-8.

Tanasansomboon, Teerachat, Thanachaporn Kittipibul, Worawat Limthongkul, Wicharn Yingsakmongkol, Vit Kotheeranurak, et Weerasak Singhatanadgige. 2022. « Thoracolumbar Burst Fracture without Neurological Deficit: Review of Controversies and Current Evidence of Treatment ». *World Neurosurgery* 162 (juin): 29-35. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2022.03.061.

Tanure, Michelle C., Alan P. Pinheiro, et Anamaria S. Oliveira. 2010. « Reliability Assessment of Cobb Angle Measurements Using Manual and Digital Methods ». *The Spine Journal* 10 (9): 769-74. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2010.02.020.

Tarpada, Sandip P., Matthew T. Morris, et Denver A. Burton. 2017. « Spinal Fusion Surgery: A Historical Perspective ». *Journal of Orthopaedics* 14 (1): 134-36. https://doi.org/10.1016/j.jor.2016.10.029.

Tempel, Philipp, Andreas Schmidt, Bernard Haasdonk, et Andreas Pott. 2018. « Application of the Rigid Finite Element Method to the Simulation of Cable-Driven Parallel Robots ». In *Computational Kinematics*, édité par Saïd Zeghloul, Lotfi Romdhane, et Med Amine Laribi, 50:198-205. Mechanisms and Machine Science. Cham: Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-60867-9_23.

Teyssédou, S., M. Saget, et P. Pries. 2014. « Kyphopasty and Vertebroplasty ». *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 100 (1): S169-79. https://doi.org/10.1016/j.otsr.2013.11.005.

Trammell, Terry R., Kathy Flint, et Curtis J. Ramsey. 2012. « A Comparison of MRI and CT Imaging Clarity of Titanium Alloy and Titanium Alloy with Cobalt-Chromium-Alloy Pedicle Screw and Rod Implants in the Lumbar Spine ». *Journal of Bone and Joint Surgery* 94 (16): 1479-83. https://doi.org/10.2106/JBJS.K.01470.

Ueno, K., et Y. K. Liu. 1987. « A Three-Dimenstional Nonlinear Finite Element Model of Lumbar Intervertebral Joint in Torsion ». *Journal of Biomechanical Engineering* 109 (3): 200-209. https://doi.org/10.1115/1.3138670.

Urban, Jill Pg, et Sally Roberts. 2003. « Degeneration of the Intervertebral Disc ». *Arthritis Research & Therapy* 5 (3): 120. https://doi.org/10.1186/ar629.

Valat, Jean-Pierre, et Sylvie Rozenberg. 2011. « Arthrose lombaire et lombalgie ». *Revue du Rhumatisme Monographies* 78 (1): 17-21. https://doi.org/10.1016/j.monrhu.2010.08.002.

Van Herp, G., P. Rowe, P. Salter, et J. P. Paul. 2000. « Three-dimensional Lumbar Spinal Kinematics: A Study of Range of Movement in 100 Healthy Subjects Aged 20 to 60+ Years ». *Rheumatology* 39 (12): 1337-40. https://doi.org/10.1093/rheumatology/39.12.1337.

Vendeuvre, Tanguy. 2019. « Caractérisation mécanique de l'augmentation osseuse dans les fractures du plateau tibial et des vertèbres.pdf ».

Vialle, Luis Roberto, Emiliano Neves Vialle, Juan Esteban Suárez Henao, et Gustavo Giraldo. 2010. « LUMBAR DISC HERNIATION ». *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)* 45 (1): 17-22. https://doi.org/10.1016/S2255-4971(15)30211-1.

Vialle, R., C. Thévenin-Lemoine, et P. Mary. 2013. « Neuromuscular Scoliosis ». *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 99 (1): S124-39. https://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.11.002.

Vos, Theo, Christine Allen, Megha Arora, Ryan M Barber, Zulfiqar A Bhutta, Alexandria Brown, Austin Carter, et al. 2016. « Global, Regional, and National Incidence, Prevalence, and Years Lived with Disability for 310 Diseases and Injuries, 1990–2015: A Systematic Analysis for the Global Burden of Disease Study 2015 ». *The Lancet* 388 (10053): 1545-1602. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)31678-6.

Wagnac, Eric, Pierre-Jean Arnoux, Anaïs Garo, Marwan El-Rich, et Carl-Eric Aubin. 2011. « Calibration of Hyperelastic Material Properties of the Human Lumbar Intervertebral Disc under Fast Dynamic Compressive Loads ». *Journal of Biomechanical Engineering* 133 (10): 101007. https://doi.org/10.1115/1.4005224.

Wang, Hongwei, Changqing Li, Tao Liu, Wei-dong Zhao, et Yue Zhou. 2012. « Biomechanical Efficacy of Monoaxial or Polyaxial Pedicle Screw and Additional Screw Insertion at the Level of Fracture, in Lumbar Burst Fracture: An Experimental Study ». *Indian Journal of Orthopaedics* 46 (4): 395-401. https://doi.org/10.4103/0019-5413.98827.

Warburton, Andrew, Steven J. Girdler, Christopher M. Mikhail, Amy Ahn, et Samuel K. Cho. 2020. « Biomaterials in Spinal Implants: A Review ». *Neurospine* 17 (1): 101-10. https://doi.org/10.14245/ns.1938296.148.

Weinstein, James N., Patrick Collalto, et Thomas R. Lehmann. 1988. « Thoracolumbar "Burst" Fractures Treated Conservatively: A Long-Term Follow-Up: » *Spine* 13 (1): 33-38. https://doi.org/10.1097/00007632-198801000-00008.

Weinstein, Stuart L, Lori A Dolan, Jack C Y Cheng, Aina Danielsson, et Jose A Morcuende. 2008. « Adolescent Idiopathic Scoliosis » 371.

Whatley, Benjamin R., et Xuejun Wen. 2012. « Intervertebral Disc (IVD): Structure, Degeneration, Repair and Regeneration ». *Materials Science and Engineering: C* 32 (2): 61-77. https://doi.org/10.1016/j.msec.2011.10.011.

