

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DES MÉCANISMES DE PROGRESSION DU
SPONDYLOLISTHÉSIS

AMANDINE SEVRAIN
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE MÉCANIQUE)
DÉCEMBRE 2009

© Amandine Sevrain, 2009.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DES MÉCANISMES DE PROGRESSION DU
SPONDYLOLISTHÉSIS

présentée par : SEVRAIN Amandine

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Mme PERIÉ-CURNIER Delphine, D.Sc., présidente

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., ing., membre et directeur de recherche

M. LABELLE Hubert, MD., membre et codirecteur de recherche

M. MAC THIONG Jean-Marc, B.ing, MD., Ph.D., membre

DÉDICACE

*L'individu n'est pas quelque chose de prêt à
l'emploi, mais quelque chose dans la
formation continue par le choix de l'action.*

John Dewey

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mon directeur de recherche, le Dr Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, pour m'avoir confié ce projet de recherche d'envergure et d'avoir eu confiance en moi pour le mener à terme.

Je souhaite remercier également mon co-directeur de recherche, Dr Hubert Labelle, chirurgien-orthopédiste au CHU Sainte-Justine de Montréal, pour m'avoir guidé dans la partie clinique de ce projet.

Merci à Hicham Gharbi, ancien étudiant à la maîtrise, pour ses explications lors de la familiarisation du projet et ses judicieux conseils ainsi que Mark Driscoll, étudiant au doctorat, pour ses conseils et son support technique.

Mes études de maîtrise ont essentiellement été réalisées au Centre de Recherche du CHU Sainte-Justine. A cet effet, j'aimerais remercier l'ensemble des étudiants et des associés de recherche du Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D) et du Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur (LMBCAO). Je tiens

également à remercier amicalement mes collègues de l'hôpital : Mark, Simon, Christopher et Betty, pour les moments passés en leur compagnie. Je souhaite également remercier : Pierre-Luc, Nadine, Romain, Julien, ..., étudiants à l'École Polytechnique.

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance envers mon père, mes amis et colocataires qui m'ont encouragés et soutenus de près comme de loin à la réalisation de cette maîtrise.

Finalement, j'aimerais remercier le CRSNG et Medtronic qui ont soutenu financièrement ce projet.

RÉSUMÉ

Le spondylolisthésis se définit par un glissement postéro-antérieur d'une vertèbre par rapport à sa sous-jacente. Cette pathologie se développe dans la plupart des cas après une spondylolyse, soit une rupture de la pars interarticulaire de la vertèbre, ou d'une dysplasie importante de ses éléments postérieurs. Le spondylolisthésis affecte environ 6% de la population et apparaît le plus souvent à la jonction lombosacrée (L5-S1). Dans la littérature, on identifie plusieurs sévérités de spondylolisthésis : les spondylolisthésis bas grade (grades 1 et 2), qui comprennent entre autres les types « shear » et « nutcracker », qui se différencient suivant les valeurs de l'incidence pelvienne (PI) et de la pente sacrée (SS) et les spondylolisthésis haut grade (grades 3 à 5) comprenant les types « bassin balancé » et « bassin rétroversé » qui se différencient suivant les valeurs de la pente sacrée et du tilt pelvien (PT).

Dans la littérature, la progression du spondylolisthésis est habituellement documentée et analysée au moyen de mesures géométriques (incidence pelvienne, pente sacrée, tilt pelvien) sans prendre en considération leurs effets et leurs actions biomécaniques sur cette progression. C'est pourquoi les relations entre paramètres et forces en jeu dans le risque de progression de la pathologie ne sont pas bien connues. Ainsi, le but du projet était de développer un modèle par éléments finis (MEF) paramétrable d'un rachis

pédiatrique permettant d'analyser les conditions propices au risque de progression de la pathologie et de tester l'hypothèse de l'incidence pelvienne comme paramètre prédictif. Ce modèle peut être personnalisé suivant les types de spondylolisthésis que l'on souhaite modéliser avec spondylolyse et dôme sacré. Le modèle permet également de faire l'analyse biomécanique des contraintes au niveau de la jonction lombosacrée, plus spécifiquement au niveau du disque intervertébral et de la plaque de croissance et de relever les paramètres significatifs propices à la progression.

La géométrie de la colonne vertébrale, du bassin et de la cage thoracique a été reconstruite à partir de radiographies bi-planaires (postéro-antérieure et latérale) d'un patient bas grade de type « shear ». Dix sept repères anatomiques ont été utilisés pour la reconstruction de chaque vertèbre thoracique et lombaire et 23 repères anatomiques pour le bassin. Le modèle par éléments finis personnalisé a été adapté par krigeage, avec un raffinement au niveau du segment L4-bassin. Les différents tissus conjonctifs inter- et para-vertébraux pertinents (les fibres de collagène, les ligaments longitudinal antérieur et postérieur, intertransverses, jaunes et les ligaments capsulaires) ont été modélisés. La représentation des muscles spinaux a été schématisée par un modèle mathématique : « le follower load ». Les propriétés mécaniques ont été tirées de la littérature.

Un plan d'expériences a été choisi afin d'étudier les conditions propices de certains paramètres spino-pelviens dans le risque de progression de la pathologie : l'incidence pelvienne qui est un paramètre morphologique, la pente sacrée qui est un paramètre d'orientation du pelvis et le pourcentage de glissement qui indique le grade de glissement. Deux modalités ont été utilisées dans ce plan d'expériences afin d'englober le plus grand nombre possible de cas de bas et de haut grades. Une équation de contrainte dans le plan d'expériences a été introduite afin de répondre aux hypothèses cliniques (i.e. il est impossible d'avoir un haut grade avec une incidence pelvienne et une pente sacrée faible) et a donc permis d'éliminer certains cas non réalistes. Dix modèles virtuels différents de spondylolisthesis ont été simulés à partir de ce patient grâce à une modélisation incluant les trois paramètres indépendamment. Une lyse personnalisée au niveau du pars interarticulaire a été créée virtuellement par le retrait d'éléments dans la partie postérieure de la dernière vertèbre. L'espacement de la lyse est contrôlable numériquement. Un dôme sacré a aussi été créé virtuellement. La gravité et les efforts musculaires ont été représentés par un modèle mathématique : « le follower load ». Cette méthode consiste à appliquer une résultante de la force musculaire et gravitationnelle sur chaque section vertébrale au centroïde de celle-ci. Les forces ont la particularité d'être tangentielles à la courbure de la colonne vertébrale. Ces simulations ont été faites afin d'évaluer les différences de contraintes potentielles durant la progression suivant les types de spondylolisthesis et de corréler les paramètres pouvant contribuer à cette progression.

Une analyse des contraintes principales en compression et de cisaillement a été faite au niveau de l'articulation L5-bassin. Les contraintes ont été analysées plus spécifiquement au niveau des plaques de croissance de S1 et du disque intervertébral L5-S1 sur la partie antérieure de ceux-ci. Les contraintes en compression et cisaillement sont plus élevées pour les spondylolisthésis haut-grade de type « bassin balancé » que pour ceux de type « bassin rétroversé ». La même observation a été faite pour les spondylolisthésis bas grade : le type « shear » est plus contraint que le type « nutcracker ». L'étude du cisaillement dans le disque intervertébral L5-S1 a montré que la zone de contrainte en cisaillement est plus élevée pour les hauts grades, alors que pour les bas grades, les contraintes sont plus uniformes à l'exception de la zone du dôme sacré. Les résultats statistiques révèlent des corrélations entre l'incidence pelvienne et les contraintes et entre le pourcentage de glissement et le cisaillement dans le disque intervertébral L5-S1.

Les paramètres (l'incidence pelvienne, la pente sacrée et le pourcentage de glissement) ont une influence sur l'augmentation des contraintes en compression et cisaillement et donc sur la contribution du risque de progression de la pathologie. La zone d'étude importante pour le risque de progression se concentre sur la partie antérieure de la plaque de croissance où les contraintes se développent avec le grade. L'étude statistique supporte le concept que l'incidence pelvienne est le paramètre le plus prédictif pouvant influencer de manière significative le risque de progression du spondylolisthésis isthmique.

ABSTRACT

Spondylolisthesis is a postero-anterior slippage of a vertebra with respect to its inferior vertebra. This pathology mainly occurs after a spondylolysis, which is a stress fracture of the pars interarticularis of the vertebrae, or after a high dysplasia of its posterior bony elements. Spondylolisthesis affects about 6% of the population and usually occurs at the lumbosacral junction (L5-S1). There exists different severities of spondylolisthesis: low-grade spondylolisthesis (grades 1 and 2), including the “shear-type” and “nutcracker-type”, which differ in pelvic incidence (PI) and sacral slope (SS) values, and high-grade spondylolisthesis (grade 3 to 5), including “balanced pelvis”-type and “retroverted pelvis”-type, which differ in sacral slope and pelvic tilt (PT) values.

The progression of spondylolisthesis is usually documented and analyzed using geometric measurements (PI, SS, PT) without taking their effects and their biomechanical actions into account. That is why the link between the predicting parameters and the forces responsible for the progression of the pathology is poorly documented in the literature. The aim of this project was to develop a parametric finite element model (FEM) of a paediatric spine to analyze the conditions involved in the risk of progression of the pathology and to test the hypothesis that pelvic incidence is a predictive parameter of the deformity. This model includes the spondylolysis and sacral dome, and can be personalized depending on the type of spondylolisthesis. A detailed biomechanical

analysis of the intervertebral disc and growth plate of the lumbosacral junction was done with the FEM in order to determine predictable parameters conducive to the progression.

The geometry of the spine, pelvis and rib cage was reconstructed in 3D using biplanar (postero-anterior and lateral) radiographs of a low-grade patient with a shear-type. Seventeen anatomical landmarks were used for the 3D reconstruction of the thoracic and lumbar vertebrae and 23 were used for the pelvis. The personalized FEM was adapted using a kriging technique, with enhanced details of the L4 to pelvis segment. Taking into consideration the modeling of relevant inter and para-vertebral connective tissues (collagen fibers, anterior and posterior longitudinal ligaments, intertransverse, flavum and capsular ligaments), a personalized FEM was established. Mechanical properties of anatomical structures were taken from the literature.

A design of experiments was undertaken to study the ideal conditions of some spino-pelvic parameters in spondylolisthesis progression. The selected parameters were the PI, which is a fundamental pelvic anatomic parameter, the SS, which characterizes the spatial orientation of the pelvis, and the slip percentage, which represents the grade of slippage. Each parameter had two modalities to include most of low- and high-grade spondylolistheses. In order to satisfy our clinical hypothesis (i.e. it is impossible to have a high grade with a low pelvic incidence and a low sacral slope), a constraint equation was

inserted in the design to avoid some non realistic cases. Ten cases of spondylolisthesis have been simulated from one patient thanks to a modeling that included the three independent parameters. A personalized bi-lateral lysis in the pars interarticularis was created by removing posterior elements of L5. The gap of the lysis was adjustable. A sacral dome was also simulated. The combined effect of muscles and gravity was based on a mathematical model, “the follower load”. This method consists in applying a resultant force to the gravity and muscles forces on each vertebra in the rotation center. The forces had the particularity to be tangential to the spine curve. These simulations have been done to assess potential stress differences during spondylolisthesis progression and correlate parameters which can promote the risk of progression.

Compression and shear stresses were analyzed in the lumbosacral joint, especially in the anterior area of the growth plate of S1 and in the anterior area of intervertebral disc L5-S1. In high grade spondylolisthesis with a balanced pelvis, the shear and the compression stresses were higher than in high grade spondylolisthesis with a retroverted pelvis. The same observation was done for the low grade spondylolisthesis, the stresses of the shear type being higher than the nutcracker type. In the intervertebral disc of L5-S1, the zone of shear was larger for high grade spondylolisthesis whereas shear stress for low grade was uniform except for the dome shaped area, which was less stressed. Statistical results revealed a correlation between PI and stresses, and with slip percentage and shear of the L5-S1 intervertebral disc.

The parameters (PI, SS and slip percentage) had an impact on the increase of shear and normal stresses and thus, on the potential risk of progression of the pathology. The anterior area of the growth plate appears important for the risk of progression, where the stress is increased. The statistical study provided evidence that pelvic incidence is the most predictive parameter which can influence significantly the risk of progression in isthmic spondylolisthesis.

TABLE DES MATIERES

DÉDICACE	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ	VI
ABSTRACT.....	X
TABLE DES MATIERES	XIV
Liste des tableaux.....	XVII
Liste des figures.....	XVIII
Liste des équations	XIX
Liste des annexes.....	XX
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1. REVUE DES CONNAISSANCES	5
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale	5
1.1.1 Le rachis	5
1.1.2 Le bassin.....	10
1.1.3 Les muscles	11
1.2 La croissance de la colonne vertébrale.....	13
1.2.1 Structure et composition des tissus osseux	14
1.2.2 Remodelage osseux.....	15
1.2.3 Croissance longitudinale	15
1.2.4 Modulation de croissance.....	16
1.3 Aspects biomécaniques de la région lombo-sacrée.....	17
1.4 Mesures 2D et 3D de la colonne vertébrale et bassin	21
1.4.1 Reconstruction géométrique personnalisée.....	21
1.4.2 Identification des paramètres de mesure morphologiques	22
1.5 Spondylolisthésis	26

1.5.1	Description et développement de la maladie	26
1.5.2	Classification du spondylolisthésis	28
1.5.3	Synthèse des études cliniques sur le spondylolisthésis.....	33
1.5.3.1	Relations entre les paramètres spino-pelviens	33
1.5.3.2	Évolution des paramètres dans le temps	34
1.5.4	Aspects biomécaniques et pathomécanismes.....	34
1.6	Modélisation biomécanique de la colonne vertébrale.....	36
1.6.1	Modèles numériques développés au laboratoire	36
1.6.2	Modèles biomécanique dans la littérature.....	39
CHAPITRE 2. OBJECTIFS, HYPOTHÈSE ET APPROCHE GLOBALE.....		41
2.1	Résumé de la problématique	41
2.2	Objectif global.....	42
2.3	Hypothèse.....	42
2.4	Objectifs spécifiques	42
2.5	Approche globale pour aborder ces objectifs.....	43
CHAPITRE 3. ÉVALUATION BIOMÉCANIQUE DES PARAMÈTRES IMPLIQUÉS DANS LA PROGRESSION DU SPONDYLOLISTHÉSIS ISTHMIQUE PÉDIATRIQUE.....		45
3.1	Présentation de l'article.....	45
3.2	Article: Biomechanical Evaluation of Predictive Parameters of Progression in Adolescent Isthmic Spondylolisthesis.....	46
3.2.1	Structured Abstract.....	48
3.2.2	Keypoints	50
3.2.3	Mini Abstract	51
3.2.4	Keywords	52
3.2.5	Introduction.....	52
3.2.6	Materials and Methods.....	54
3.2.7	Results	57

3.2.8	Discussion	60
3.2.9	References	63
3.2.10	Tables	68
3.2.11	Figures Legends	73
CHAPITRE 4. ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES COMPLÉMENTAIRES		79
4.1	Modélisation des charges spinales	79
4.2	Modélisation des paramètres morphologiques et d'orientation du bassin	82
4.2.1	Modélisation du pourcentage de glissement	82
4.2.2	Modélisation de l'incidence pelvienne	84
4.2.3	Modélisation de la pente sacrée.	85
CHAPITRE 5. DISCUSSION ET PERSPECTIVES		87
CONCLUSION		96
BIBLIOGRAPHIE		98

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Limites et valeurs représentatives des gammes de la rotation de la colonne lombaire.....	18
Tableau 1.2: Paramètres de mesure morphologiques du spondylolisthesis dans le plan sagittal.	25
Tableau 1.3: Classification selon (Mac-Thiong & Labelle, 2006).....	32

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Vue latérale gauche du rachis	6
Figure 1.2: Anatomie globale d'une vertèbre	7
Figure 1.3: Schéma de la zone de migration mécanique et de la zone de migration du nucléus en vue latérale	8
Figure 1.4: Principaux ligaments vertébraux	10
Figure 1.5: Vue coronale du bassin.....	11
Figure 1.6 : Anatomie macroscopique des muscles	13
Figure 1.7: Structure de l'os trabéculaire à gauche et de l'os cortical à droite	14
Figure 1.8: Exemple de couplage pour la rotation axiale.....	19
Figure 1.9: Localisation approximative des axes instantanés de rotation dans les vertèbres lombaires.....	20
Figure 1.10: Mesure de l'angle de Cobb dans le plan frontal	23
Figure 1.11: La balance sagittale	25
Figure 1.12: Les paramètres étudiés.....	26
Figure 1.13: Classification de Meyerding.....	29
Figure 1.14: Vue sagittale de l'alignement spino-pelvien d'un spondylolisthésis haut grade de type pelvis balancé et pelvis rétroverti	32
Figure 2.1: Approche globale du projet	44
Figure 4.1: Schéma des contraintes sur les forces musculaires.	80
Figure 4.2: Schéma des forces en jeu sur la colonne vertébrale pour le modèle étudié....	81
Figure 4.3 : Modélisation du pourcentage de glissement dans le modèle par éléments finis.....	83
Figure 4.4: Modélisation de l'incidence pelvienne dans le modèle par éléments finis.....	85
Figure 4.5: Modélisation de la pente sacrée dans le modèle par éléments finis.	86

LISTE DES ÉQUATIONS

Équation 1.1: Équation de la croissance selon le modèle de Stokes.....	17
Équation 1.2 : Équation du pourcentage de glissement	28

LISTE DES ANNEXES

Annexe 1: Les modèles du rachis au sein du laboratoire	112
Annexe 2 : Les modèles du rachis dans la littérature.....	115

INTRODUCTION

Le spondylolisthésis est une pathologie de la colonne vertébrale qui se traduit par un glissement postéro-antérieur d'une vertèbre par rapport à sa sous-jacente. Cette pathologie survient souvent après l'apparition d'une spondylolyse, soit une rupture de la pars interarticulaire de la vertèbre, ou d'une dysplasie importante de ses éléments postérieurs. Cette maladie musculo-squelettique affecte 6% de la population (Fredrickson et al, 1984) et certaines ethnies comme les Esquimaux sont affectées (Hu, Tribus, Diab, & Ghanayem, 2008; Whitesides, Horton, Hutton, & Hodges, 2005). Le spondylolisthésis apparaît le plus souvent à la jonction lombosacrée (L5-S1). De nombreuses études cliniques ont été recensées sur le spondylolisthésis (Hanson, Bridwell, Rhee, & Lenke, 2002; Labelle et al., 2004; Legaye, J., Duval-Beaupère, Hecquet, & Marty, 1998; Meyerding, 1932; Wiltse, Newman, & Macnab, 1976); elles rapportent les différents paramètres géométriques qui décrivent les modifications morphologiques, spatiales et d'équilibre, ainsi que les facteurs biomécaniques qui entrent en jeu dans la progression du spondylolisthésis tels le niveau d'activité physique ou encore la morphologie de la jonction lombosacrée. D'autres auteurs ont développé des classifications, comme celle de Mac-Thiong & Labelle, 2006, la plus récente à ce jour, où ils distinguent deux types de sévérité pour le spondylolisthésis bas grade, le type « shear » et le type « nutcracker », et

deux autres pour le spondylolisthésis haut grade, le type « bassin balancé » et le type « bassin rétroversé ».