Wheeldon, John A., Frank A. Pintar, Stephanie Knowles, et Narayan Yoganandan. 2006. « Experimental Flexion/Extension Data Corridors for Validation of Finite Element Models of the Young, Normal Cervical Spine ». *Journal of Biomechanics* 39 (2): 375-80. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.014.

Wheeler, Daniel J., Andrew L. Freeman, Arin M. Ellingson, David J. Nuckley, Jenni M. Buckley, Justin K. Scheer, Neil R. Crawford, et Joan E. Bechtold. 2011. « Inter-Laboratory Variability in in Vitro Spinal Segment Flexibility Testing ». *Journal of Biomechanics* 44 (13): 2383-87. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.06.034.

White, Augustus A., et Manohar M. Panjabi. 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott.

Wilke, H. -J., L. Claes, H. Schmitt, et S. Wolf. 1994. « A Universal Spine Tester for in Vitro Experiments with Muscle Force Simulation ». *European Spine Journal* 3 (2): 91-97. https://doi.org/10.1007/BF02221446.

Wilke, Hans-Joachim, René Schmidt, Marcus Richter, Werner Schmoelz, Heiko Reichel, et Balkan Cakir. 2012. « The Role of Prosthesis Design on Segmental Biomechanics: Semi-Constrained versus Unconstrained Prostheses and Anterior versus Posterior Centre of Rotation ». *European Spine Journal* 21 (S5): 577-84. https://doi.org/10.1007/s00586-010-1552-1.

Wilke, H.-J., K. Wenger, et L. Claes. 1998. « Testing Criteria for Spinal Implants: Recommendations for the Standardization of in Vitro Stability Testing of Spinal Implants ». *European Spine Journal* 7 (2): 148-54. https://doi.org/10.1007/s005860050045.

Wiltse, Leon L., P. H. Newman, et Ian Macnab. 1976. « Classification of Spondyloisis and Spondylolisthesis ». *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 117 (juin): 23.

Wood, Kirkham B., Weishi Li, Darren S. Lebl, et Avraam Ploumis. 2014. « Management of Thoracolumbar Spine Fractures ». *The Spine Journal* 14 (1): 145-64. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.10.041.

Xiao, Zhitao, Liya Wang, He Gong, Dong Zhu, et Xizheng Zhang. 2011. « A Non-Linear Finite Element Model of Human L4-L5 Lumbar Spinal Segment with Three-Dimensional Solid Element Ligaments ». *Theoretical and Applied Mechanics Letters* 1 (6): 064001. https://doi.org/10.1063/2.1106401.

Yamamoto, I., M. M. Panjabi, T. Crisco, et T. Oxland. 1989. « Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint ». *Spine* 14 (11): 1256-60. https://doi.org/10.1097/00007632-198911000-00020.

Yao, Wenye, Tonghua Zhou, Kai Huang, Min Dai, Fengbo Mo, Jing Xu, Zhiyou Cao, et al. 2021. « A Comparison of Monoaxial Pedicle Screw versus Polyaxial Pedicle Screw in Short-Segment Posterior Fixation for the Treatment of Thoracolumbar Fractured Vertebra ». *Annals of Translational Medicine* 9 (8): 669-669. https://doi.org/10.21037/atm-21-881.

Yoganandan, Narayan, Mike W J Arun, Brian D Stemper, Frank A Pintar, et Dennis J Maiman. 2013. « BIOMECHANICS OF HUMAN THORACOLUMBAR SPINAL COLUMN TRAUMA FROM VERTICAL IMPACT LOADING » 57.

Yoshihara, Hiroyuki. 2013. « Rods in Spinal Surgery: A Review of the Literature ». *The Spine Journal* 13 (10): 1350-58. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.04.022.

Yoshioka, T., H. Tsuji, N. Hirano, et S. Sainoh. 1990. « Motion Characteristic of the Normal Lumbar Spine in Young Adults: Instantaneous Axis of Rotation and Vertebral Center Motion Analyses ». *Journal of Spinal Disorders* 3 (2): 103-13.

Yu, Yang, Qun Zhou, Yi-zhou Xie, Xin-ling Wang, Xiao-hong Fan, Dang-wei Gu, Xue Huang, et Wei-dong Wu. 2020. « Effect of Percutaneous Endoscopic Lumbar Foraminoplasty of Different Facet Joint Portions on Lumbar Biomechanics: A Finite Element Analysis ». *Orthopaedic Surgery* 12 (4): 1277-84. https://doi.org/10.1111/os.12740.

Yushkevich, Paul A., Yang Gao, et Guido Gerig. 2016. « ITK-SNAP: An Interactive Tool for Semi-Automatic Segmentation of Multi-Modality Biomedical Images ». In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 3342-45. Orlando, FL, USA: IEEE. https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591443.

Zander, Thomas, Antonius Rohlmann, et Georg Bergmann. 2009. « Influence of Different Artificial Disc Kinematics on Spine Biomechanics ». *Clinical Biomechanics* 24 (2): 135-42. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.11.008.

Zannoni, Cinzia, Raffaella Mantovani, et Marco Viceconti. 1999. « Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone Structures: A New Method ». *Medical Engineering & Physics* 20 (10): 735-40. https://doi.org/10.1016/S1350-4533(98)00081-2.

Zhang, J., C.-H. Yan, C.-K. Chui, et S.-H. Ong. 2010. « Fast Segmentation of Bone in CT Images Using 3D Adaptive Thresholding ». *Computers in Biology and Medicine* 40 (2): 231-36. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2009.11.020.

Zhang, Lai, Hui-Min Li, Renjie Zhang, Huaqing Zhang, et Cai-Liang Shen. 2021. « Biomechanical Changes of Adjacent and Fixed Segments Through Cortical Bone Trajectory Screw Fixation versus Traditional Trajectory Screw Fixation in the Lumbar Spine: A Finite Element Analysis ». *World Neurosurgery* 151 (juillet): e447-56. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2021.04.061.

Zhong, Yuan, Yujie Wang, Hong Zhou, Yudong Wang, Ziying Gan, Yimeng Qu, Runjia Hua, et al. 2023. « Biomechanical Study of Two-Level Oblique Lumbar Interbody Fusion with Different Types of Lateral Instrumentation: A Finite Element Analysis ». *Frontiers in Medicine* 10 (juin): 1183683. https://doi.org/10.3389/fmed.2023.1183683.

Zhong, Z-C, S-H Chen, et C-H Hung. 2009. « Load- and Displacement-Controlled Finite Element Analyses on Fusion and Non-Fusion Spinal Implants ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 223 (2): 143-57. https://doi.org/10.1243/09544119JEIM476.

LISTE DES ILLUSTRATIONS

LISTE DES ILLUSTRATIONS

Figure I.1 - Plans et axes de référence (adaptée du site Sciences du Sport) 20

Figure I.2 – La colonne vertébrale ; a) Les différentes sections rachidiennes ; b) Les courbures rachidiennes (adaptée du site Anatomy Standard) 21

Figure I.3 - Anatomie d'une vertèbre lombaire (adaptée du site Anatomy Standard) 22

Figure I.4 - Anatomie du sacrum (adaptée du site Anatomy Standard) 23

Figure I.5 - Paramètres pelviens 24

Figure I.6 - Coupe transverse des muscles du tronc (adaptée de (Kapandji 2019) 25

Figure I.7 - Unité fonctionnelle (UF) lombaire (adaptée de (Kapandji 2019) 26

Figure I.8 - Disque intervertébral (DIV) ; a) Structure du DIV ; b) Orientation des fibres de l'annulus fibrosus (adaptée de (Kapandji 2019) 27

Figure I.9 - Articulation zygapophysaire d'une UF lombaire (adaptée du site Learn Muscles) 28

Figure I.10 - Ligaments du rachis lombaire (adaptée de (Kapandji 2019) 28

Figure I.11 - Ligaments ilio-lombaires (adaptée de (Kapandji 2019) 30

Figure I.12 - Foramens intervertébraux 30

Figure I.13 – Mesure de la lordose lombaire (adaptée du site Anatomy Standard) 31

Figure I.14 - Mobilités de l'UF lombaire ; IL : Inclinaison Latérale ; RA : Rotation Axiale (adaptée du site Anatomy Standard) 32

Figure I.15 - Mouvement de flexion-extension (adaptée de (Kapandji 2019) 32

Figure I.16 - Amplitudes du mouvement de Flexion-Extension (FE) ; a) Amplitudes pour chaque UF lombaire (d'après (M. J. Pearcy 1985; Hayes et al. 1989; Dvořák et al. 1991; Rozumalski et al. 2008; Li et al. 2009; Tan et al. 2012; Eberhardt, Ganslandt, et Stadlbauer 2014; Basques et al. 2017) ; b) Amplitudes globales (d'après (M. J. Pearcy 1985; Russell, Pearcy, et Unsworth 1993; McGregor, McCarthy, et Hughes 1995; Van Herp et al. 2000; Ng et al. 2002; T.-H. Ha et al. 2013; Marcel Dreischarf et al. 2014; Narimani et Arjmand 2018) 33

Figure I.17 - Mouvement d'inclinaison latérale (adaptée de (Kapandji 2019) 34

Figure I.18 – Amplitudes du mouvement de d'Inclinaison Latérale (IL) ; a) Amplitudes pour chaque UF lombaire (d'après (M. J. Pearcy 1985; Dvořák et al. 1991; Rozumalski et al. 2008; Li et al. 2009) ; b) Amplitudes globales (d'après (M. J. Pearcy 1985; Russell, Pearcy, et Unsworth 1993; McGregor,

McCarthy, et Hughes 1995; Van Herp et al. 2000; Ng et al. 2002; T.-H. Ha et al. 2013; Narimani et Arjmand 2018)..... 34

Figure I.19 - Mouvement de rotation axiale (adaptée de (Kapandji 2019)..... 35

Figure I.20 - Amplitudes du mouvement de Rotation Axiale (RA) ; a) Amplitudes pour chaque UF lombaire (d'après (M. J. Pearcy 1985; Rozumalski et al. 2008; Li et al. 2009; Basques et al. 2017) ; b) Amplitudes globales (d'après (M. J. Pearcy 1985; Russell, Pearcy, et Unsworth 1993; McGregor, McCarthy, et Hughes 1995; Van Herp et al. 2000; Ng et al. 2002; T.-H. Ha et al. 2013; Narimani et Arjmand 2018)..... 35

Figure I.21 - Position des CIR dans le rachis lombaire lors d'un mouvement de flexion-extension (adapté de (Mark J. Pearcy et Bogduk 1988) 36

Figure I.22 – Migration du CIR au cours des différents mouvement rachidiens, avec en vert la position relevée pour un couple appliqué de 1,5 Nm, et en rouge celle relevée pour un couple de 7,5 Nm ; a) Flexion ; b) Extension ; c) Inclinaison latérale droite ; d) Rotation axiale gauche (adaptée de (Schmidt et al. 2008)..... 37

Figure I.23 - Chargement du disque L3-L4 pour plusieurs postures pour un sujet de 70 kg (d'après (Nachemson 1981)..... 38

Figure I.24 - Répartition des fractures vertébrales par niveau rachidien (adapté de (Leucht et al. 2009) 40

Figure I.25 - Classification des fractures vertébrales de l'AO (adaptée du site AO Foundation)..... 41

Figure I.26 - Classification de Pfirrmann (adaptée de (Deneuville et al. 2023) 42

Figure I.27 - Ostéophytes sur les facettes articulaires (adaptée du site Desert Institute for Spine Care)43

Figure I.28 - Exemple de la balle ; a) Stabilité ; b) Instabilité (adaptée de (Mosnier 2009) 44

Figure I.29 - Différents types de hernies discales ; a) Protrusion ; b) Extrusion ; c) Hernie séquestrée (adaptée de (Fardon et al. 2014)..... 45

Figure I.30 - Mécanisme d'apparition du spondylolisthésis (adaptée de (Kapandji 2019) 46

Figure I.31 - Sténose lombaire (adaptée du site Hôpital Universitaire de Bern) 47

Figure I.32 - Procédures chirurgicales de décompression ; a) Discectomie (adaptée de Sailhan, 2013) ; b) Laminectomie (adaptée du site Groupe Chirurgical THIERS) ; c) Facetectomie (adaptée du site Neuroscience Specialists) 48

Figure I.33 – Implant d'ALIF, Stalif M FLX (adaptée du site Centinel Spine)..... 49