La documentation du spondylolisthésis sur sa prévalence est principalement basée sur des études de mesures radiologiques et statistiques, alors qu'il n'y a que très peu de documentation sur l'analyse des forces en jeu responsables de la progression de la pathologie. Les paramètres les plus significatifs de la maladie ont été recensés en partie par Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, en 2005, qui ont mesuré l'incidence pelvienne, la pente sacrée, la version pelvienne, la cyphose thoracique et la lordose lombaire. De plus, Legaye, en 2007 a inclus d'autres paramètres significatifs tels l'angle de la table sacrée et l'angle fémoro-sacré postérieur mais aussi il a permis une étude plus poussée pour les patients atteints de spondylolisthésis haut grade.

Plusieurs études biomécaniques ont été menées afin d'approfondir les connaissances sur le spondylolisthésis. Les premières études ont été réalisées sur des segments cadavériques extraits de modèles animaux ou d'êtres humains adultes. Ces modèles incluaient la modélisation de segments lombaires et permettaient de calculer les contraintes responsables de la progression de la pathologie (Konz, Regina J. et al., 1999; Natarajan et al., 2003) tout en confirmant ce qui avait été fait dans la littérature. Cependant, ils se sont limités à une représentation simplifiée n'incluant pas la représentation des effets des

muscles et des paramètres spino-pelviens. Plusieurs autres modèles numériques ont aussi été développés (El-Rich, M., Villemure, Labelle, & Aubin, 2009; Sairyo, Koichi, Goel, Vijay et al., 2006; Sairyo, Koichi, Goel, Vijay K. et al., 2006) afin de mieux comprendre les biomécanismes du spondylolisthésis. Ces modèles ont la particularité de représenter la jonction lombosacrée en prenant en compte certains paramètres de la balance sagittale, mais excluent l'étude des effets des paramètres spino-pelviens. Le modèle de Gharbi, Aubin, & Labelle, en 2009, a permis l'étude des paramètres spino-pelviens dans le spondylolisthésis bas grade et a aussi introduit l'effet de la croissance afin de mieux comprendre la progression de la pathologie et les mécanismes liés. Cependant, il reste difficile de déterminer les facteurs et paramètres géométriques et posturaux les plus déterminants dans le développement et la progression du spondylolisthésis bas grade en haut grade chez les enfants.

Ainsi, le but du projet est de développer un modèle par éléments finis personnalisé de patients pédiatriques avec spondylolisthésis afin d'effectuer une étude globale des conditions propices à la progression du bas grade en haut grade dans la région lombosacrée. Ce modèle tient en compte les caractéristiques des charges spinales et la gravité. De plus, il est paramétrable afin de modéliser n'importe quel type de spondylolisthésis et permettra donc de faire un lien entre les paramètres spino-pelviens et le risque de progression de la maladie.

Le premier chapitre de ce mémoire par article est constitué d'une revue détaillée des connaissances. Cette section présente les aspects généraux de l'anatomie et de la physiologie de la colonne vertébrale, les concepts biomécaniques, la description et les aspects cliniques de la pathologie, ainsi que les modèles numériques développés dans la littérature. Le second chapitre présente la problématique, les objectifs généraux du projet et la méthodologie d'ensemble du projet. Le troisième chapitre, qui se compose de l'article, est le cœur du mémoire. Il présente le modèle et fait ressortir les conditions propices des mécanismes biomécaniques impliqués dans la progression du spondylolisthesis. Le quatrième chapitre développe quelques aspects méthodologiques et résultats supplémentaires du modèle numérique. Le cinquième chapitre présente une discussion générale de l'ensemble du mémoire. Le mémoire se termine par une conclusion faisant une synthèse du projet et propose des recommandations afin de compléter et d'améliorer le modèle numérique et le projet.

CHAPITRE 1. REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale normale

1.1.1 Le rachis

Le rachis ou colonne vertébrale est une structure osseuse flexible qui abrite la moelle épinière et qui permet les mouvements de flexion et de rotation. Le rachis supporte la tête et transmet le poids du corps jusqu'aux articulations de la hanche et est couplé antérieurement par la cage thoracique.

La colonne vertébrale est divisée en cinq zones (figure 1.1): le rachis cervical composé de 7 vertèbres (C1 à C7), le rachis thoracique composé de 12 vertèbres (T1 à T12), le rachis lombaire composé de 5 vertèbres (L1 à L5), le rachis sacré composé de 5 vertèbres également (S1 à S5) et le rachis coccygien composé de 4 ou 5 vertèbres coccygiennes soudées entre elles. La colonne vertébrale est courbée dans le plan sagittal. Elle présente deux courbures primaires (concaves en avant), aussi appelées cyphoses, au niveau des rachis thoracique et sacré, ainsi que deux courbures secondaires (concaves en arrière) appelées lordoses au niveau des rachis cervical et lombaire.

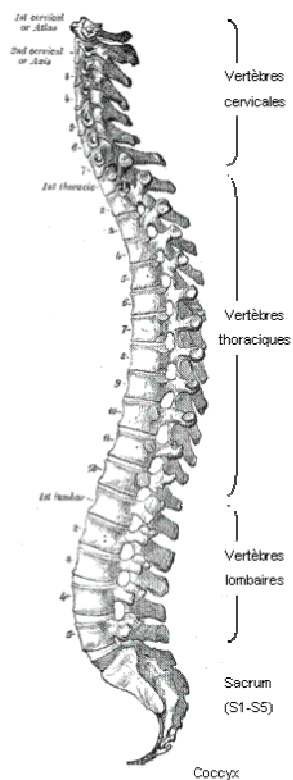


Figure 1.1: Vue latérale gauche du rachis (Gray, H., & Lewis, W. H. (1918). *Anatomy of the human body* (20th ed.). Philadelphia: Lea & Febiger. – Reproduit avec permission)

La géométrie d'une vertèbre se compose d'une partie antérieure, le corps vertébral et d'un arc postérieur composé d'éléments postérieurs (figure 1.2). Le corps vertébral est un os court de forme cylindrique, les surfaces inférieures et postérieures sont légèrement concaves et représentent les plateaux vertébraux. Les éléments postérieurs d'une vertèbre lombaire sont composés de l'apophyse épineuse, de deux apophyses transverses et des apophyses articulaires. L'apophyse épineuse est située à l'arrière de la vertèbre et est dirigée vers le bas, tandis que les apophyses transverses sont placées de chaque côté de la

vertèbre et elles servent de support aux muscles. Les apophyses articulaires, quant à elles, forment le point d'insertion de l'anneau vertébral et assurent la stabilité de la colonne. L'ensemble des apophyses épineuses forme le long de la colonne vertébrale la crête osseuse appelée l'épine dorsale.

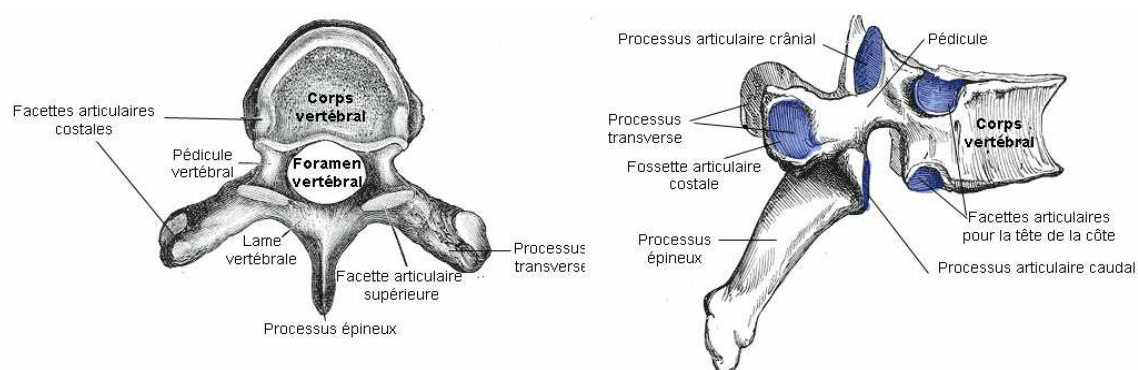


Figure 1.2: Anatomie globale d'une vertèbre (Gray, H., & Lewis, W. H. (1918). *Anatomy of the human body* (20th ed.). Philadelphia: Lea & Febiger. – Reproduit avec permission)

Deux vertèbres consécutives sont reliées par le biais d'un disque intervertébral qui est intercalé entre les deux corps vertébraux et par deux facettes situées sur l'anneau vertébral. Chaque vertèbre possède deux facettes articulaires supérieures et inférieures en contact avec la vertèbre sus et sous jacente qui permettent de guider et limiter les mouvements de la colonne.

Le disque intervertébral quant à lui, comprend un anneau de cartilage fibreux, l'annulus fibrosus, ayant en son centre un noyau gélatineux, le nucléus pulposus constitué d'environ 80% d'eau. Le comportement mécanique du disque est plutôt élastique, ce qui contribue à l'amortissement des chocs.

Dans le disque intervertébral, on parle aussi de zone de migration du nucléus et de migration mécanique (Périé, Curnier, & Sales De Gauzy, 2003; Périé, Sales De Gauzy, Curnier, & Hobatho, 2001). Quant deux vertèbres bougent l'une par rapport à l'autre, il y a une déformation du disque et le nucléus a tendance à bouger dans la partie convexe de la courbure.

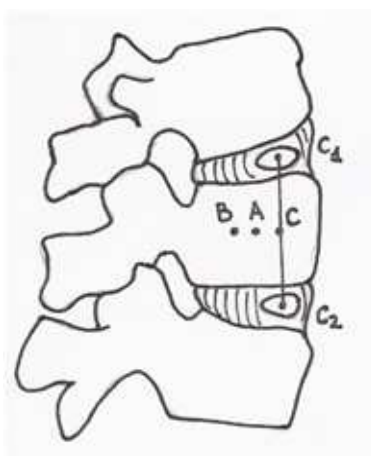


Figure 1.3: Schéma de la zone de migration mécanique et de la zone de migration du nucléus en vue latérale (image libre de droit)

Le point A, correspond au centroïde du corps vertébral, le point B représente le centre d'inertie du corps vertébral, les points C₁ et C₂ sont les centroïdes des nucléus et le point C est le milieu du segment C₁C₂. Le déplacement du centre d'inertie relativement au centroïde du corps vertébral est appelé la migration mécanique (segment AB, figure 1.3). Alors que le déplacement du milieu du segment joignant les deux centroïdes des nucléus adjacents au corps vertébral relativement au centroïde du corps vertébral est nommé la zone de migration du nucléus (segment AC, figure 1.3). Il existe donc certaines

corrélations entre ces deux phénomènes qui décrivent le comportement du disque intervertébral et pourraient permettre d'évaluer l'évolution de certaines pathologies.

Le rôle des ligaments, ici, est d'assurer le maintien et la solidarité des vertèbres entre elles et d'autoriser, par leur élasticité, les déformations de la colonne vertébrale provoquées par les mouvements. Dans la région lombaire, on compte sept ligaments principaux (figure 1.4). Le ligament longitudinal antérieur longe la colonne vertébrale du sacrum jusqu'à la base du crâne et est attaché aux corps vertébraux et aux disques intervertébraux. Il limite également les mouvements en extension. Le ligament longitudinal postérieur quant à lui longe le canal spinal et est attaché essentiellement aux annulus fibrosus, il limite les mouvements en flexion. Les ligaments surépineux, interépineux et intertransverses établissent une liaison entre les arcs neurax et les composantes postérieures. Le ligament interépineux limite les mouvements en flexion avec le ligament longitudinal postérieur et le ligament intertransverse résiste aux mouvements de flexion latérale. Le ligament jaune unit les lames des vertèbres entre elles pour former les articulations des facettes, résiste à la flexion et aide au maintien de la moelle épinière. Les ligaments capsulaires entourent les articulations des facettes et résistent aux mouvements extrêmes des facettes particulièrement pendant les mouvements de rotation.

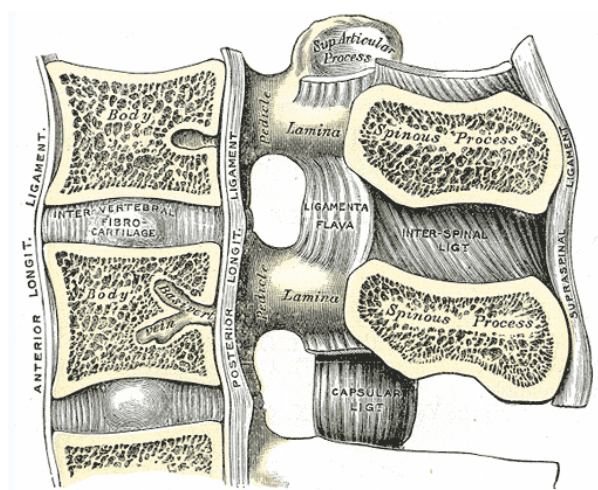


Figure 1.4: Principaux ligaments vertébraux (Gray, H., & Lewis, W. H. (1918). *Anatomy of the human body* (20th ed.). Philadelphia: Lea & Febiger. – Reproduit avec permission)

1.1.2 Le bassin

Le bassin ou ceinture pelvienne (figure 1.5) se compose du sacrum et de deux os iliaques unis entre eux par les articulations sacro-iliaques à l'arrière et la symphyse pubienne à l'avant. Les os iliaques sont constitués de trois parties, soit l'ilion, le pubis et l'ischion alors que le sacrum et le coccyx proviennent de la soudure des vertèbres sacrées et coccygiennes respectivement. Étant destinée à recevoir le poids du corps via la colonne lombaire et à le reporter aux membres inférieurs, la région sacro-iliaque présente un important réseau ligamentaire. Ce réseau ne permet, au sacrum, qu'un mouvement d'inclinaison antéropostérieur ou de balancement et contre-balancement. De plus, la charnière lombo-sacrée, zone cruciale sur le plan mécanique, représente un point faible

du rachis car elle transmet des charges importantes et présente des mouvements étendus de flexion-extension.

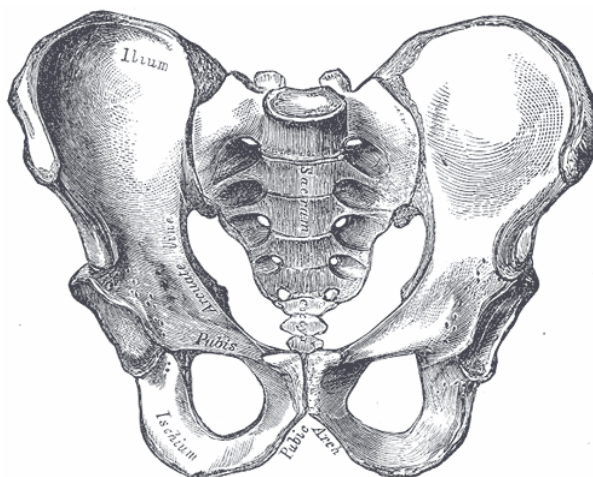


Figure 1.5: Vue coronale du bassin (Gray, H., & Lewis, W. H. (1918). *Anatomy of the human body* (20th ed.). Philadelphia: Lea & Febiger. – Reproduit avec permission)

1.1.3 Les muscles

Le corps humain comptabilise plus de 640 muscles qui constituent 40 à 50% du poids sec total du corps. On distingue trois types de cellules musculaires :

- le muscle lisse, autonome, ne répond pas aux contrôles directs de la volonté mais est assujetti au système nerveux végétatif.
- le muscle cardiaque, soumis lui aussi sous le contrôle du système nerveux autonome assure la contraction du myocarde.
- le muscle squelettique, sous le contrôle du système nerveux central permet avant tout les interactions entre les os et donc la motricité.