Figure I.34 - Ostéosynthèse postérieure (adaptée du site AO Foundation) 50

Figure I.35 - Implant de stabilisation souple, BDYN (adaptée du site Cousin Surgery) 50

Figure I.36 - Prothèse d'arthroplastie lombaire, ProdiscL (adaptée du site Centinel Spine) 51

Figure II.1 – Fractures de type burst, correspondant au type A3 de la classification de l'AO (adaptée du site AO Foundation) 55

Figure II.2 - Dispositifs de cintrage de tiges de fixation (adaptée de (K. D. Kim et al. 2020) 56

Figure II.3 - Vis pédiculaire 57

Figure II.4 - Procédure d'insertion de vis pédiculaires dans une vertèbre de la charnière thoraco-lombaire ; a) Visée pédiculaire ; b) Perçage des pédicules ; c) Orientation cranio-caudale ; d) Orientation médio-latérale ; e) Vérification de la trajectoire de la vis ; f) Insertion de la vis (adaptée du site AO Foundation) 57

Figure II.5 - Procédure de réduction de fracture avec vis mono-axiale ; a) Vis implantée dans les pédicules ; b) Insertion de la tige dans la tête de la vis sous-jacente ; c) Insertion de la tige dans la tête de la vis sus-jacente ; d) Distraction ; e) Fixation des bouchons dans les têtes de vis ; f) Montage finalisé (adaptée du site AO Foundation) 58

Figure II.6 - Vis poly-axiale (adaptée du site AO Foundation) 59

Figure II.7 - Procédure de réduction de fractures avec vis de Schanz ; a) Implantation des vis ; b) Positionnement des clamps ; c) Insertion de la tige de fixation dans les clamps ; d) Serrage des clamps sur la tige de fixation pour la maintenir en position ; e) Restauration de la lordose par rapprochement des vis ; f) Lordose restaurée ; g) L'angle de réduction est maintenu par verrouillage des clamps sur les vis ; h) Libération de la tige de fixation par rapport au clamp supérieur et distraction pour restaurer la hauteur vertébrale ; i) Verrouillage final du montage ; j) Découpe des vis (adaptée du site AO Foundation) 60

Figure II.8 - Ancillaire associé aux vis de Schanz (adaptée de USS Fracture MIS System - Surgical Technique - DePuy Synthes) 61

Figure II.9 - Vis OAK (adaptée du site Safe Orthopaedics) 61

Figure II.10 – Logigramme présentant le protocole mis en œuvre au cours de cette étude expérimentale 62

Figure II.11 - Résinage des échantillons thoraco-lombaires après retrait des tissus mous 63

Figure II.12 - Machine de sollicitations physiologiques développée au sein de l'institut Pprime (adaptée de (Germaneau et al. 2016) 64

Figure II.13 - Images vues par les caméras CCD ; a) Mire de calibration ; b) Échantillon vu par la caméra de gauche ; c) Échantillon vu par la caméra de droite 65

Figure II.14 - Fenêtre du logiciel DEFTAC 3D dans laquelle sont créées les zones de recherche autour des tâches 66

Figure II.15 - Système de coordonnées pour la caméra i, avec i = 1 pour la caméra de gauche, et i =2 pour la caméra de droite (adaptée de (Germaneau et al. 2009) 66

Figure II.16 – Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts au cours d'un mouvement de flexion-extension ; Extension à gauche, flexion à droite 68

Figure II.17 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale ; Inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite 69

Figure II.18 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts au cours d'un mouvement de rotation axiale ; Rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite 70

Figure II.19 – Logigramme présentant le protocole mis en œuvre au cours de cette étude expérimentale 71

Figure II.20 - Dispositif expérimental de création de fractures ; a) Pendule de Charpy modifié ; b) Segment anatomique thoraco-lombaire intact (vue dessus) ; c) Même échantillon, avec fracture de type burst en L1 (vue 72

Figure II.21 – Clichés permettant d'observer la présence d'une fracture ; a) Rachis thoraco-lombaire intact ; b) Même spécimen, avec fracture de type burst en L1 73

Figure II.22 – Trajectoire des vis pédiculaires ; a) Fenêtre du logiciel Radiant Viewer, avec en vert la trajectoire prévue pour l'implantation de la vis pédiculaire ; b) Vérification de la position de la vis par CT-scan 74

Figure II.23 - Évolution du processus de réduction des fractures de type burst ; a) État initial ; b) État final, avec angle de réduction maximal 74

Figure II.24 - Évolution de l'angle de réduction durant le processus de réduction 76

Figure II.25 - Déplacement de la vertèbre sus-jacente à la fracture durant le processus de réduction ... 77

Figure II.26 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts et stabilisés avec des vis OAK et des vis poly-axiales couplées à des tiges droites au cours d'un mouvement de flexion-extension ; Extension à gauche, flexion à droite 78

Figure II.27 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts et stabilisés avec des vis OAK et des vis poly-axiales couplées à des tiges droites au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale ; Inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite 79

Figure II.28 - Amplitudes articulaires moyennes relevées pour chacun des niveaux des segments intacts et stabilisés avec des vis OAK et des vis poly-axiales couplées à des tiges droites au cours d'un mouvement de rotation axiale ; Rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite 80

Figure III.1 – Exemple de mécanisme parallèle : la plateforme de Stewart (adaptée de (Tempel et al. 2018) 87

Figure III.2 – Exemple de robot sériel (adaptée du site Johanneum Research) 88

Figure III.3 – Schéma bloc de la commande en position (adaptée de (Siciliano et al. 2009) 89

Figure III.4 – Schéma bloc de la commande en admittance (adaptée de (Sandoval 2017) ; xd : position/orientation désirée ; xe : position/orientation effective ; xr : consigne en position/orientation ; τd : couple de commande désiré ; τC : couple de commande appliqué ; q : positions articulaires ; $C(q,q)$: matrice des effets de Coriolis et centrifuges ; $g(q)$: couples causés par la gravité ; $Fext$: efforts extérieurs ; J : Matrice jacobienne permettant d'exploiter la redondance du robot, en projetant une tâche supplémentaire dans l'espace nul ; MGD : Modèle Géométrique Direct permettant de calculer les coordonnées de l'organe terminal à partir des positions articulaires 90

Figure III.5 – Schéma bloc de la commande en impédance (adaptée de (Sandoval 2017) ; xd : position/orientation désirée ; xe : position/orientation effective ; τd : couple de commande désiré ; τC : couple de commande appliqué ; q : positions articulaires ; $C(q,q)$: matrice des effets de Coriolis et centrifuges ; $g(q)$: couples causés par la gravité ; $Fext$: efforts extérieurs ; JT : Matrice jacobienne permettant d'exploiter la redondance du robot, en projetant une tâche supplémentaire dans l'espace nul 91

Figure III.6 – Bras robotisé collaboratif Franka Emika et son contrôleur (adaptée du site GG-Electronics) 91

Figure III.7 – Segment rachidien synthétique ; a) Banc de chargement ; b) Segment rachidien « stabilisé » (adaptée de (Germaneau et al. 2016) 93

Figure III.8 – Amplitudes articulaires observées pour l'échantillon synthétique intact (courbe bleue) puis stabilisé par l'ajout d'une plaque (courbe orange) ; a) Flexion-extension ; b) Inclinaison latérale 94

Figure III.9 – Scanner médical à rayons X, utilisé au CHU de Poitiers (Aquilion One, Genesis Edition, Canon) 95

Figure III.10 – Application de différents filtres sur une image ; a) Image initiale ; b) Application d'un filtre de Sobel ; c) Image volontairement bruitée ; d) Application d'un filtre moyen ; e) Application d'un filtre médian (adaptée de (Sachse 2004) 97

Figure III.11 – Segmentation par seuillage d'intensité ; a) Image initiale ; b) Image sur laquelle les structures osseuses ont été isolées (adaptée de (J. Zhang et al. 2010) 98

Figure III.12 – Segmentation par croissance de région ; a-e) Différentes étapes du processus itératif (adaptée de (Sachse 2004) 98

Figure III.13 – Segmentation par bassins versants ; a) Image initiale ; b) Application de la segmentation par bassins versants, beaucoup de régions sont créées ; c) Application de cette méthode sur une image prétraitée par un filtrage de Wiener, moins de régions sont générées (adaptée de (Huang et Chen 2004) 99

Figure III.14 – Segmentation par modèles déformables ; a-d) Convergence du contour défini par l'utilisateur vers la frontière de la région d'intérêt 99

Figure III.15 - Procédure de Newton-Raphson, exemple dans lequel la convergence à lieu à la cinquième itération (adaptée du site FEA Tips) 103

Figure III.16 -Segment rachidien lombo-sacré durant le processus de résinage 105

Figure III.17 – Dispositif de chargements et échantillon rachidien 105

Figure III.18 – Amplitudes articulaires moyennes et écarts-types calculés pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement de flexion extension ; Extension à gauche, flexion à droite 106

Figure III.19 – Amplitudes articulaires moyennes et écarts-types calculés pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale ; inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite 107

Figure III.20 - Amplitudes articulaires moyennes et écarts-types calculés pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement de rotation axiale ; rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite 107

Figure III.21 – Application d'un filtre sigmoïde sur une image issue de CT-scan ; a) Image initiale ; b) Image après filtrage 109

Figure III.22 – Processus de segmentation d'image en utilisant le module ModelFrac (Aubert 2021) du logiciel 3D Slicer 110

Figure III.23 – Modélisation des facettes articulaires 110

Figure III.24 – Courbes contrainte / déformation présentant le comportement mécanique des différents ligaments de la charnière lombo-sacrée (adaptée de (Shirazi-Adl, Ahmed, et Shrivastava 1986) 111

Figure III.25 – Aperçu du modèle éléments finis de l'un des segments rachidiens. Les ligaments sont représentés, ainsi que les conditions aux limites et le maillage utilisé 112

Figure III.26 – Amplitudes articulaires numériques moyennes calculées pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement de flexion extension ; Extension à gauche, flexion à droite 113

Figure III.27 – Amplitudes articulaires numériques moyennes calculées pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale ; Inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite 113

Figure III.28 – Amplitudes articulaires numériques moyennes calculées pour chacune des unités fonctionnelles des spécimens au cours d'un mouvement de rotation axiale ; Rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite 114

Figure III.29 – Comparaison des résultats expérimentaux avec les données issues d'études in vivo ... 115

Figure III.30 – Comparaison des résultats avec les données présentes dans la littérature 116

Figure IV.1 – Exemples d'implants appartenant à différentes familles de prothèses ; a) Prodisc-L (Centinel Spine) ; b) Maverick (Medtronic) ; c) Baguera L (Spineart) ; d) Mobidisc L (Zimmer Biomet) ; e) LP-ESP (Spine Innovations) ; M6-L (Spinal Kinetics) (adaptées des brochures de chacune de ces prothèses) 122

Figure IV.2 – Unités fonctionnelles synthétiques ; a) Échantillon de référence ; b) Unité fonctionnelle réaliste 127

Figure IV.3 – Présentation du banc d'essais 128

Figure IV.4 – Amplitudes articulaires de l'échantillon de référence instrumenté avec la prothèse LP-ESP au cours d'un mouvement de flexion-extension 129

Figure IV.5 – Échantillon rachidien lombosacré (L4-S1) sur lequel une arthroplastie a été réalisée au niveau L4-L5. La prothèse LP-ESP (Spine Innovations) a été implantée à ce niveau 131

Figure IV.6 – Amplitudes articulaires expérimentales observées pour chacune des unités fonctionnelles de l'échantillon au cours d'un mouvement de flexion extension. Trois cas ont été considérés : segment intact (bleu), segment implanté avec Prodisc-L (orange), et segment implanté avec LP-ESP (vert) ; Extension à gauche, flexion à droite 132

Figure IV.7 – Amplitudes articulaires expérimentales observées pour chacune des unités fonctionnelles de l'échantillon au cours d'un mouvement d'inclinaison latérale. Trois cas ont été considérés : segment intact (bleu), segment implanté avec Prodisc-L (orange), et segment implanté avec LP-ESP (vert) ; Inclinaison latérale droite à gauche, inclinaison latérale gauche à droite 133