Nous allons étudier plus en détail l'anatomie et la physiologie des muscles squelettiques qui apparaissent dans le modèle (figure 1.6). Un muscle squelettique comporte des milliers de cellules musculaires cylindriques appelées fibres musculaires et cette même fibre est constituée d'une seule cellule musculaire. Les fibres musculaires squelettiques se présentent sous la forme d'un cylindre de 10 à 100 microns de diamètre et d'une longueur allant jusqu'à 30cm. Ces fibres sont parallèles les une aux autres et lors d'une contraction ou décontraction, la longueur des fibres s'allonge ou se raccourcit. Chaque fibre est protégée des autres par une couche de tissu conjonctif, l'endomysium. Un faisceau quant à lui peut comprendre jusqu'à 150 de ces fibres et est entouré lui aussi par une couche de tissu conjonctif, le périmysium.

L'ensemble du muscle est enveloppé de même par un fascia de tissu conjonctif dense très riche en fibres de collagène, l'épimysium. Cette gaine protectrice se referme aux extrémités pour former le tissu conjonctif des tendons avec le biais d'autres enveloppes du tissu intramusculaire. Le tendon à chacune de ses extrémités réunit le muscle à la membrane externe de l'os, soit le périoste.

De plus, chaque fibre musculaire est composée de fibrilles, aussi appelées myofibrilles qui ont un micron de diamètre et sont également constituées de filaments ou myofilaments. Ces fibrilles et filaments sont tous parallèles au grand axe de la fibre musculaire. Les myofilaments sont constitués de deux protéines : l'actine et la myosine qui contribuent essentiellement au processus de la contraction musculaire.

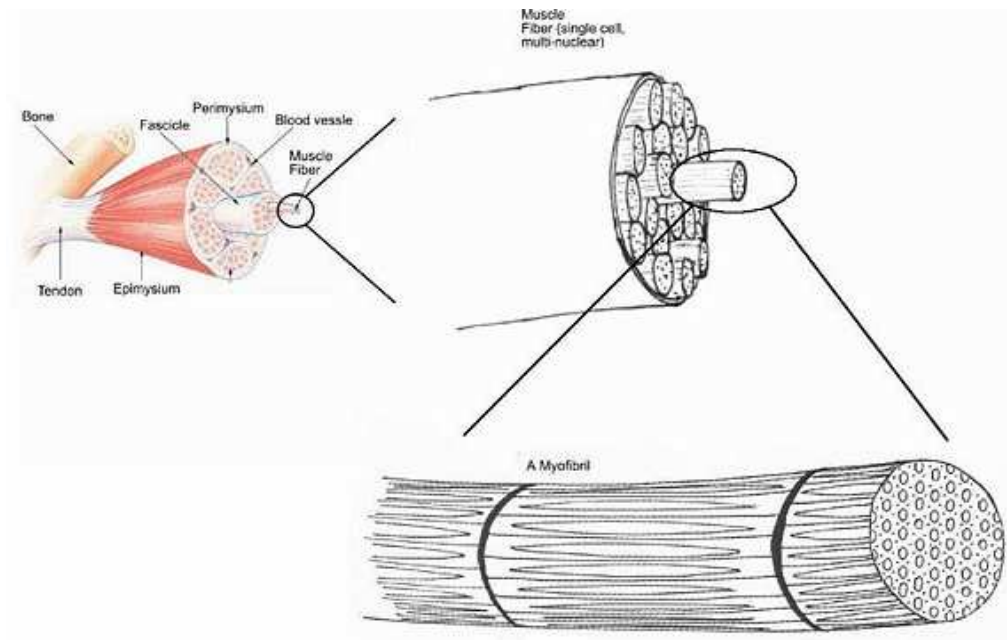


Figure 1.6 : Anatomie macroscopique des muscles (Adapté de Rama. Skeletal muscle. Wikipedia. Consulté le 25 novembre 2009.

http://en.wikipedia.org/wiki/Fichier:HSkeletal_muscle.jpg – Reproduit et adapté avec permission)

1.2 La croissance de la colonne vertébrale

Dans cette partie, nous allons décrire seulement la structure, composition et croissance des tissus osseux. Cependant, il faut savoir qu'il existe un autre type de tissu, le tissu cartilagineux.

1.2.1 Structure et composition des tissus osseux

Il existe deux types fondamentaux de tissus osseux classés selon leur structure architecturale ou leur porosité : l'os trabéculaire ou spongieux et l'os cortical ou compact (figure 1.7).

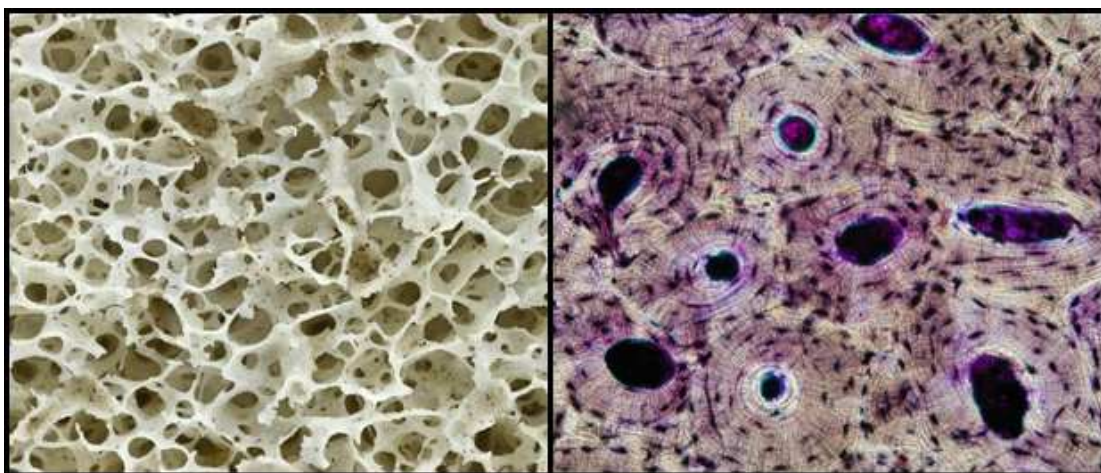


Figure 1.7: Structure de l'os trabéculaire à gauche (Seimer, P. (2009). Fichier:Human hip bone texture.jpg. Wikipedia. Consulté le 25 novembre 2009.

http://fr.wikipedia.org/wiki/Fichier:Human_hip_bone_texture.jpg – Reproduit avec permission) et de l'os cortical à droite (Department of histology, Jagiellonian University Medical College. Compact bone - ground cross section. Wikipedia. Consulté le 25 novembre 2009. http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Compact_bone_-_ground_cross_section.jpg – Reproduit avec permission)

L'os trabéculaire possède une porosité de l'ordre de 75 à 95% et ses pores interconnectés sont remplis de moelle osseuse. Ce tissu osseux présente une forme de treillis de barres, plaques et arches nommées trabécules. L'os cortical est une structure

dense et organisée dont la porosité varie entre 5 et 10%. Ses pores sont formés des canaux de Havers, des canaux de Volkmann et des cavités de résorption. Les canaux contiennent des capillaires et des nerfs alors que les cavités de résorption sont des espaces temporaires créés par les ostéoblastes dans la phase initiale du remodelage osseux.

1.2.2 Remodelage osseux

Le concept de remodelage osseux est divisé en deux approches. La première approche consiste à s'intéresser au remodelage interne de l'os et caractériser la variation des propriétés biomécaniques intrinsèques des tissus osseux. Le remodelage interne est basé sur l'équilibre entre la résorption et la déposition de matériel osseux s'opérant entre les surfaces du périoste et de l'endoste. Cette recherche de l'équilibre entraîne des modifications des caractéristiques de porosité, de contenu minéral et de densité osseuse et n'implique pas de changement de forme de l'os. La seconde approche consiste à évaluer le remodelage externe (ou de surface) qui entraîne des changements de la géométrie osseuse. Ce remodelage implique un différentiel de résorption et de déposition de tissu osseux sur les surfaces de l'endoste et du périoste.

1.2.3 Croissance longitudinale

Dans notre cas, la croissance longitudinale des os se fait au niveau de la plaque de croissance et des cartilages articulaires. Dans le premier cas, elle contribue à l'allongement de métaphyse et de la diaphyse, dans le second, elle est responsable de la hauteur et de la géométrie des épiphyses.

Lors de la croissance, du nouveau cartilage se forme sous l'action des chondrocytes jusqu'à l'ossification. La plaque de croissance se divise alors en cinq zones :

- la zone de réserve
- la zone de prolifération
- la zone d'hypertrophie
- la zone de calcification
- la zone d'érosion

Le centre d'ossification du corps vertébral génère deux plaques de croissance aux niveaux des plateaux inférieur et supérieur du corps vertébral. Le taux de croissance, à l'adolescence, des vertèbres thoraciques et lombaires varie respectivement entre 0.8 et 1.0 mm/année et entre 1.2 et 2.0 mm/année (Diméglio & Bonnel, 1990). L'ossification de ces plaques de croissance se fait peu après la puberté.

1.2.4 Modulation de croissance

Les plaques de croissance réagissent différemment à l'environnement mécanique du modelage et remodelage osseux. Le principe de base de la modulation de croissance repose sur le concept de Hueter-Volkmann. La première loi, datant de 1862 et formulée par Hueter, stipule qu'un accroissement continu de pression sur la plaque de croissance engendre une réduction de croissance. La seconde loi est celle de Volkmann, datant de 1869, énonce qu'une diminution continue de pression sur la plaque de croissance entraîne une accélération de croissance. Ici, le phénomène de croissance et sa modulation sont basés sur une loi linéaire qui a été développée initialement par (Frost, 1990), adaptée par

(Shelfelbine & Carter, 2000), (Stokes, 2007; Stokes & Laible, 1990) et (Villemure, Aubin, Dansereau, & Labelle, 2004). Le modèle de Stokes suggère qu'une contrainte longitudinale ($\sigma - \sigma_m$) est responsable de la modulation d'une croissance de base G_m . La déformation longitudinale à calculer pour simuler l'effet de la croissance est représentée par l'équation ci-dessous :

$$G = G_m (1 - \beta(\sigma - \sigma_m))$$

Équation 1.1: Équation de la croissance selon le modèle de Stokes

Seule la croissance longitudinale est représentée. G est une fonction définie positive et donc, son co-domaine n'est jamais négatif. G_m représente la croissance de base, β est le facteur de sensibilité des tissus osseux face au chargement et vaut 1.5 MPa^{-1} pour les plaques de croissance des vertèbres et σ_m représente la contrainte de base des plaques de croissance. Une contrainte de compression interne ($\sigma < 0$) entraînerait une augmentation de la croissance de base tandis qu'une contrainte en tension ($\sigma > 0$) aurait l'effet inverse (Stokes, 2007).

1.3 Aspects biomécaniques de la région lombo-sacrée

La biomécanique du rachis humain s'intéresse aux types de mouvements que ce dernier peut effectuer dans les conditions physiologiques normales ou de surcharge et cherche à quantifier ces mouvements et ces forces. Différentes propriétés mécaniques interviennent dans la caractérisation du rachis. Le module d'élasticité, la rigidité et la

flexibilité, la limite d'élasticité, la résistance ultime en traction, la résistance en fatigue, la viscoélasticité, la ductilité et la fragilité sont des paramètres utiles dans la modélisation quantitative de l'os et des tissus mous qui entourent la région lombo-sacrée.

L'arc vertébral est, comme nous l'avons dit précédemment, constitué de 2 pédicules, de 2 lames et contient 7 apophyses (1 épineuse, 2 transverses et 4 articulaires). La direction d'un mouvement est déterminée par l'orientation des apophyses articulaires inférieures et supérieures du segment fonctionnel. Les apophyses articulaires de la région lombaire sont orientées respectivement à 90° et 45° par rapport au plan transversal et frontal. Cette configuration limite fortement les rotations tout en permettant les mouvements de flexion et d'extension. Pour les segments fonctionnels de la région lombaire, les gammes de mouvements typiques ont été obtenues à partir des mesures in vitro et in vivo (Tableau 1.1)

Segment	Flexion/Extension combinée (x -axe de rotation)		Flexion Latérale sur un côté (z -axe de rotation)		Rotation Axiale sur un côté (y -axe de rotation)	
	Variation	Angle	Variation	Angle	Variation	Angle
	(°)	(°)	(°)	(°)	(°)	(°)
L1-L2	5-16	12	3-8	6	1-3	2
L2-L3	8-18	14	3-10	6	1-3	2
L3-L4	6-17	15	4-12	8	1-3	2
L4-L5	9-21	16	3-9	6	1-3	2
L5-S1	10-24	17	2-6	3	0-2	1

Tableau 1.1: Limites et valeurs représentatives des gammes de la rotation de la colonne lombaire (adaptée de Panjabi & White, « Clinical Biomechanics of the spine », 1978)

Quant à la section lombo-sacrée, elle offre plus de mouvement dans le plan sagittal que les autres articulations lombaires ($\pm 17^\circ$). Pour la flexion latérale, l'articulation lombo-sacrée ne supporte qu'une petite quantité de mouvement ($\pm 3^\circ$), et on retrouve le même phénomène pour la rotation axiale ($\pm 1^\circ$). Par contre, les sections L4-L5 et L5-S1 supportent les plus grandes charges et ont tendance à subir le plus de mouvement dans le plan sagittal. Plusieurs auteurs (Panjabi, Yamamoto, Oxland, & Crisco, 1989; Pearcy & Tibrewal, 1984) ont montré des corrélations entre les mouvements. Par exemple, le couplage entre une rotation axiale et une flexion latérale (figure 1.8), le tout vers la gauche, entraîne une flexion latérale vers la droite pour les jonctions de L1-L2 à L3-L4, tandis que pour les sections L4-L5 et L5-S1, on voit une flexion latérale vers la gauche. Ce phénomène est similaire pour le couplage des deux mouvements vers la droite.



Figure 1.8: Exemple de couplage pour la rotation axiale (Image libre de droit)

Les axes instantanés de rotation ne se trouvent pas aux mêmes endroits suivants les mouvements de la colonne vertébrale (figure 1.9). Pour la rotation axiale, l'axe instantané de rotation (IAR) est localisé dans la région postérieure du noyau et du nucléus. Alors que pour les mouvements de flexion et d'extension, les IAR sont situés aux centres des disques intervertébraux et pour la flexion latérale, les axes se trouvent dans les régions opposées aux mouvements de flexion (du côté droit du disque pour une flexion latérale gauche et vice versa).

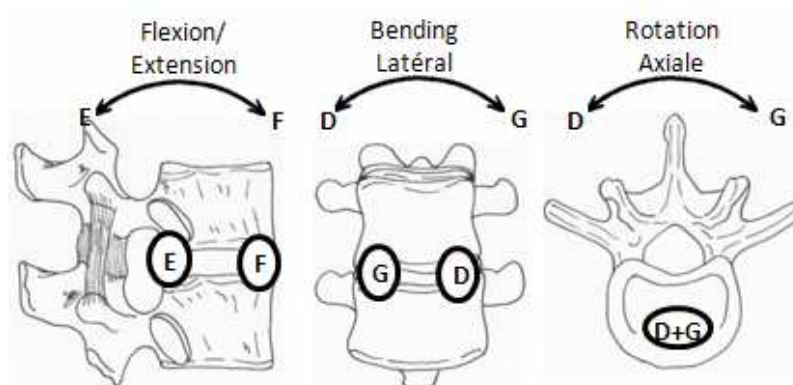


Figure 1.9: Localisation approximative des axes instantanés de rotation dans les vertèbres lombaires. E est la zone des axes allant d'une position neutre à une position en extension, F est la zone des axes allant d'une position neutre à une position en flexion. G montre la zone des IAR en flexion latérale gauche ou en rotation axiale gauche et D montre la zone des IAR en flexion latérale droite ou en rotation axiale droite (Image libre de droit)

Les ligaments jouent aussi un rôle important dans la distribution des mouvements, le ligament longitudinal antérieur et postérieur contribue dans les mouvements de flexion, le ligament sus-épineux limite les mouvements de flexion et de rotation vertébrale et les

ligaments capsulaires limitent les mouvements de flexion tout en empêchant la luxation des vertèbres entre elles.

1.4 Mesures 2D et 3D de la colonne vertébrale et bassin

1.4.1 Reconstruction géométrique personnalisée

Une technique de reconstruction 3D à partir de radiographies multi-vues a été développée au Centre de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine et de l'Institut du génie biomédical de l'École Polytechnique de Montréal par (Dansereau, Beauchamp, De Guise, & Labelle, 1990) dans le but d'obtenir un modèle à géométrie personnalisée de la colonne vertébrale, du thorax et du bassin. La géométrie 3D du patient est reconstruite par le biais du logiciel Spine 3D. Dans le passé, la reconstruction se faisait grâce à l'algorithme du *Direct Linear Transformation* (Marzan & Karama, 1975) qui calculait les coordonnées 3D des repères anatomiques numérisées. Cette technique de stéréoradiographie permettait d'obtenir un modèle filaire dont la précision, évaluée par (Aubin, C. E., Dansereau, Parent, Labelle, & de Guise, 1997), était de 2.1 ± 1.5 mm si les trois vues étaient utilisées. Aujourd'hui, une méthode basée sur une approche d'autocalibration est utilisée (Kadoury, Cheriet, & Labelle, 2009a, 2009b; Kadoury, Cheriet, Laporte, & Labelle, 2007). Cette technique a pour but de minimiser les erreurs de rétroprojection des repères anatomiques en optimisant les paramètres géométriques décrits par les données radiologiques. Cette approche permet une meilleure reconstruction 3D du patient. L'erreur obtenue par ce modèle est de l'ordre de 1.7 mm (Kadoury, Cheriet, Dansereau, & Labelle, 2007). Une représentation de la colonne vertébrale, du thorax et du bassin a

été générée par la suite (Aubin, C.-E., 1995; Gharbi et al., 2009) à l'aide de déformations par krigeage de modèles surfaciques détaillés de chaque vertèbres et du bassin. Un modèle surfacique peut être ainsi créé de même qu'un modèle nodal, permettant de définir un modèle par éléments finis à l'aide du logiciel d'éléments finis ANSYS.

1.4.2 Identification des paramètres de mesure morphologiques

La compréhension des diverses maladies du dos est basée principalement sur l'étude des mesures radiologiques. Dans notre cas, pour le spondylolisthésis, plusieurs paramètres sont importants afin de déterminer la prévalence de la maladie et les mesures à prendre pour prévenir sa progression. Ces paramètres de mesures peuvent être identifiables sur des radiographies.

La pente sacrée (SS) et la version pelvienne (PT) sont des paramètres d'orientation et varient selon la position du patient. L'incidence pelvienne (PI), qui est indépendante de la posture du patient, représente un paramètre important décrivant la morphologie du bassin. L'angle de Daring, utilisé par certains auteurs (Legaye, 2007), est un autre paramètre équivalent et complémentaire à l'incidence pelvienne. Ils existent cependant bien d'autres paramètres moins importants que ceux précédents mais qui relèvent une attention particulière, comme la lordose lombaire (LL), la cyphose thoracique (TK), l'incidence de L5 (L5I), l'angle lombosacré (LSA), l'angle de la table sacrée (STA), l'angle pelvis-sacré (PSA), l'angle du rayon pelvien (PRA), l'index lombaire (LI), l'index du tilt pelvien

(PTI), la cyphose lombosacrée (LSK) et l'angle de glissement sont utilisés pour quantifier les facteurs morphologiques du bassin ou l'effet postural du patient (Labelle et al., 2005).

Pour mesurer les courbures du rachis dans différents plans, un autre angle peut être utilisé, l'angle de Cobb (Cobb, 1948). Il est mesuré entre les droites parallèles aux plateaux des vertèbres situées aux points d'inflexion de la courbe (vertèbres limites) tels que vus dans le plan frontal (figure 1.10). Cette mesure est principalement effectuée sur la radiographie PA mais elle peut également être faite sur la radiographie LAT pour quantifier la cyphose thoracique et la lordose lombaire.

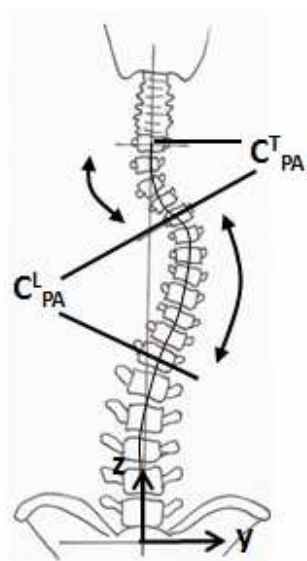


Figure 1.10: Mesure de l'angle de Cobb dans le plan frontal (Image libre de droit)

Le tableau 1.2 énumère la liste des variables radiologiques pertinentes à l'étude du spondylolisthésis.

Balance sagittale	A est la perpendiculaire au côté vertical de la radiographie joignant le côté postérieur et supérieur de S1. B est la ligne perpendiculaire au côté vertical de la radiographie joignant le centre C7. La balance sagittale est obtenue par l'équation $B-A$. Si $B-A=0$, on a une balance neutre, si $B-A<0$, une balance négative et si $B-A>0$, une balance positive. (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2004). (Figure 1.11)
Incidence pelvienne (PI)	Angle entre la ligne perpendiculaire au plateau supérieur de S1 et la ligne connectant ce dernier point à l'axe des têtes fémorales (Legaye, J. et al., 1998). (Figure 1.12)
Pente sacrée (SS)	Angle entre la ligne horizontale et la ligne parallèle au plateau supérieur de S1 (Legaye, 2007). (Figure 1.12)
Tilt Pelvien (PT)	Angle entre la ligne connectant le point milieu du plateau supérieur de S1 à l'axe des têtes fémorales et la ligne verticale (Legaye, 2007). (Figure 1.12)
Angle de Daring (DA) ou angle pelvi-sacré (PSA)	Angle entre la ligne tangente au plateau sacré et la ligne passant par le point milieu de l'acétabulum et le milieu du plateau sacré (Labelle et al., 2004).
Lordose lombaire (LL)	Angle entre le plateau supérieur de S1 et le plateau vertébral (plateau supérieur de L1 ou plateau inférieur de T12) le plus incliné postérieurement (Legaye, 2007). (Figure 1.12)
Cyphose thoracique (TK)	Angle mesuré entre le plateau supérieur de T2 et le plateau inférieur de T12 (O'Brien et al., 2004)
Incidence de L5 (L5I)	Angle entre la ligne perpendiculaire au plateau supérieur de L5 et la ligne connectant ce dernier point à l'axe des têtes fémorales. Cet angle remplace l'incidence pelvienne après une chirurgie de fusion des vertèbres L5 et S1 (Labelle et al., 2005).
Angle lombosacré de Dubousset (SAD)	Angle entre le côté postérieur de S1 et le plateau supérieur de L5. Il permet de classer le spondylolisthésis en 2 groupes. Si $SAD<100^\circ$, les patients ont un sacrum considéré comme vertical favorisant la progression du spondylolisthésis. Autrement, le sacrum est considéré comme horizontal (Mac-Thiong & Labelle, 2006)
Angle lombosacré ou cyphose lombosacrée (LSK)	Angle formé entre le plateau supérieur de S1 et le plateau inférieur de L5. L'angle lombosacré (LSA) dysplasique est utilisé chez les patients souffrant de spondylolisthésis haut grade ayant une morphologie en forme de dôme de S1. Pour ce paramètre, la ligne représentant le plateau supérieur de S1 est remplacée par la ligne passant par le point le plus antérieur et le point le plus postérieur (O'Brien et al., 2004)

Angle pelvien (PA)	Angle entre la ligne verticale et la ligne connectant le point postérieur du plateau sacré à l'axe des têtes fémorales (Legaye, 2007).
Angle du rayon pelvien (PRA)	Angle entre la ligne horizontale et la ligne passant par le point milieu de l'acétabulum et le milieu du plateau sacré (Jackson, R., Peterson, & McManus).
L'angle de la table sacrée (STA)	Angle entre le plateau supérieur de S1 et son côté postérieur (Legaye, 2007).
Lordose pelvienne ou angle de Jackson (PR-S1)	Angle entre le plateau supérieur sacré et la ligne connectant le point postérieur du plateau sacré et l'axe des têtes fémorales (Legaye, 2007).
Angle de glissement (SA)	Angle formé par le plateau inférieur de L5 et la ligne perpendiculaire à la ligne sécante passant par les points postérieurs des vertèbres S1 et S2 (Boxall, Bradford, Winter, & Moe, 1979)

Tableau 1.2: Paramètres de mesure morphologiques du spondylolisthésis dans le plan sagittal.

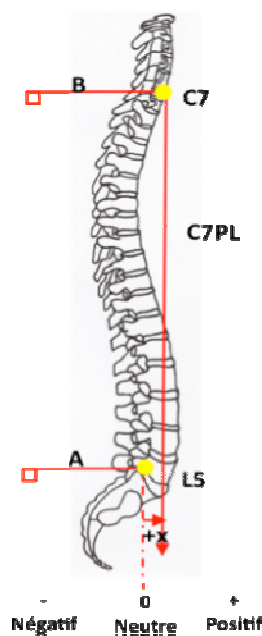


Figure 1.11: La balance sagittale (balance neutre $B=A$, balance négative $B<A$, balance positive $B>A$) (Image libre de droit)

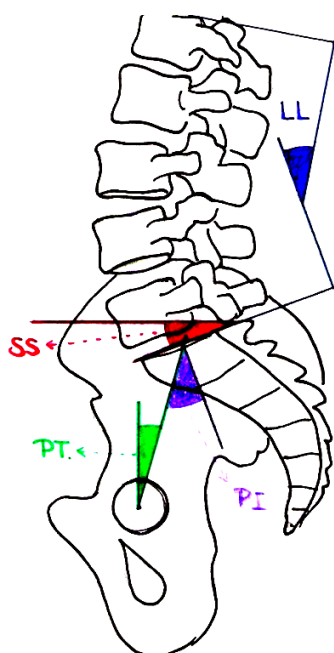


Figure 1.12: Les paramètres étudiés (Image libre de droit)

1.5 Spondylolisthésis

1.5.1 Description et développement de la maladie

Le spondylolisthésis se définit par un glissement (olisthésis) postéro-antérieur d'une vertèbre (spondyle) par rapport à sa vertèbre sous-jacente. Cette pathologie affecte 6% de la population et se développe, dans 80% des cas après l'apparition d'une spondylolyse, soit une rupture du pars interarticulaire de la vertèbre, ou d'une dysplasie importante des éléments postérieurs (Hanson et al., 2002). Cette lyse affecte plus particulièrement les sportifs tels que les gymnastes et les plongeurs (Jackson, D., Wiltse, & Cirincoine, 1976).

Plusieurs facteurs peuvent être à l'origine de cette pathologie, qui peut être d'ordre :

- congénital, héréditaire : la survenue d'un spondylolisthésis est directement liée à la verticalisation. Le spondylolisthésis est beaucoup plus fréquent chez les Inuits, 25% de la population (Hu et al., 2008).
- anatomique : on peut apercevoir une déformation anatomique au niveau de l'arc postérieur de L5 et/ou S1.
- mécanique : dans 95% des cas, la lyse isthmique est localisée en L5. Elle peut cependant aussi se situer au niveau lombaire sus-jacent L4. Elle résulterait d'une inclinaison excessive de la pente sacrée sur l'horizontale qui accentuerait la composante de glissement de la vertèbre L5 et les pressions sur l'arc postérieur (Ganju, 2002).
- traumatique : la spondylolyse aigüe après un choc est plutôt rare, il s'agit le plus souvent de certaines activités qui vont solliciter le rachis en hyperextension et provoquer des microtraumatismes comparables à des fractures de fatigue. Chez les sportifs de haut niveau, la prévalence moyenne est de 20% (Rossi, 1978).
- asymétrique avec scoliose : 20% des scoliose lombaires s'accompagnent d'un spondylolisthésis. C'est aussi un facteur dégénératif à l'âge adulte (Milon & Mauroy).

L'âge de la découverte de la spondylolyse varie suivant la puberté, mais la période entre les âges de 10 à 15 ans restent la période critique (Wiltse, 1962). La répartition hommes/femmes est relativement la même, mais les hommes sont plus enclins à la progression que les femmes (Taillard, 1954; Wiltse, 1962). Les circonstances de

dépistage peuvent survenir par le biais d'une douleur lombosacrée, une scoliose, ou hyperlordose ou par un examen clinique par un médecin du sport pour certaines disciplines.

1.5.2 Classification du spondylolisthésis

Plusieurs classifications du spondylolisthésis ont été proposées au fil du temps dans la littérature (Mac-Thiong & Labelle, 2006) ; (Marchetti & Bartolozzi, 1997) ; (Wiltse et al., 1976) ; (Meyerding, 1932). La première classification fut proposée par Meyerding en 1932, qui a regroupé le spondylolisthésis suivant 5 grades répartis uniformément sur une plage de glissement allant de 0% à 100% (Figure 1.13):

- Grade 1 : glissement de la jonction lombo-sacrée se situant entre 0 et 25% inclus
- Grade 2 : 25% à 50% inclus
- Grade 3 : 50% à 75% inclus
- Grade 4 : 75% à 100% inclus
- Grade 5 : plus souvent appelé spondyloptose est défini par un glissement supérieur à 100%.

Pour calculer le degré de glissement, on procède de la façon suivante :

$$\% \text{ glissement} = \frac{\text{Longueur de glissement} \times 100}{\text{Longueur de plateau sacré}}$$

Équation 1.2 : Équation du pourcentage de glissement

Les grades 1 et 2 sont considérés comme des bas grades du spondylolisthésis et les grades 3 à 5 représentent les hauts grades (Hanson et al., 2002).

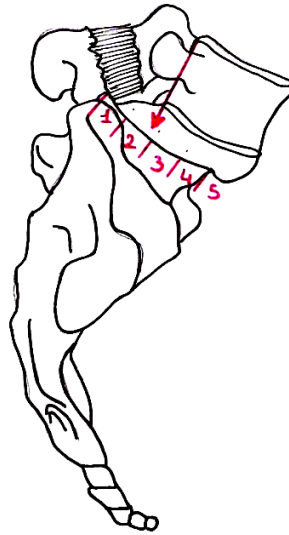


Figure 1.13: Classification de Meyerding (Image libre de droit)

Par la suite, Wiltse, Newman & Macnab, en 1976, se sont penchés sur la nomination de 5 types de spondylolisthésis :

- Type I : Dysplasique. Il implique une dysplasie congénitale de l'arc neural ou du plateau de la vertèbre S1 menant à long terme à une lyse ou une élongation du pars interarticulaire.
- Type II : Isthmique. Il implique une lésion affectant l'isthme interarticulaire vertébral. Le type II, est divisé en trois sous-types :

- Type II-A : Apparition de micro-fractures dues à une hyperextension, lyse du pars interarticulaire.
- Type II-B : Apparition de micro-fractures à l'isthme, on a une élongation du pars interarticulaire à mesure que les fractures se remplissent d'os nouveau.
- Type II-C : Fracture aigüe de l'isthme.
- Type III : Dégénératif. C'est une dégénérescence des facettes vertébrales lombaires. On observe une altération dans les articulations qui peuvent engendrer un déplacement vertébral vers l'avant ou l'arrière de la colonne vertébrale. Le type III se développe en particulier chez les personnes souffrant d'arthrose au niveau des disques intervertébraux.
- Type IV : Traumatique. On observe une fracture aigüe des éléments postérieurs (pédicules, facettes, ...).
- Type V : Pathologique. Ce type-ci est associé à la destruction des éléments postérieurs et est secondaire à une maladie affectant les os tel l'ostéoporose.

Plus récemment, Marchetti & Bartolozzi, en 1997, ont proposé de classifier le spondylolisthesis selon deux groupes : un groupe développemental et un groupe acquis.

Le premier groupe se subdivise en 2 sous-groupes :

- Dysplasique élevé, se caractérisant par une cyphose lombo-sacrée importante, une morphologie trapézoïdale de L5, une dysplasie des éléments postérieurs des vertèbres L5 et S1 et une anomalie du plateau supérieur de S1.

- Dysplasique faible, se caractérisant par une cyphose lombo-sacrée normale, une morphologie rectangulaire de L5, aucune anomalie du plateau de S1 et aucune verticalisation ou hyperlordose des vertèbres sacrées.

Le spondylolisthesis acquis est le résultat d'un trauma, d'une chirurgie, d'une dégénérescence du disque ou d'une pathologie.