Figure IV.8 – Amplitudes articulaires expérimentales observées pour chacune des unités fonctionnelles de l'échantillon au cours d'un mouvement de rotation axiale. Trois cas ont été considérés : segment intact (bleu), segment implanté avec Prodisc-L (orange), et segment implanté avec LP-ESP (vert) ; Rotation axiale droite à gauche, rotation axiale gauche à droite 133

Figure IV.9 – Détails des modèles simplifiés de chaque prothèse ; a) Prodisc-L (Centinel Spine) ; b) LP-ESP (Spine Innovations) 135

Figure IV.10 – Présentation des différents modèles ; a) Modèles intact, utilisés comme références, identifiés comme « groupe 1 » ; b) Modèles instrumentés avec la Prodisc-L, identifiés comme « groupe 2 » ; c) Modèles instrumentés avec la LP-ESP, identifiés comme « groupe 3 » 136

Figure IV.11 – Évolution des amplitudes articulaires calculées à chaque niveau vertébral lors de l'application de couples purs sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 138

Figure IV.12 – Évolution des amplitudes articulaires calculées à chaque niveau vertébral lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 139

Figure IV.13 – Répartition des pressions de contact dans les facettes articulaires de l'échantillon 1 durant l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 140

Figure IV.14 – Répartition des glissements entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes de l'échantillon 1 durant l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 141

Figure IV.15 – Répartition des pressions de contact dans les facettes articulaires de l'échantillon 2 durant l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 142

Figure IV.16 – Répartition des glissements entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes de l'échantillon 1 durant l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 143

Figure IV.17 – Évolution des pressions de contact moyennes calculées à chaque niveau vertébral lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 144

Figure IV.18 – Évolution des glissements moyens entre les cartilages articulaires et les processus articulaires des vertèbres sus-jacentes calculés à chaque niveau vertébral lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 145

Figure IV.19 – Évolution du travail mécanique moyen calculé à chaque niveau vertébral lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons de chacun des trois groupes considérés. Les résultats obtenus pour chaque spécimen sont présentés séparément, puis les résultats ont été standardisés afin de rassembler les données de chaque échantillon du groupe 2 et du groupe 3 ; Groupe 1 : spécimens intacts ; Groupe 2 : spécimens instrumentés avec la Prodisc-L ; Groupe 3 : spécimens instrumentés avec la LP-ESP 146

Figure V.1 – Schéma du besoin (adapté de (Audry 2010) 155

Figure V.2 – Exemples de situations de vie pour un produit 156

Figure V.3 – Diagramme des interacteurs 156

Figure V.4 – Situations de vie d'une prothèse d'arthroplastie lombaire 157

Figure V.5 - Schéma du besoin pour la phase peropératoire 158

Figure V.6 – Logigramme de l'opération d'arthroplastie lombaire, telle qu'observée pour la prothèse Mobidisc L (Zimmer Biomet) ; en vert : étapes réalisées par les infirmières du bloc opératoire (IBODE) ; en orange : étapes réalisées par le chirurgien ; en bleu clair : les ancillaires utilisés à une étape donnée ; en bleu foncé : conditions pour poursuivre le processus d'implantation ; en rouge : étapes au cours desquelles l'implant entre en contact avec le patient 159

Figure V.7 -Diagramme des interacteurs pour la phase peropératoire 160

Figure V.8 – Schéma du besoin pour la phase de repositionnement de l'implant 161

Figure V.9 -Diagramme des interacteurs pour la phase de repositionnement de l'implant 162

Figure V.10 – Schéma du besoin pour la phase post-opératoire 163

Figure V.11 – Diagramme des interacteurs pour la phase post-opératoire 163

Figure V.12 – Schéma du besoin pour la phase de reprise chirurgicale 164

Figure V.13 – Diagramme des interacteurs pour la phase de reprise chirurgicale 165

Figure V.14 - Synthèse des amplitudes articulaires obtenues pour un mouvement de flexion-extension au cours des différentes études expérimentale réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ; angle (écart-

type), ainsi que les résultats présentés dans la littérature, tels qu'exposés sur le site Anatomy Standard (adaptée du site Anatomy Standard) 170

Figure V.15 - Synthèse des amplitudes articulaires obtenues pour un mouvement d'inclinaison latérale au cours des différentes études expérimentale réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ; angle (écart-type), ainsi que les résultats présentés dans la littérature, tels qu'exposés sur le site Anatomy Standard (adaptée du site Anatomy Standard) 171

Figure V.16- Synthèse des amplitudes articulaires obtenues pour un mouvement de rotation axiale au cours des différentes études expérimentale réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ; angle (écart-type), ainsi que les résultats présentés dans la littérature, tels qu'exposés sur le site Anatomy Standard (adaptée du site Anatomy Standard) 171

LISTE DES TABLEAUX

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I-1 – Quantification de la migration du CIR pour les cinq niveaux rachidiens lors d'un mouvement d'extension maximale vers flexion maximale, les valeurs présentées sont les moyennes ainsi que les écarts-types associés (adapté de (Yoshioka et al. 1990)..... 37

Tableau I-2 - Prévalence de la scoliose dans la population générale en fonction de l'étiologie (adapté de (R. Vialle, Thévenin-Lemoine, et Mary 2013)..... 39

Tableau II-1 - Valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique déterminées pour chaque unité fonctionnelle des échantillons intacts, et pour chaque mouvement..... 70

Tableau II-2 – Valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique déterminées pour chaque unité fonctionnelle des échantillons stabilisés avec des vis OAK et des tiges droites, et pour chaque mouvement..... 80

Tableau II-3 - Valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique déterminées pour chaque unité fonctionnelle des échantillons stabilisés avec des vis poly-axiales et des tiges droites, et pour chaque mouvement..... 81

Tableau III-1 – Échelle des unités Hounsfield (UH) et présentation de quelques valeurs significative (adapté de (Molteni 2013; Ese et Zylka 2019) 96

Tableau III-2 - Valeurs moyennes des coefficients A et B de l'expression logarithmique déterminée pour chaque unité fonctionnelle des segments anatomiques, pour chacun des mouvements réalisés..... 108

Tableau III-3 – Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour le développement du modèle..... 111