Toutes les classifications présentées ci-dessus ne permettent cependant pas de guider le chirurgien sur le type de chirurgie adéquate à utiliser pour le traitement d'un patient. En 2006, Mac-Thiong & Labelle ont proposé un nouveau type de classement et pour chaque classe, un traitement spécifique. Le tableau 1.3 montre ce nouveau type de classification et ses relations avec les autres types de classifications. Il faut savoir que pour le spondylolisthesis bas grade, il existe deux types de balance sagittale pour la jonction lombo-sacrée :

- le nutcracker : faible pente sacrée et faible incidence pelvienne
- le shear : pente sacrée élevée et incidence pelvienne élevée

Pour les patients ayant un spondylolisthesis haut-grade (figure 1.14), ils possèdent la caractéristique d'avoir toujours une incidence pelvienne élevée et se composent de deux types de posture du bassin :

- le pelvis balancé : pente sacrée élevée et un tilt pelvien faible
- le pelvis rétroverti : pente sacrée faible et un tilt pelvien élevé

Spondylolisthésis Haut Grade

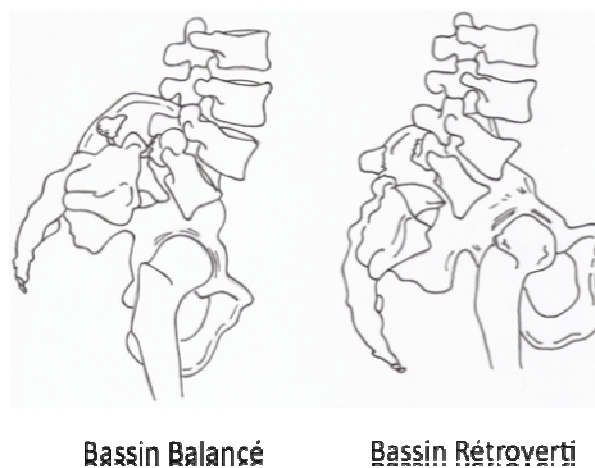


Figure 1.14: Vue sagittale de l'alignement spino-pelvien d'un spondylolisthésis haut grade de type pelvis balancé et pelvis rétroverti (Image libre de droit)

Grade de glissement	Balace sagittal spino-pelviennne	Type de Spondylolisthésis
Bas-grade (0, 1 ou 2)	PI Faible / SS Faible	“Nutcracker”
	PI Elevée / SS Elevée	“Shear”
Haut-grade (3 ou 4)	SS Elevée / PT Faible	Bassin balancé
	SS Faible / PT Elevé	Bassin rétroverti

Tableau 1.3: Classification selon (Mac-Thiong & Labelle, 2006)

1.5.3 Synthèse des études cliniques sur le spondylolisthésis

1.5.3.1 Relations entre les paramètres spino-pelviens

Des études ont montrées que la balance sagittale et les paramètres sacro-pelviens pouvaient influencer la progression du spondylolisthésis (Labelle et al., 2005; Mac-Thiong, Berthonnaud, Dimar, Betz, & Labelle, 2004). La morphologie sacro-pelvienne dans le plan sagittal et son orientation pouvaient moduler la géométrie lombaire et donc, augmenter les contraintes dans la jonction lombo-sacrée (Roussouly, Gollogly, Berthonnaud, Labelle, & Weidenbaum, 2006). Il y a une forte corrélation, aussi, entre le PI, paramètre morphologique propre à chaque individu et les paramètres d'orientation du pelvis, SS et PT. Le PI est la somme du SS et du PT (Legaye, J. et al., 1998). Le PI croît lentement durant la croissance de l'individu (Mac-Thiong et al., 2004). Chez les patients non pathologiques, le PI régule le SS et le PT, mais cependant, le PI et le SS ont une forte corrélation avec la lordose lombaire LL et le tilt lombaire LT.

Lors de la progression du spondylolisthésis, la LL va augmenter de façon à garder le centre de gravité au-dessus des hanches et à maintenir une posture équilibrée. Cependant, si la LL maximale est atteinte, le patient pathologique va tenter de garder une position d'équilibre en rétroversant son bassin. Avec la rétroversion du bassin, il y a une diminution du SS et une verticalisation du sacrum (Hresko, Labelle, Roussouly, & Berthonnaud, 2007). Ces paramètres corrélés vont favoriser un déséquilibre sagittal (Vialle et al., 2007).

1.5.3.2 Évolution des paramètres dans le temps

Les paramètres spinopelviens influencent particulièrement la balance sagittale dans l'étude de la pathologie du spondylolisthésis. Certains des indicateurs de la morphologie pelvienne du patient non pathologique atteignent leur valeur finale vers l'âge de 10 ans, comme par exemple pour le PI, le PRA, le PSA et le DA (Mangione, Gomez, & Senegas, 1997). Les paramètres d'orientation, quant à eux, s'adaptent selon la posture du patient afin que les indicateurs morphologiques du bassin restent constants.

Les facteurs associés avec un fort risque de progression de la pathologie ont été identifiés par certains auteurs. Le risque de progression du glissement peut être engendré par les facteurs suivants : le sexe féminin, le jeune âge, l'angle de glissement élevé, le grade et le haut degré de dysplasie osseuse (Curylo, Edwards, & DeWald, 2002; Hammerberg, 2005; Mac-Thiong & Labelle, 2006). D'autres auteurs pensent aussi que l'angle lombo-sacré (SAD) a une influence sur la progression du spondylolisthésis (Dubousset, 1997).

1.5.4 Aspects biomécaniques et pathomécanismes

Comme on l'a vu auparavant, la spondylolyse se produit soit par fatigue ou soit de manière traumatique. Le pars sous l'effet de contraintes cycliques d'amplitude relativement élevées engendrées par les mouvements du corps peut céder. En considérant l'os calcifié comme un matériau fragile, on aperçoit au niveau du pars une concentration

de contraintes en tension aux périphéries des microfissures qui provoquera la fissure du pars. On parlera donc de rupture fragile, d'un point de vue mécanique et de rupture traumatique d'un point de vue clinique si la contrainte atteint une valeur critique σ_c . Cependant, si la contrainte est plus petite que σ_c , elle peut malgré tout engendrer une rupture en fatigue, indépendamment de l'intensité et de la fréquence des contraintes engendrées. Le mécanisme de rupture en fatigue est le plus répandu dans cette pathologie. Pour ce qui est du spondylolisthésis, sa progression est liée à l'amplitude de la force de cisaillement dans la jonction lombo-sacrée (Curylo et al., 2002). Un glissement surviendrait après la séparation de la plaque épiphysaire et du plateau vertébral (Farfand, Osteria, & Lamy, 1976). La progression du spondylolisthésis chez les patients pédiatriques correspondrait à une augmentation des paramètres morphologiques, on verrait donc une verticalisation de la jonction lombosacrée et donc, une augmentation de la force de cisaillement à cet endroit (Vialle et al., 2007). Cependant si une lyse ou une dysplasie importante survient dans la partie postérieure de la dernière vertèbre lombaire, on aurait une augmentation de la force de cisaillement dans la jonction lombosacrée mais cela diminuerait aussi sa résistance au glissement (Chosa, Totoribe, & Tajima, 2004). Les paramètres posturaux, quant à eux, s'adaptent afin de réduire le déséquilibre dans le plan sagittal (Hanson et al., 2002).

1.6 Modélisation biomécanique de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale est une structure très complexe du point de vue géométrie, lois de comportements et matériaux constitutifs. L'intérêt de l'étude et de la représentation biomécanique du rachis prend de plus en plus d'ampleur dans les applications médicales et fondamentales. Cela permet d'avoir une meilleure compréhension de la distribution des forces et de la fonction de chaque composante du rachis pour les diverses pathologies.

1.6.1 Modèles numériques développés au laboratoire

La modélisation biomécanique du rachis permet de simuler le comportement de la colonne vertébrale dans diverses conditions de chargement. Au sein de l'École Polytechnique de Montréal et du CHU Sainte-Justine, plusieurs chercheurs en biomécanique se penchent sur la représentation mécanique et géométrique du rachis par la méthode des éléments finis grâce à certains logiciels tels ANSYS.

Les modèles en cours de développement rapportés dans l'annexe 1 comportent diverses approches quant à la représentation et la modélisation des diverses parties anatomiques. L'ensemble de ces modèles traitent cependant de différentes pathologie musculo-squelettique, mais ils ont pour but commun de se rapprocher le plus possible d'une représentation réaliste de la biomécanique humaine. Dans tous les modèles, exceptés ceux de Clin en 2005 et Driscoll C. et al en 2009, les corps vertébraux et les disques intervertébraux sont modélisés avec précision, en respectant la proportion annulus/nucléus, les fibres de collagène, ainsi que la différenciation des caractéristiques

des os cortical/spongieux. Lalonde et al, en 2008, Gharbi, en 2009, et Driscoll M. et al, en 2009, vont s'intéresser aussi à la représentation des plaques de croissances qui, suivant les modèles, vont être représenté en 3 ou 5 couches. Une attention a été donnée à la modélisation des facettes articulaires chez Clin et Gharbi qui permet de bien définir les limites de mobilité de la colonne vertébrale.

Les différences majeures se retrouvent au niveau des conditions limites des modèles. En règle générale, les extrémités du rachis sont bloquées. Ceci entraînerait donc une rigidité de l'ensemble du rachis si les deux extrémités sont simultanément fixées. Cependant, la pathologie du spondylolisthésis peut être amenée à progresser et donc la courbure sagittale et les différents paramètres spino-pelviens à évoluer, cette représentation n'est donc pas concevable dans le cas du modèle du spondylolisthésis, car la fixation du bassin rendrait les paramètres pelviens fixes dans la progression de la pathologie. La solution trouvée est de mettre des ressorts en torsion aux acétabula ce qui permet la rotation sagittale du bassin. En ce qui concerne T1, si celle-ci est bloquée totalement, on obtiendrait un déséquilibre du tronc dans le plan sagittal. C'est pourquoi, il serait préférable de fixer T1 seulement dans le plan transverse.

On retrouve aussi deux catégories pour la représentation des muscles et de la gravité. D'un côté, une modélisation de chaque muscle par des éléments câble, les forces musculaires et de gravité sont enlevées et réappliquées et s'ensuit alors une optimisation du recrutement musculaire pour retomber sur la géométrie initiale. Et de l'autre côté, une représentation des muscles et de la gravité par le biais d'un modèle mathématique « le

follower load » qui consiste en l'application de forces résultantes tangentielles à la courbure de la colonne vertébrale. La première méthode est très lourde et demande un temps de calcul considérable dû à l'optimisation, contrairement à la deuxième qui est un bon compromis quant à la représentation des muscles et le temps de calcul moindre.

Plus particulièrement, dans le modèle de Gharbi qui traite des pathomécanismes du spondylolisthesis bas-grade, l'évolution du spondylolyse en spondylolisthesis était déterminée avec les forces en jeu pour créer la lyse au niveau des éléments postérieurs de la vertèbre. Cependant, le modèle par éléments finis simulait la différence entre deux cas de bas grade : un nutcracker et un shear. Par conséquent, la représentation de la progression dans ce modèle n'était pas étudiée, et ne démontre pas les facteurs spino-pelviens intervenants dans l'évolution de la maladie. De plus, le modèle n'est pas adapté à la représentation des hauts grades et nécessiterait donc quelques changements. Son modèle présente aussi plusieurs limites comme la représentation de l'os cortical et spongieux car les plateaux supérieurs et inférieurs sont représentés seulement par de l'os cortical alors que dans la réalité, il ne constitue que la périphérie de la vertèbre. Les fibres de collagène sont également à améliorer car celles-ci présentent des erreurs au niveau de leur modélisation, car celles-ci ne sont pas toutes entrecroisées sur la périphérie de l'annulus.

1.6.2 Modèles biomécanique dans la littérature

Il existe un grand nombre de modèles par éléments finis du rachis pour l'étude du spondylolisthesis et/ou de la spondylolyse dans la littérature. L'annexe 2 présente les principales caractéristiques des modèles que l'on peut trouver. Les différentes hypothèses de modélisation sont nombreuses. Certains auteurs ont fait le choix par exemple de ne pas représenter les plaques de croissance alors que celles-ci ont un impact sur la progression du spondylolisthesis chez l'enfant (El-Rich, M. et al., 2009; Natarajan et al., 2003; Sairyo, K. et al., 2006). Tous ces choix de représentation ont possiblement un impact sur les résultats de simulations et aussi sur la manière de les interpréter.

Les modèles présentés sont tous des modèles détaillés des vertèbres. Les vertèbres sont modélisées soit par des éléments linéaires ou quadratiques (El-Rich, M. et al., 2009; Natarajan et al., 2003; Sairyo, K. et al., 2006; Sairyo, Koichi, Goel, Vijay et al., 2006; Sairyo, Koichi, Goel, Vijay K. et al., 2006). Les parties anatomiques doivent être maillées de façon raffiné pour l'analyse statique afin de bien simuler les comportements de la pathologie et du rachis. L'inconvénient aussi de ces représentations est la nécessité d'une analyse locale très détaillée des contraintes et surtout l'augmentation considérable du temps de calcul.

Le choix des propriétés mécaniques sont nombreuses dans la littérature pour une même structure anatomique et les auteurs n'utilisent pas les mêmes dépendamment de leur modèle (Gibson & Ashby, 1988; Hobatho, Rho, & Ashman, 1997; Polikeit, Ferguson, Nolte, & Orr, 2003; Wang et al., 1997; Wirtz et al., 2000). Les conditions

limites ont aussi un impact majeur sur les contraintes étudiées. Les charges appliquées varient beaucoup d'un modèle à l'autre dépendamment où la charge est appliquée. La partie inférieure du rachis est systématiquement bloquée, ce qui rigidifie les mouvements du bassin et donc peut occasionner des erreurs d'interprétation pour l'étude du spondylolisthesis et de sa progression (El-Rich, M. et al., 2009; Natarajan et al., 2003; Sairyo, K. et al., 2006; Sairyo, Koichi, Goel, Vijay et al., 2006; Sairyo, Koichi, Goel, Vijay K. et al., 2006). (El-Rich, M. et al., 2009) bloquent les déplacements du bassin au niveau des acétabula. Le bassin est donc bloqué et ne peut tourner en rotation dans le plan sagittal, les paramètres comme la pente sacrée et le tilt pelvien vont donc devenir fixes. Or lors de la progression du spondylolisthesis, ces paramètres évoluent dans le temps (Labelle et al., 2005), ce que ne visent pas à reproduire ces modèles. Cette représentation doit donc être améliorée pour l'étude du risque de progression de la pathologie.

CHAPITRE 2. OBJECTIFS, HYPOTHÈSE ET APPROCHE GLOBALE

2.1 Résumé de la problématique

La revue des connaissances a fait ressortir qu'il existe plusieurs facteurs contribuant à la progression du spondylolisthésis, et des critères permettant de prédire ces cas :

- Les paramètres pelviens (PT et SS) jouent un rôle sur la forme et l'orientation du bassin qui contribueraient à la progression du spondylolisthésis et affecteraient l'alignement de la colonne dans le plan sagittal. Cependant, cette interprétation est établie à partir de mesures radiologiques (rétrospectives ou prospectives) sur des cohortes de patients ayant un spondylolisthésis haut-grade. Une classification des spondylolisthésis de haut grade pour les pelvis balancé ou rétroverti (Hresko et al., 2007) a été développé afin de décrire ces situations.
- Il existe une corrélation entre l'incidence pelvienne (PI) et le grade du spondylolisthésis. Durant la croissance, l'incidence pelvienne a tendance à augmenter, cette évolution représente alors plus de risques pour la spondylolyse ou le spondylolisthésis. C'est un facteur qui pourrait permettre d'évaluer le risque de progression de la maladie. (Hanson et al., 2002; Roussouly et al., 2006)
- Beaucoup d'auteurs s'accordent à dire que le paramètre de l'incidence pelvienne jouerait un rôle dans l'évolution de la maladie et pourrait être un facteur pour

prédire la progression. (Hanson et al., 2002; Jackson, R. P., Phipps, Hales, & Surber, 2003; Labelle et al., 2004)

2.2 Objectif global

Partant de cette problématique, l'objectif global de ce projet vise à évaluer biomécaniquement les mécanismes propices à la progression du spondylolisthesis. Ainsi, cette étude pourra mettre en valeur les effets des paramètres spino-pelviens sur les biomécanismes de la jonction lombo-sacrée. Le projet permettra d'englober l'étude de la progression pour un échantillon représentatif de spondylolisthesis bas-grade et haut-grade.

2.3 Hypothèse

Le projet vise à tester l'hypothèse selon laquelle l'incidence pelvienne est un des facteurs biomécaniques pouvant influencer de manière significative les conditions propices à la progression de la pathologie du spondylolisthesis.

2.4 Objectifs spécifiques

Cette recherche vise les objectifs suivants :

Objectif 1 : Améliorer et valider le modèle par élément finis du spondylolisthesis

De façon particulière, ce sous-objectif vise à raffiner le modèle de Gharbi, 2009 et El-Rich, M. et al., 2009 afin d'améliorer la représentation de l'os cortical, de l'os

spongieux et des fibres de collagène. L'approche de modélisation doit aussi être revue afin de réduire le temps de calcul et d'adapter le modèle pour les patients de type haut-grade.

Objectif 2 : À partir du modèle par éléments finis précédemment développé et validé, analyser les mécanismes biomécaniques pouvant influencer sur la progression de la pathologie du spondylolisthésis

Cet objectif vise à représenter les variations individuelles des paramètres sacro-pelviens (2a) et ensuite d'évaluer les différents paramètres associés propices à la progression d'un spondylolisthésis bas grade (shear, nutcracker,...) à haut grade (de type balancé ou rétroverti) (2b).

2.5 Approche globale pour aborder ces objectifs

Le diagramme ci-dessous représente les étapes du projet de maîtrise. Le cœur du travail est présenté dans l'article que constitue le chapitre 3 de ce mémoire. Il regroupe l'essentiel des objectifs et sous-objectifs. Cependant, certains aspects méthodologiques du modèle par éléments finis seront développés plus en détail dans le chapitre 4.

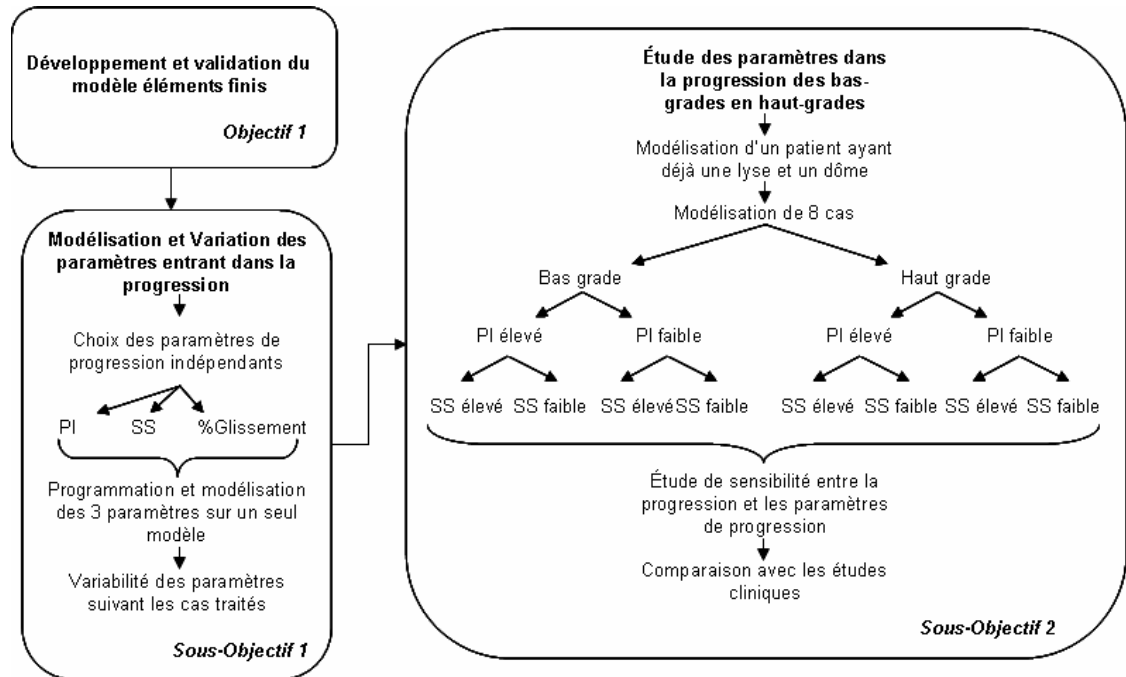


Figure 2.1: Approche globale du projet

CHAPITRE 3. ÉVALUATION BIOMÉCANIQUE DES PARAMÈTRES IMPLIQUÉS DANS LA PROGRESSION DU SPONDYLOLISTHÉSIS ISTHMIQUE PÉDIATRIQUE

3.1 Présentation de l'article

L'article porte sur l'étude biomécanique des paramètres pouvant influencer la progression dans le spondylolisthésis isthmique chez l'adolescent. Un modèle par éléments finis de la pathologie a été développé afin d'évaluer comment les paramètres tels l'incidence pelvienne, la pente sacrée et le pourcentage de glissement influencent les contraintes au niveau de la jonction lombo-sacrée du spondylolisthésis. L'article présente l'influence de ces paramètres sur des cas de spondylolisthésis bas-grade et haut-grade.

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est d'environ 80%. Cet article a été soumis pour publication à la revue « Spine » au mois de novembre 2009.

3.2 Article: Biomechanical Evaluation of Predictive Parameters of Progression in Adolescent Isthmic Spondylolisthesis

Submitted to Spine

Biomechanical Evaluation of Predictive Parameters of Progression in Adolescent Isthmic
Spondylolisthesis

A. Sevrain^{1,2}, B.Eng.; C.E. Aubin^{1,2}, PhD, P.Eng.; H. Gharbi¹, M.A.Sc.; H. Labelle²,
MD.

1. École Polytechnique de Montréal

P.O. Box 6079, Station Centre-Ville

Montréal (Québec)

H3C 3A7 CANADA

2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center

3175, Cote Sainte-Catherine Rd

Montréal (Québec)

H3T 1C5 CANADA

Address correspondence to:

C.E Aubin, Full Professor, NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine
Biomechanics & Canada Research Chair ‘CAD Innovation in Orthopedic Engineering’,
Dept. of Mechanical Eng., École Polytechnique, P.O. Box 6079, Station ‘centre-ville’,
Montréal, Québec, Canada H3C 3A7

Email: carl-eric.aubin@polymtl.ca

Fax: 1-514-340-5867

Tel: 1-514-340-4711 Ext 2836

Acknowledgements:

Funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial
Research Chair Program with Medtronic)

3.2.1 Structured Abstract

Study Design:

Biomechanical analysis of pelvic incidence, sacral slope and slip percentage in low-grade and high-grade isthmic spondylolisthesis.

Objective:

Biomechanically evaluate how geometric sacral parameters influence shear and normal stress at the lumbosacral junction in spondylolisthesis.

Summary of Background Data:

Pelvic incidence, sacral slope and slip percentage have been shown to be important predicting factors for assessing the risk of progression of low- and high-grade spondylolisthesis. Biomechanical factors, which affect the stress distribution and the mechanisms involved in the vertebral slippage, may also influence the risk of progression, but they are still not well known.

Materials and Methods:

A finite element model of a low-grade L5-S1 spondylolisthesis was constructed, including the morphology of the spine, pelvis and rib cage based on measurements from biplanar radiographs of a patient. Variations provided on this model aimed to study the effects on low grade spondylolisthesis as well as reproduce high grade spondylolisthesis. Normal and shear stresses at the lumbosacral junction were analyzed under various pelvic

incidences, sacral slopes and slip percentages. Their influence on progression risk was statistically analyzed using a one-way analysis of variance.

Results:

Stresses were mainly concentrated on the growth plate of S1, on the intervertebral disc of L5-S1, and ahead the sacral dome for low grade spondylolisthesis. For high grade spondylolisthesis, more important compression and shear stresses were seen in the anterior part of the growth plate and disc as compared to the lateral and posterior areas. Stress magnitudes over this area increased with slip percentage, sacral slope and pelvic incidence. Strong correlations were found between pelvic incidence and the resulting compression and shear stresses in the growth plate and intervertebral disc at the L5-S1 junction.

Conclusion:

Progression of the slippage is mostly affected by a movement and an increase of stresses at the lumbosacral junction in accordance with spino-pelvic parameters. The statistical results provide evidence that pelvic incidence is a predictive parameter to determine progression in isthmic spondylolisthesis.

3.2.2 Keypoints

- In isthmic L5-S1 spondylolisthesis, the progression of the vertebrae slippage occurs in the anterior part of the growth plate of S1.
- The spino-pelvic parameters like pelvic incidence, sacral slope and slip percentage introduced compression and shear stresses in the lumbosacral junction, which were linked to the risk of progression in spondylolisthesis.
- The risk of progression of spondylolisthesis is linked to the pelvic incidence.

3.2.3 Mini Abstract

A finite element model was constructed to evaluate biomechanically predictive parameters in spondylolisthesis at the lumbosacral junction. Pelvic incidence, sacral slope and slip percentage introduced stresses in L5-S1 junction, which were linked to the risk of spondylolisthesis progression. Evidence was found that pelvic incidence is a predictive parameter in spondylolisthesis progression.

3.2.4 Keywords

Isthmic spondylolisthesis - Finite element model - Pelvic incidence - Biomechanical model

3.2.5 Introduction

Spondylolysis is a unilateral or bilateral pars defect of a vertebra that affects 5-6% of the population [1]. This defect, in combination with other factors like disc herniation or changes in spinopelvic morphology, may lead to spondylolisthesis which is an anteriorolisthesis with respect to the inferior vertebra [2-5]. Approximately 80% of patients with spondylolysis at L5 have the isthmic type of spondylolisthesis, and 20% of these same patients show a slippage that exceeds 25% [6]. In pediatric patients, elevated stress in the structures surrounding the growth plate may cause epiphyseal separation, apophyseal bony ring fracture, slippage at the growth plate without provoking disc degeneration and formation of a sacral dome [7-11], but the etiology and pathomechanisms of spondylolisthesis remain unclear [12].

Retrospective and prospective investigations have been performed to determine spinal parameters that may increase the risk of spondylolisthesis progression using radiographic measurements. Pelvic incidence (PI) has been shown to be an important predicting factor for assessing the risk of progression of low-grade spondylolisthesis [2-3]. In high-grade spondylolisthesis, sagittal plane pelvic orientation parameters, such as

sacral slope (SS) and pelvic tilt (PT), are more relevant since the PI is always high [13]. Spinal and lumbosacral parameters, essential to maintain global sagittal balance (such as slip angle, the lumbar index or the sacral contour), are thought to be secondary changes [2, 14-15] as their role is related to the degree of dysplasia rather than the cause of slippage.

Mac-Thiong et al. [7] suggested a clinically oriented classification method, which detailed that in low-grade spondylolisthesis, patients with high PI/high SS were classified as “shear-type”, and those with low PI/low SS were classified as “nutcracker-type”. In high grade spondylolisthesis, patients with high SS/low PT were classified as “balanced pelvis”, while those with low SS/high PT were classified as “retroverted pelvis”. Mac-Thiong suggested that dysplastic changes affect the direction and magnitude of stress and so increase the risk of progression. Therefore, the presence of different patterns of sagittal spinopelvic balance suggests that biomechanical factors may influence the risk of progression in spondylolisthesis.

Furthermore, a mechanism of slippage through the growth plate has been documented after a physis stress fracture of the vertebral body [8-9, 11, 16], while others found that the slippage occurs at the disc level [17-18].

Since spondylolisthesis is mainly assessed using radiographic measurements, forces responsible for the progression of the deformity remain unclear. Several finite element models of spondylolysis and spondylolisthesis have been reported in the literature [1, 4, 8-9, 16, 19-21] in order to understand the biomechanisms of spondylolisthesis. However

most of these studies did not take into account the overall sagittal balance, nor the influence of the surrounding musculature, which affects the stress distribution of the anatomical structures under consideration, and the mechanisms involved in the slippage for the low-grade spondylolisthesis. Nevertheless, the mechanism of progression from low grade to high grade spondylolisthesis in adolescents remains poorly understood since no longitudinal biomechanical studies have been performed.

The objective of this study was to assess the mechanisms involved at the lumbosacral junction in the progression of slippage from low to high grade spondylolisthesis and identify the spino-pelvic parameters that are predictive of the progression.

3.2.6 Materials and Methods

The geometry of the finite element model (FEM) was constructed on the basis of patient specific characteristics obtained from a multi-view radiographic reconstruction technique. This method provided 3D coordinates of 17 points per vertebra, 11 per rib and 23 on the pelvis which were then computed using a self-calibration and optimization algorithm [22-23]. A detailed geometric model of normal vertebrae was then transformed and adjusted to match those landmarks using a dual kriging free form deformation technique. The accuracy of this reconstruction technique is 3.3mm on average [23]. The patient under consideration (age=14 years old, height=157.2cm, weight=45.5kg) possesses a low-grade spondylolisthesis (Grade II) with a PI=61° and a SS=52°. The resulting FEM consisted of approximately 93,000 elements governed by linear elastic

behaviour (Fig.1). The model was composed of a simplified FEM with beam-type elements for the segment T1-L3 and the rib cage [24-26] and a detailed volumetric model for the L4-pelvis segment [21]. The simplified FEM includes 1050 beam elements to represent the vertebrae, the intervertebral discs, the ribs, the costal cartilages and the sternum. Shells, springs and non linear contact elements were used to represent the ligaments. The detailed model includes the following: cortical shell, trabecular bone, bilateral lysis in the pars of L5, sacral dome conformed to the patient's physiology, annulus fibrosus, nucleus pulposus, all spinal ligaments, and vertebral growth plates. More specifically, the vertebral growth plates were constructed in three sections in accordance with physiological findings (a sensitive zone, a newly formed bone layer and a transition zone) [27-28]. The material properties of these anatomical partitions reflect findings from published studies (Table 1).

The applied spinal forces are based on load distributions, as reported by Schultz et al. [29], and defined by a body weight (BW) distribution on each vertebral bodies (Table 2). A "follower load" based on the mathematical model of Patwardhan [30-31] was adopted in this model. The vector sum of muscle forces produced a single internal force vector that acted tangent to the curvature of the spine and acted through each segmental centroid, "following" the kyphotic and lordotic curvature of the spine when a vertical compressive load, the gravity here, was applied to T1 (Figure 2). The boundary conditions of the model were provided by a torsion spring at the acetabulum [32] while T1 was blocked transversally to represent a standing posture.

Three spino-pelvic parameters were parameterized in the model for the aim of the study. The slip percentage was defined by an offset of the pelvis nodes in the local coordinate system of the inferior plate of L5. The pelvic incidence and sacral slopes were defined using a rotation matrix which revolved around the center of the S1 plate, with respect to the sacrum and pelvis nodes.

In order to evaluate the influence and interactions of the PI, SS and slip percentage in the progression of low-grade to high-grade spondylolisthesis, a 2^3 factorial design was used. Only three parameters have been chosen in order to limit the number of tests, and these three parameters are representative to the spondylolisthesis. The conditions of the eight FEM simulations required by this design are defined in Table 3. However, two of these experiments were not representative of a spondylolisthesis. As a result, a new experimental design with constraint equations was used to eliminate these cases resulting in ten plausible low and high grade spondylolisthesis configurations to simulate.

Normal and shear stress in the sagittal plane were examined, with a detailed analysis of the stress at the anterior zone of the intervertebral disc L5-S1 and of the vertebral growth plate of S1. All stresses were quantified in the local referential system described by the middle of the growth plate of L5 as origin, the xy-plan is defined on the growth plate, y-axis oriented in the sagittal plane and the z-axis is normal to the plan in direction opposed to the gravity. A negative value of the normal stress signifies that it is in compression, whereas a positive value represents tension. The normal stress is associated

to the growth modulation of the growth plate. A positive value of the shear stress indicates an increase of the risk of slippage, while a negative value decreases this risk.

Statistical analyses were performed using StatSoft's STATISTICA[®] software to determine if correlations exist between spino-pelvic parameters and stresses in the growth plate in conjunction with those measured in the intervertebral disc of the lumbosacral region. In order to illustrate any correlations between the spino-pelvic parameters and stresses in the spondylolisthesis progression a calculation of probability was performed using a p-value with a level of significance set at $p=0.05$.

Prior to the analyses, the model was validated using the published data of Sairyo et al. [8]. The model was adapted to compare the maximal normal stress of the growth plate and the endplate of L5 with those measured by Sairyo et al. [8-9]. To do so, a low grade spondylolisthesis shear type ($PI=61^\circ$, $SS=52^\circ$, $PT=9^\circ$) was reconstructed without sacral dome. The normal stresses in the growth plate and endplate were evaluated under physiological loading conditions that respected a follower load technique (Fig 2).

3.2.7 Results

For the validation study, the maximal normal stress in the sagittal plane was 1.5 MPa for the growth plate of L5 and 5.34 MPa for the endplate. The difference with the results of Sairyo [9] was 1.9 MPa and 5.8 MPa respectively for the maximal normal stress for the growth plate and for the endplate.

The study of low grade spondylolisthesis revealed significant differences in terms of stress distribution within the growth plate and the intervertebral disc in a spine defined by a lumbosacral junction between the nutcracker- (PI=52°, SS=45°) and shear-type (PI=75°, SS=60°) cases (Table 4: cases 1 and 4). Within the growth plate of the shear-type model, the shear and compression stresses were 26% and 16% higher than that of the nutcracker-type respectively. In the intervertebral disc, the shear stress measured was 5.6% higher than that of the nutcracker-type. Therefore, there was an average 16% increase of stresses between the nutcracker- and shear-type models. The elevated stresses in low grade cases were mostly located around the dome-shaped area of the growth plate and intervertebral disc (Fig. 3, 4 and 5). More precisely, there was an important concentration of shear and compression stresses at the center of the growth plate, especially in cases 1 and 2 (Fig. 3 and 4). The stress concentration was shifted to the right side of the growth plate in cases 3 and 4 (Fig. 3 and 4). However, the variation of the stress distribution in the intervertebral disc was homogeneous in every low grade case except the top of the dome shaped area which returned a lower stress magnitude (Fig. 5, cases 1 to 4).

With the simulated high-grade configuration (slip percentage of 80%), elevated stresses were located at the anterior part of the growth plate and intervertebral disc (Fig. 3, 4 and 5: cases 5, 6, 8 and 10) in comparison with the low grade configurations. There was important shear stress also in the posterior part of the disc for two cases (SS=45° and PI=75° or PI=60°) (Fig. 5: cases 5 and 8). In table 5, there were two cases (PI=60° and

SS=45° or 60°) of high grade spondylolisthesis which had a distinct shear stress in the intervertebral disc (cases 8 and 10) while the other cases were homogenous.

Within the high-grade configurations (slip percentage of 60%), the stress difference was important between two cases (Table 4: cases 7 and 9) that have a different SS. In the growth plate, the shear and compression stresses were respectively 12% and 14% higher for the case with a SS at 45° than the one at 60°. The shear and compression stresses were more located on the anterior part of the growth plate for the case with the smaller sacral slope (Fig. 3 and 4: cases 7 and 9). The difference was less important for the shear stress in the intervertebral disc, as there was just a difference of 0.1MPa in the two values (Table 4: cases 7 and 9). However, for case 7 with SS=45°, the compression distribution is the same of a low grade with more compression stress on the sacral dome (Fig. 5: cases 7 and 9).

The pelvis balance in high grade configurations has a significant impact on the stress distribution (Table 4: cases 5 and 6). At the growth plate of the balanced pelvis (case 6), the shear and compression stresses were respectively 17.4% and 5.1% higher than the retroverted pelvis (case 5). In the intervertebral disc, the shear stress was quite similar between the two cases. The stress increase between the balanced and retroverted pelvis was in the order of 8.1%.

A correlation was found between pelvic incidence and the resulting stresses (shear and compression stress in the growth plate and shear stress in the intervertebral disc) since the p-value is lower than 0.05 (Table 5). In addition, a correlation was found

between the slip percentage and the shear stress found in the intervertebral disc. However, no correlation was found between compression and shear stresses in relation to the sacral slope. Similarly, stresses in the growth plate and the induced slip percentage are not linked ($p>0.05$).