Tableau IV-1 - Présentation des différents implants d'arthroplastie lombaire s'insérant par une approche antérieure. Cette liste a été composée à partir de la revue de littérature de Abi-Hanna (Abi-Hanna et al. 2018) ainsi que de prothèses présentées sur le site The Spine Market Group (https://www.thespinemarketgroup.com) 123

Tableau IV-2 – Écarts entre les amplitudes articulaires expérimentales de segments rachidiens lombaires intacts et après implantation d'une prothèse au niveau L3-L4, L4-L5 ou L5-S1 pour différents mouvements physiologiques. Les données sont issues des articles suivants : (Patwardhan et al. 2008; S.-K. Ha et al. 2009; Daftari et al. 2012; McNally, Naylor, et Johnson 2012; Lazennec et al. 2013; Bohn et al. 2020) 125

Tableau IV-3 – Écarts entre les amplitudes articulaires numériques de segments rachidiens lombaires intacts et après implantation d'une prothèse au niveau L3-L4 ou L4-L5 pour différents mouvements physiologiques. Les données sont issues des articles suivants : (Zander, Rohlmann, et Bergmann 2009; Ansari et al. 2019; Bohn et al. 2020)..... 125

Tableau IV-4 – Amplitudes articulaires observées pour chaque prothèse dans le cas de l'unité fonctionnelle de référence, puis dans le cas de l'unité fonctionnelle synthétique..... 129

Tableau IV-5 – Raideurs de disques intervertébraux lombaires pour différents mouvements. Ces raideurs ont été déterminées à partir des résultats présentés dans la partie III.4.1.4, ainsi que ceux présentés dans l'étude de Yamamoto (Yamamoto et al. 1989) 130

Tableau IV-6 – Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour le développement des modèles de segments rachidiens opérés par arthroplastie lombaire..... 136

Tableau IV-7 – Valeurs de couple observées pour chacun des mouvements réalisés lors de l'application de déplacements imposés sur la vertèbre L4 des échantillons..... 139

Tableau V-1 – Définition des différents termes liés à l'Analyse de la Valeur (adapté de (Monède Hocquart 2012)..... 153

Tableau V-2 – Tableau de caractérisation des fonctions (adapté de (Audry 2010) 157

Tableau V-3 – Tableau de caractérisation des fonctions pour la phase peropératoire..... 161

Tableau V-4 – Tableau de caractérisation des fonctions pour la phase de repositionnement 162

Tableau V-5 – Tableau de caractérisation des fonctions pour la phase post-opératoire..... 164

Tableau V-6 – Tableau de caractérisation des fonctions pour la phase de reprise chirurgicale..... 165

Tableau V-7 – Satisfaction des fonctions pour chaque prothèse au cours de la phase peropératoire ; en bleu : Prodisc-L ; en orange : Mobidisc L ; en vert : LP-ESP 166

Tableau V-8 – Satisfaction des fonctions pour chaque prothèse au cours de la phase de repositionnement de l'implant ; en bleu : Prodisc-L ; en orange : Mobidisc L ; en vert : LP-ESP 167

Tableau V-9 – Satisfaction des fonctions pour chaque prothèse au cours de la phase post-opératoire ; en bleu : Prodisc-L ; en orange : Mobidisc L ; en vert : LP-ESP 168

Tableau V-10 – Satisfaction des fonctions pour chaque prothèse au cours de la phase de reprise chirurgicale ; en bleu : Prodisc-L ; en orange : Mobidisc L ; en vert : LP-ESP 168

PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES

PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES

Articles soumis dans des revues internationales avec comité de lecture :

2023 **Study of mechanical effects of lumbar disc arthroplasty on facet joints at the index level/adjacent levels by using a validated finite element analysis**

Soumis à la revue *Frontiers in Bioengineering and Biotechnologies - Biomechanics*

François Zot, Estelle Ben Brahim, Mathieu Severyns, Yann Ledoux, Michel Mesnard, Laëtitia Caillé, Cécile Swennen, Simon Teyssédou, Abdollah-Yassine Moufid, Arnaud Germaneau, Tanguy Vendeuvre

2023 **Medial meniscus ramp lesion injury increases extrusion and meniscal mobility: a biomechanical study by 7T Magnetic Resonance Imaging and Digital Volume Correlation**

Soumis à la revue *Frontiers in Bioengineering and Biotechnologies - Biomechanics*

Mathieu Severyns, François Zot, Ghina Harika-Germaneau, Arnaud Germaneau, Guillaume Herpe, Mathieu Naudin, Valéry Valle, Jerome Danion, Tanguy Vendeuvre

2023 **Knee finite element model validation by photoelasticity for principal stress analysis**

En préparation

Estelle Ben Brahim, François Zot, Arnaud Germaneau, Kévin Aubert, Mathieu Severyns, Tanguy Vendeuvre

Communications dans des conférences avec comité de sélection :

2023 **Biomechanical analysis of arthroplasty and arthrodesis of lumbar spine: Experimental validation of a patient-specific finite element model**

Présentation orale

48ème congrès de la Société de Biomécanique (Grenoble, France)

François Zot, Estelle Ben Brahim, Yann Ledoux, Michel Mesnard, Mathieu Severyns, Juan Sandoval, Med Amine Laribi, Tanguy Vendeuvre, Arnaud Germaneau

2023 **Stress distribution analysis in the lumbar facet joint after an arthrodesis or an arthroplasty**

Présentation orale

18th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (Paris, France)

François Zot, Estelle Ben Brahim, Yann Ledoux, Michel Mesnard, Cécile Swennen, Simon Teyssédou, Abdollah-Yassine Moufid, Arnaud Germaneau, Tanguy Vendeuvre

2022 **Biomechanical analysis of the lumbosacral junction: Influence of the implantation of a prosthesis on stress distribution in the vertebrae**

Présentation orale

47ème congrès de la Société de Biomécanique (Monastir, Tunisie)

François Zot, Arnaud Germaneau, Med Amine Laribi, Juan Sandoval, Laëtitia Caillé, Yann Ledoux, Michel Mesnard, Estelle Ben Brahim, Valéry Valle, Mathieu Severyns, Tanguy Vendeuvre