3.2.8 Discussion

In the present study, a shift in measured stresses in the lumbosacral junction was observed. These results are in accordance with clinical observations made by Roussouly et al. [18] who made the association between shear stress and slippage at the L5-S1 disc. In the model, the shear and normal stress distribution on the growth plate and intervertebral disc became greater at the anterior portion of the lumbosacral junction as the grade of spondylolisthesis increased. Stresses in simulated low grade cases occurred in front of the sacral dome and on the posterior part of the growth plate. The stresses moved to the anterior part of the intervertebral disc and growth plate for the simulated higher grade configurations.

The lumbosacral junction is an important area in the study of the slippage of L5; stresses on the anterior part of its growth plate could decrease bone growth in this area while promoting bone growth on its posterior part. The spondylolisthesis causes a sagittal unbalance, so that forces (gravity and weight) are concentrated more on the anterior part of the lumbosacral junction and thus create more shear stress and load in this area [13]. Therefore, this phenomenon behaves like a compression of the growth plate on the

anterior part and promotes increased bone growth in the posterior part, according to the Hueter-Volkman principle and may lead to a doming of the sacrum. This sacral dome could then further increase sliding of the L5 vertebra and progression of the spondylolisthesis.

In addition, we have documented that the increase of stresses was related to the increase of slip percentage, supporting previous reports in the literature [33-34]. Based on the compression stress at the posterior part of the sacral endplate, we can anticipate that it could promote the formation of a sacral dome as discussed in the previous paragraph. The unbalance of forces promotes an increase of bone growth on the sacrum and as a result the formation of the sacral dome. This formation explains the stress concentration on the dome for the compression. This also explains why the increase of stresses at the lumbosacral junction could lead to the formation of a sacral dome [13] and therefore to further changes in pelvic incidence and sacral slope [7-17]. In the framework of the Hueter Volkman principle, the increase of compression at the anterior and posterior border of S1 endplate could promote the growth of the osseous doming and aids the sliding of L5 vertebra, and consequently the risk of progression. Moreover, shear stress at the L5-S1 disc could further promote the slippage. The increased shear stress at the anterior surrounding area of the lumbosacral junction was 10% higher than the compression stress, so, their combined effect favors the sliding of the vertebrae and strengthens the idea that these types of stresses are associated with the risk of progression as hypothesized in previous reports [8, 18, 33].

This study has also demonstrated that stresses are correlated to pelvic incidence and to slippage of the vertebra as well. This study, along with others, suggests that pelvic incidence is an important biomechanical parameter to predict progression of spondylolisthesis [2-3, 35].

The model used in this study has several limitations which need to be recognized when interpreting the results. For instance, the materials properties of spinal tissues were not specific to spondylolisthesis cases but taken from published values from cadaver spines [16, 21, 24-26, 36]. Differences in the disc and bone stiffness may affect the stress distribution [18]. The model allows only the study of the immediate distribution of stress at the lumbosacral junction in a given posture and not the long term response which occurs under growth, change of posture, physical activities, etc. The complete validation of such a model, as any FEM, is difficult. The partial assessment using the published results of Sairyo [8-9] however provides confidence in the results and interpretation presented herein.

The developed modeling approach is the only tool at the moment which enables to interpret biomechanically the spino pelvic parameters in connection with the biomechanics of spondylolisthesis. The parameterization of different spino pelvic parameters in a FEM is a first step in the modelization of spondylolisthesis. It allows to analyze and understand the biomechanics according to different configurations of the pathology.

3.2.9 References

1. Chosa E, Totoribe K, Tajima N. A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method. *Journal of Orthopaedic Research* 2004; 22(1): 158-63.
2. Hanson DS, et al.. Correlation of pelvic incidence with low- and high-grade isthmic spondylolisthesis. *Spine* 2002; 27(18): 2026-29.
3. Labelle H, et al.. Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance - A correlation study. *Spine* 2004; 29(18): 2049-54.
4. Natarajan RN, et al. Effects of slip severity and loading directions on the stability of isthmic spondylolisthesis: A finite element model study. *Spine* 2003; 28(11): 1103-12.
5. Sairyo K, et al. Development of spondylolytic olisthesis in adolescents. *The Spine Journal* 2001; 1: 171-5.
6. Saraste H. Spondylolysis and spondylolisthesis. *Acta Orthop Scand* 1993; 251 (Suppl): 84-6.
7. Mac-Thiong JM, Labelle H. A proposal for a surgical classification of pediatric lumbosacral spondylolisthesis based on current literature. *European Spine Journal* 2006; 15(10): 1425-35.
8. Sairyo K, et al. Three dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part II: biomechanical change as the initiating factor for pediatric isthmic spondylolisthesis at the growth plate. *European Spine Journal* 2006; 15(6): 930-5.

9. Sairyo K, et al. Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture. *European Spine Journal* 2006; 15(6): 923-9.
10. Sairyo K, et al. Vertebral forward slippage in immature lumbar spine occurs following epiphyseal separation and its occurrence is unrelated to disc degeneration. Is the pediatric spondylolisthesis a physis stress fracture of vertebral body ? *Spine* 2004; 29(5): 524-7.
11. Farfan H, Osteria V, Lamy C. The mechanical etiology of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin. Orthop* 1976; 117: 40-55.
12. Reitman CA, Gertzbein SD, Francis WR. Lumbar isthmic defects in teenagers resulting from stress fractures. *The Spine Journal* 2002; 2(4): 303-6.
13. Hresko MT, et al. Classification of high-grade spondylolisthesis based on pelvic version and spine balance. *Spine* 2007; 32(20): 2208-13.
14. Vialle R, et al. Is there a sagittal imbalance of the spine in isthmic spondylolisthesis? A correlation study. *European Spine Journal* 2007; 16(10): 1641-49.
15. Whitesides TE, et al. Spondylolytic spondylolisthesis - A study of pelvic and lumbosacral parameters of possible etiologic effect in two genetically and geographically distinct groups with high occurrence. *Spine* 2005; 30(6): S12-S21.

16. Konz RJ, et al. The pathomechanism of spondylolytic spondylolisthesis in immature primate lumbar spines in vitro and finite element assessments. *Spine* 2001; 26(4): E38-49.
17. Labelle H, et al. The importance of spino-pelvic balance in L5-S1 developmental spondylolisthesis - A review of pertinent radiologic measurements. *Spine* 2005; 30(6): S27-S34.
18. Roussouly P, et al. Sagittal Alignment of the Spine and Pelvis in the Presence of L5-S1 Isthmic Lysis and Low-Grade Spondylolisthesis. *Spine* 2006; 31(21): 2484-90.
19. Panjabi MM, et al. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1994; 76: 413-24.
20. Yamamoto S, et al. Finite element evaluation of spondylolysis taking account of nonlinear mechanical properties of ligaments and annulus fibrosus. *Jsme International Journal Series C-Mechanical Systems Machine Elements and Manufacturing* 1999; 42(3): 521-31.
21. El-Rich M, et al. Mechanical loading effects on isthmic spondylolytic lumbar segment finite element modelling using a personalised geometry. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2009; 12(1): 13-23.

22. Kadoury S, et al. A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2007; 45: 591-602.
23. Delorme S, et al. Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003; 50: 989-98.
24. Aubin CE. Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Med Biol Eng Comput* 1997; 35(6): 611-8.
25. Beauséjour M, et al. [Simulation of lateral bending tests using a musculoskeletal model of the trunk]. *Ann Chir* 1999; 53(8): 742-50.
26. Huynh AM et al. Simulation of progressive spinal deformities in Duchenne muscular dystrophy using a biomechanical model integrating muscles and vertebral growth modulation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007; 22(4): 392-9.
27. Sylvestre PL, Villemure I, Aubin CE. Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model. *Med Biol Eng Comput* 2007; 45(10): 977-88.
28. Villemure I, Stokes IA. Growth plate mechanics and mechanobiology. A survey of present understanding. *J Biomech* 2009; 42(12): 1793-803.
29. Schultz A, et al. Load on the lumbar spine - validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *The journal of bone and joint surgery* 1982; 64(5): 713-20.

30. Patwardhan A, et al. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine* 1999; 24(10): 1003-9.
31. Patwardhan A, Meade KP, Lee B. A frontal plane model of the lumbar spine subjected to a follower load: implications for the role of muscles. *Journal of Biomechanical Engineering* 2001; 123: 212-7.
32. Taylor N, Evans O, Goldie P. Reliability of measurement of angular movements of the pelvis and lumbar spine during treadmill walking. *Physiotherapy Research International* 2001; 6(4): 205-23.
33. Hu SS, et al. Spondylolisthesis and spondylolysis. *The journal of bone and joint surgery* 2008. 90: 656-71.
34. Huang RP, et al. Predictive value of pelvic incidence in progression of spondylolisthesis. *Spine* 2003; 28(20): 2381-5.
35. Jackson RP, et al. Pelvic lordosis and alignment in spondylolisthesis. *Spine* 2003; 28(2): 151-60.
36. Iatridis JC, Gwynn Ia, Mechanisms for mechanical damage in the intervertebral disc annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics* 2004; 37: 1165-75.

3.2.10 Tables

Table 1: Material properties of the finite element model.

Segments	Tissues	Stiffness modulus (N/mm)		Elastic modulus (MPa)	Poisson coefficient μ	References
		k	E_x			
T1-L3	Vertebral body	-	1000	-	0.3	
	Pedicle	-	5000	-	0.3	
	Spinous process	-	3500	-	0.3	
	Lamina	-	1000	-	0.45	Aubin et al. (1995)
	Ribs	-	5000	-	0.45	Beauséjour et al. (1999)
	Cartilage	-	480	-	0.45	Huynh et al. (2007)
	Sternum	-	10000	-	0.45	
	Intervertebral disc	-	3.12-17.75	-	0.45	
	Articular facets	500	-	-	-	
	Cortical bone	-	-	8000 ($E_y=8000, E_z=14000, G_x=G_y=G_z=3280$)	0.3	
L4-Pelvis	Trabecular bone	-	-	767 ($E_y=40, E_z=1157, G_x=20, G_y=G_z=24$)	0.12	
	Ligaments – area (mm ²)	-	-	-	-	
	Anterior Longitudinal	-	38	20	0.3	
	Posterior Longitudinal	-	20	70	0.3	El-Rich et al. (2008)
	Intertransverse	-	10	50	0.3	
	Flavum	-	60	50	0.3	
	Capsular	-	40	20	0.3	
	Intervertebral disc	-	-	-	-	
	Nucleus Pulposus	-	-	2	0.499	
	Annulus ground	-	-	8	0.45	
Annulus fiber	904	-	-	0.3	Iatridis & Gwynn (2004)	
Growth Plate	10	-	-	0.4	Konz et al. (2001)	
Articular facets	500	-	-	-	Aubin et al. (1995)	

Table 2: Body weight distribution on each vertebral body.

Vertebra	Body weight distribution (%)	Vertebra	Body weight distribution (%)
T1	14	T10	38.7
T2	16.6	T11	42
T3	19.2	T12	44.8
T4	21.8	L1	47.6
T5	22.7	L2	50.4
T6	26	L3	53.2
T7	29.3	L4	55.5
T8	32.6	L5	57.8
T9	35.9		

Table 3: Modalities of the spino-pelvic parameters for the design of experiments.

	inferior modality	Intermediate modality	superior modality
Pelvic Incidence	52°	60°	75°
Sacral Slope	45°	--	60°
% Slip percentage	40%	60%	80%

Table 4: Stresses (MPa) resulting from the ten simulated configurations ($\tau_{\max\text{GP}}$: Maximal shear stress for the growth plate of S1; $\tau_{\max\text{D}}$: Maximal shear stress of the intervertebral disc of L5-S1; $\sigma_{\max\text{GP}}$: Maximal compression stress of the growth plate of S1, PI: Pelvic Incidence, SS: Sacral Slope, %: Slip percentage).

Test no.	PI	SS	slip %	$\tau_{\max\text{GP}}$	$\tau_{\max\text{D}}$	$\sigma_{\max\text{GP}}$
1	52	45	40	7.2	5.2	-15.6
2	75	45	40	8.3	5.5	-17.4
3	52	60	40	7.3	5.3	-15.8
4	75	60	40	8.8	5.5	-18.1
5	75	45	80	12.3	5.4	-23.3
6	75	60	80	14.4	5.6	-24.5
7	52	45	60	10.5	5.7	-21.8
8	60	45	80	13.9	6.2	-27.5
9	52	60	60	9.4	5.8	-19
10	60	60	80	7.9	2.2	-15.2

Table 5: P- values describing the probability of correlation between the effects of the spino-pelvic parameters on the maximal shear stress at the growth plate of S1 and the intervertebral disc of L5-S1, as well as the Maximal compression stress of the growth plate of S1.

	PI	SS	Slip %
$\tau_{\max GP}$	0.05	0.86	0.18
$\tau_{\max D}$	0.01	0.09	0.05
$\sigma_{\max GP}$	0.04	0.51	0.23

3.2.11 Figures Legends

Figure 1: Finite Element Model

Figure 2: Schematic of the follower load showing the load path “following” the lordotic curvature of the lumbar spine

Figure 3: Shear stress (MPa) on the transverse view of the growth plate of S1 for all cases of the design of experiments (B and F represent respectively the posterior and the anterior regions)

Figure 4: Compression stress (MPa) on the transverse view of the growth plate of S1 for all cases of the design of experiments (B and F represent respectively the posterior and the anterior regions)

Figure 5: Compression stress (MPa) on the transverse view of the intervertebral disc of L5-S1 for all cases of the design of experiments (B and F represent respectively the posterior and the anterior regions)