2022 **Étude de l'influence des géométries vertébrales sur le comportement biomécanique de prothèses d'arthroplastie lombaire**

Présentation orale

25ème Congrès Français de Mécanique (Nantes, France)

François Zot, Arnaud Germaneau, Med Amine Laribi, Juan Sandoval, Laëtitia Caillé, Yann Ledoux, Michel Mesnard, Estelle Ben Brahim, Mathieu Severyns, Valéry Valle, Tanguy Vendeuvre

2022 **Biomechanical comparison between poly axial and OAK screws for thoracolumbar fracture reduction**

Présentation orale

27th Congress of the European Society of Biomechanics (Porto, Portugal)

Abdollah-Yassine Moufid, François Zot (Orateur), Anneli Duits, Mathieu Severyns, Arnaud Germaneau, Tanguy Vendeuvre

2022 **In vitro study of the influence of vertebrae geometry on the behaviour of lumbar arthroplasty prostheses**

Présentation poster

27th Congress of the European Society of Biomechanics (Porto, Portugal)

François Zot, Arnaud Germaneau, Med Amine Laribi, Juan Sandoval, Laëtitia Caillé, Yann Ledoux, Michel Mesnard, Estelle Ben Brahim, Mathieu Severyns, Valéry Valle, Tanguy Vendeuvre

2022 **Development of a new loading setup for in vitro study of spine biomechanical behaviour from a robotic arm: test and validation**

Présentation poster

46ème congrès de la Société de Biomécanique (Saint-Etienne, France)

François Zot, Arnaud Germaneau, Med Amine Laribi, Juan Sandoval, Cyril Brèque, Laëtitia Caillé, Yann Ledoux, Michel Mesnard, Philippe Rigoard, Valéry Valle, Tanguy Vendeuvre

Travaux encadrés :

2022-2023 ***Encadrement Projet Tutoré M2 Ingénierie de Conception***
Modélisation par éléments finis du rachis cervical sain et post-arthroplastie
Asma Assani, Titouan Jacquin, Victor Restrat

2021-2022 ***Encadrement Projet Tutoré M2 Ingénierie de Conception***
Segmentation d'images issues de scanner de patients et mesures de l'espace intervertébral du rachis lombaire
Aurélie Gangneux, Julien Gosez, Jean Pelhate

Encadrement Stage L3 Sciences pour l'Ingénieur (8 semaines)
Conception d'une prothèse discale lombaire patient spécifique
Kévin Pascreau

2020-2021 ***Encadrement Projet Tutoré M1 Ingénierie de Conception***
Modélisation biomécanique du disque intervertébral
Anne-Gaëlle Eveno, Lise Kasperski

Biomécanique Ostéoarticulaire du Rachis et Dispositifs Optimisés : Besoins, concept, et développement de méthodes d'analyses

Résumé :

Le rachis, structure essentielle du corps humain, est constitué d'un empilement de corps rigides (les vertèbres) et de parties souples (les disques), l'ensemble étant maintenu en place par un système ligamentaire et musculaire complexe. Cette structure remplit plusieurs fonctions importantes, comme la protection de la moëlle spinale, ou encore la transmission des efforts du tronc vers les membres périphériques. Il est aussi responsable de l'équilibre sagittal grâce aux différentes courbures présentes à chacun des niveaux rachidiens, à savoir le rachis cervical, thoracique, lombaire, et sacré. Comme chaque partie du corps humain, le rachis peut rencontrer certains disfonctionnements, ceux-ci pouvant être causés par des traumatismes ou des dégénérescences liées à l'âge. Afin de corriger les troubles les plus importants, différentes approches chirurgicales peuvent être employées, celles-ci consistant souvent à stabiliser les niveaux atteints, c'est-à-dire à les bloquer dans une position physiologique, ou encore à restaurer les fonctions perdues, notamment en remplaçant un disque par une prothèse mobile lors de la réalisation d'une arthroplastie.
Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre du projet BORDO (Biomécanique Ostéoarticulaire du Rachis et Dispositifs Optimisés) et a pour objectifs l'étude d'implants rachidiens innovants et le développement d'implants rachidiens optimisés. Au cours de ce travail, plusieurs études ont été réalisées, qu'elles soient numériques ou expérimentales, afin d'étudier le comportement de spécimens rachidiens thoraco-lombaires et lombo-sacrés, tout d'abord intacts, puis instrumentés avec différents implants. Plusieurs dispositifs chirurgicaux ont pu être évalués, et il a pu être déterminé que dans le cas de prothèses d'arthroplastie, plusieurs prothèses conduisent à des résultats très différents. Les résultats obtenus au cours des différentes études réalisées ont permis d'établir un cahier des charges complet et précis, posant ainsi les bases pouvant mener à la création d'un nouvel implant rachidien optimisé.

Osteoarticular Biomechanics of the Spine and Optimised Devices : Needs, concept, and development of analysis tools

Abstract:

The spine, an essential structure of the human body, is composed of a stack of rigid bodies (the vertebrae) and flexible parts (the discs), all held in place by a complex ligamentous and muscular system. This structure fulfils a number of important functions, such as protecting the spinal cord and transmitting forces from the trunk to the peripheral limbs. It is also responsible for sagittal balance thanks to the different curvatures present at each of the spinal levels, namely the cervical, thoracic, lumbar and sacral spines. Like every other part of the human body, the spine can suffer from certain dysfunctions, which can be caused by trauma or age-related degeneration. Various surgical approaches can be used to correct the most serious disorders, often involving stabilising the affected levels, i.e. locking them in a physiological position, or restoring lost functions, for example by replacing a disc with a mobile prosthesis during arthroplasty.
This thesis is part of the BORDO project (Osteoarticular Biomechanics of the Spine and Optimised Devices) and aims to study innovative spinal implants and develop optimised spinal implants. In the course of this work, several studies were carried out, both numerical and experimental, to investigate the behaviour of thoraco-lumbar and lumbosacral spinal specimens, first intact and then instrumented with different implants. Several surgical devices were evaluated, and it was determined that in the case of arthroplasty prostheses, several prostheses lead to very different results. The results obtained from the various studies carried out have made it possible to draw up a complete and precise set of specifications, laying the foundations for the creation of a new, optimised spinal implant.