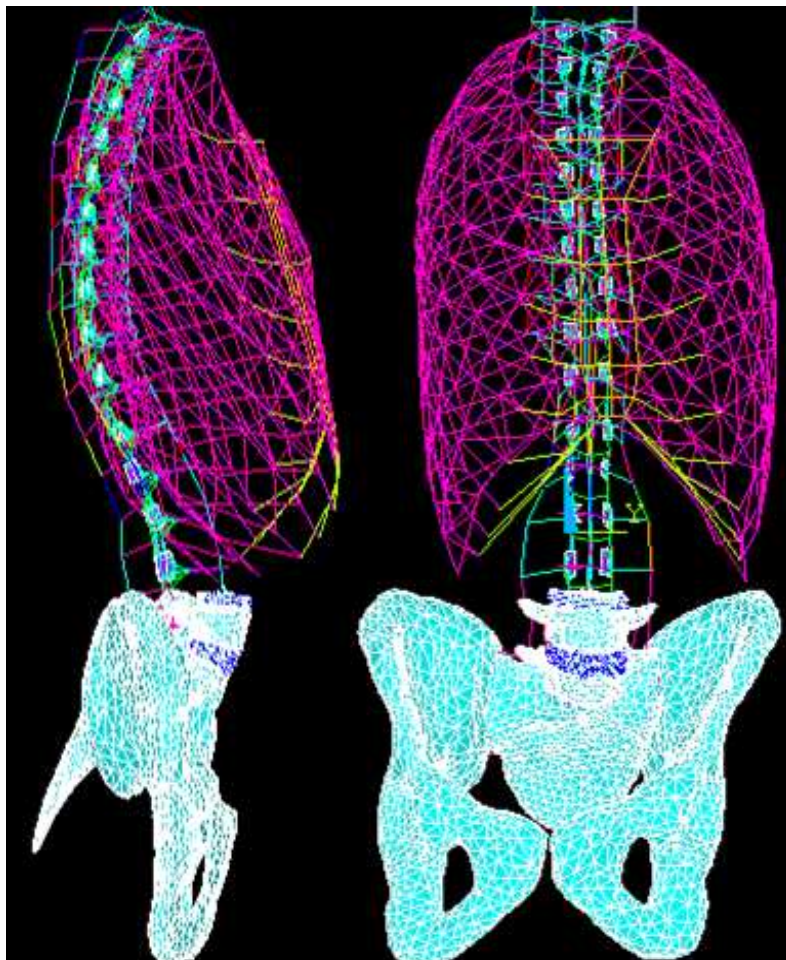


Figure 1

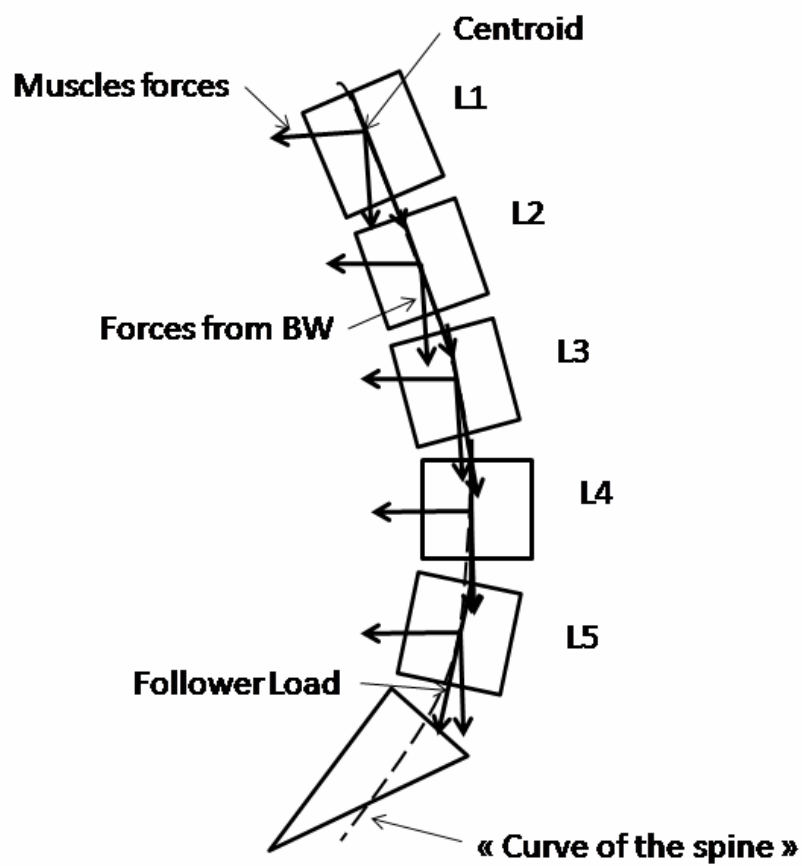


Figure 2

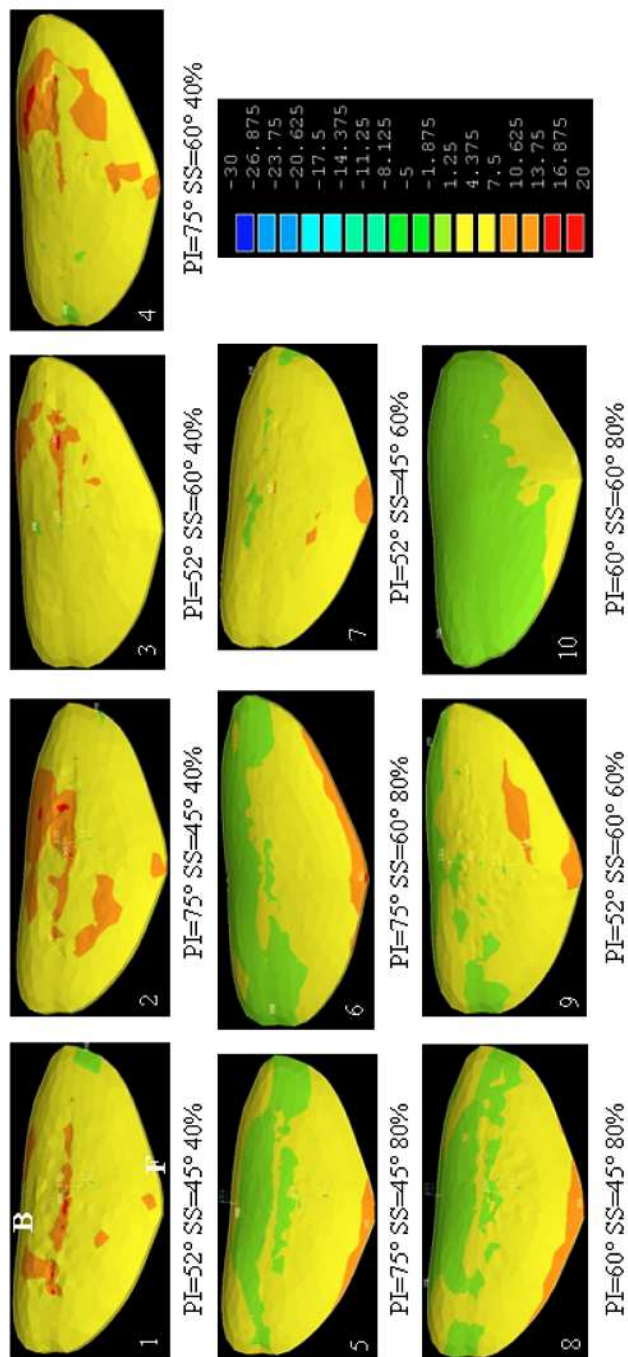


Figure 3

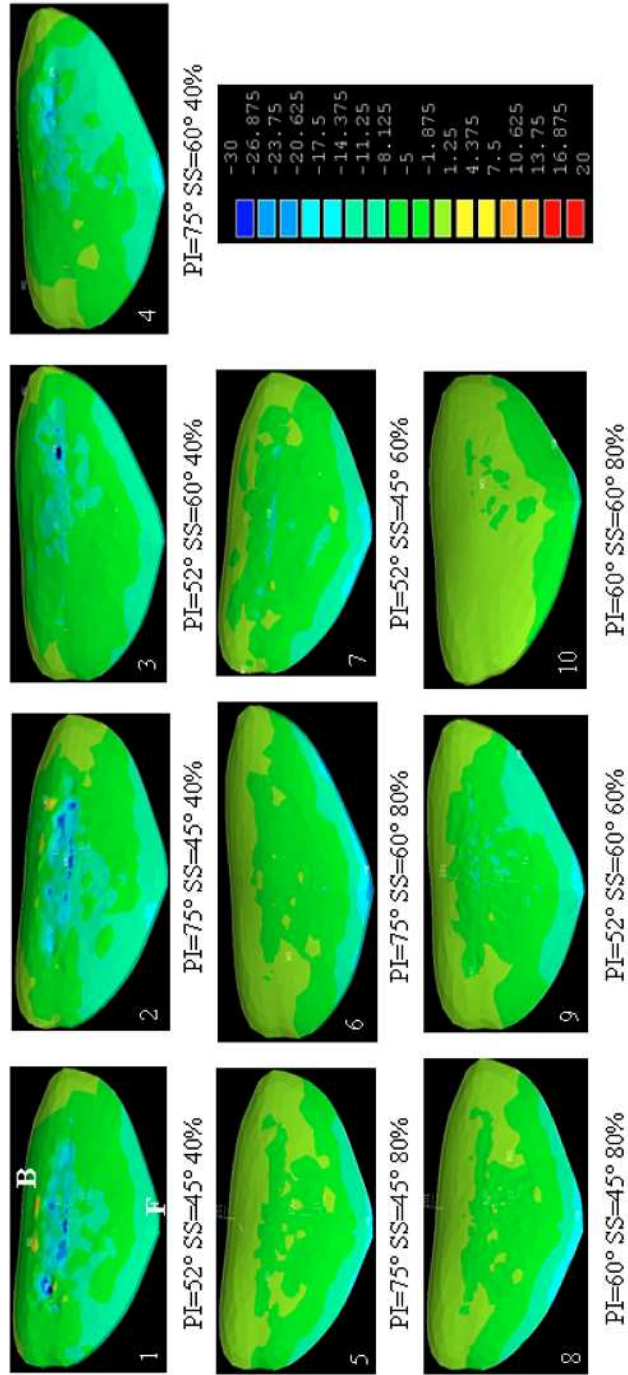


Figure 4

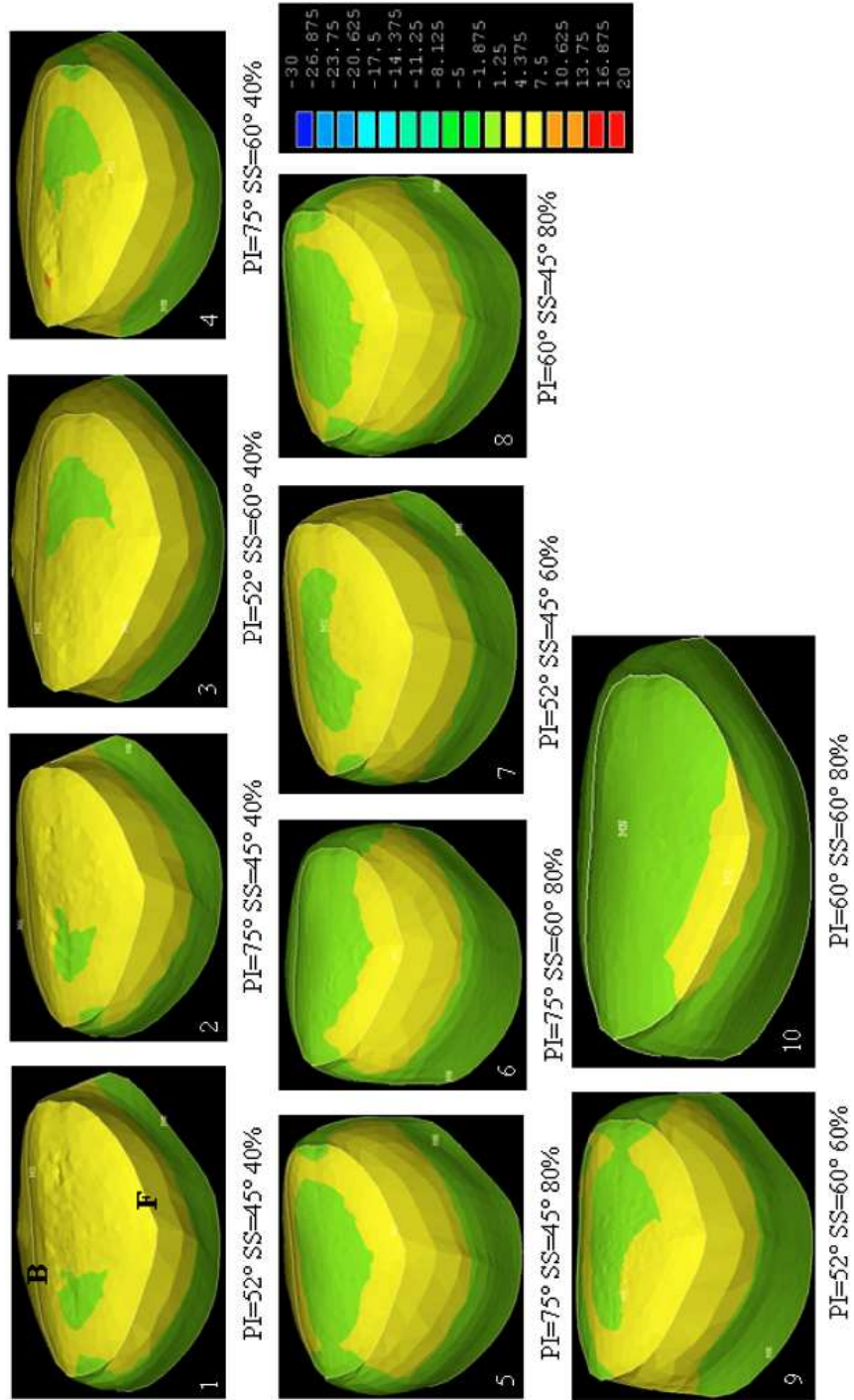


Figure 5

CHAPITRE 4. ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES COMPLÉMENTAIRES

Ce chapitre contient la méthodologie détaillée de certaines caractéristiques du modèle par éléments finis développé pour l'étude des bas-grades et haut-grades du spondylolisthésis. Ces aspects méthodologiques sont complémentaires aux méthodes présentées dans l'article du chapitre précédent.

4.1 Modélisation des charges spinales

En vue de répondre à l'objectif O1c), le modèle décrit dans l'article du chapitre 3 a utilisé la technique du Follower Load (Kim & Kim, 2008; Patwardhan et al., 2001). D'un point de vue général, on sait que la colonne vertébrale est soumise à de grandes forces de compression par les tâches quotidiennes tout au long de la journée et que ces forces sont répercutées sur chacune des sections vertébrales (Schultz et al., 1982). Cependant, pour permettre la stabilité de la colonne, les forces musculaires rentrent en jeu et vont permettre de supporter ces forces tout au long de la journée.

Beaucoup de modèles mathématiques ont été utilisés pour étudier l'effet des muscles du tronc sur la stabilité et l'équilibre de la colonne vertébrale (Kim & Kim, 2008; Patwardhan et al., 2001). Patwardhan et al. ont utilisé un modèle mathématique montrant que le vecteur somme des forces musculaires produit un seul vecteur force interne qui agit tangentiellement à la courbure de la colonne vertébrale. Cette force est appliquée au

centre de rotation de chaque segment vertébral et suit la courbure de la lordose quand une force de compression verticale est appliquée (figure 4.1).

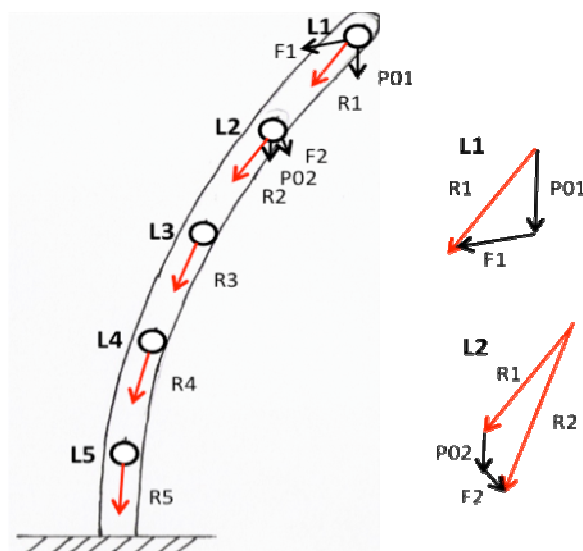


Figure 4.1: Schéma des contraintes sur les forces musculaires. Les forces (F_i) sont limitées de sorte que les résultantes (R_i) soient tangentes à la courbure de la colonne vertébrale (Image libre de droit)

Dans notre cas, la méthode du Follower Load est appliquée à toute la colonne vertébrale, de T1 à L5, dans le plan sagittal. Les forces en jeu sur chaque portion de vertèbre ont été définies suivant la distribution de masse de (Schultz et al., 1982) qui est de 14% sur la vertèbre T1 et qui augmente de 2.6% pour les vertèbres suivantes pour finir à 57.8% sur L5. Puis, comme dans la méthode de (Patwardhan et al., 2001), on vient calculer les forces résultantes (figure 4.1) qui ne sont autres que les forces cumulatives de chaque vertèbre sur leurs sous-jacentes. La norme et la direction de chaque force du

Follower Load (F_1 et F_2) et des forces cumulatives (R) sont donc connues (Figure 4.2). Cependant, afin d'appliquer ces forces dans le modèle numérique, il faut préalablement connaître l'orientation de la force du follower, c'est-à-dire son angle d'application.

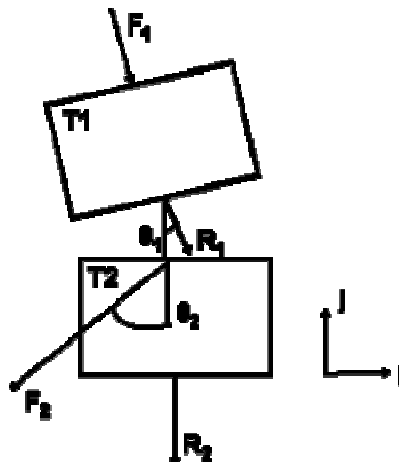


Figure 4.2: Schéma des forces en jeu sur la colonne vertébrale pour le modèle étudié, les forces cumulatives (R) et les forces du follower load (F) et leur angle d'application (θ).

(Image libre de droit)

Donc, l'équation connue est :

$$\vec{R}_2 = \vec{R}_1 + \vec{F}_2$$

Le repère associé à la vertèbre T2 est défini comme repère de travail.

Alors l'équation devient :

$$\begin{aligned}
R_1 \vec{i} + F_2 \vec{i} &= \vec{0} \\
R_1 \times \sin \theta_1 - F_2 \times \sin \theta_2 &= 0 \\
F_2 \times \sin \theta_2 &= R_1 \times \sin \theta_1 \\
\theta_2 &= \text{ArcSin}\left(\frac{R_1}{F_2} \sin \theta_1\right)
\end{aligned}$$

Il est donc possible de calculer et de modéliser pour chaque vertèbre, les forces du follower load en jeu dans le plan sagittal.

4.2 Modélisation des paramètres morphologiques et d'orientation du bassin

4.2.1 Modélisation du pourcentage de glissement

Le pourcentage de glissement comme expliqué au chapitre 1 est la représentation du grade du spondylolisthésis, soit le glissement de L5 par rapport à S1. Afin de modéliser ce décalage sur le modèle, il a fallu créer un système de coordonnées local sur le plateau inférieur de L5 qui servira de référence. On a donc par la suite sélectionné l'ensemble du bassin et procédé au décalage voulu de celui-ci par rapport au système de coordonnées local de L5 dans le plan sagittal (figure 4.3). Ce décalage a été calculé en fonction de l'équation du pourcentage de glissement (équation 1.2). Cependant, lors de la modélisation du glissement de bassin, il a fallu s'assurer que l'articulation zygapophysaire était bien générée. Les facettes articulaires étaient modélisées avant le glissement du bassin, donc lors du décalage du bassin, un écart se formait entre les deux facettes. Après la modélisation de l'ensemble du modèle et d'une lyse, une correction de

l'orientation et du positionnement des facettes était effectuée sous plusieurs itérations afin d'obtenir une articulation zygapophysaire des plus représentatives avec la réalité. Cette correction s'effectuait par krigeage de points définissant les facettes supérieures et inférieures de chaque portion de vertèbre. Ces points de facettes étaient définis de part et d'autre d'un plan milieu constituant le milieu des plans de moindres carrées des surfaces articulaires. Un ou plusieurs krigeage fut nécessaires afin d'obtenir une bonne reconstruction de l'articulation zygapophysaire. (Gharbi, Aubin, & Labelle, 2009)

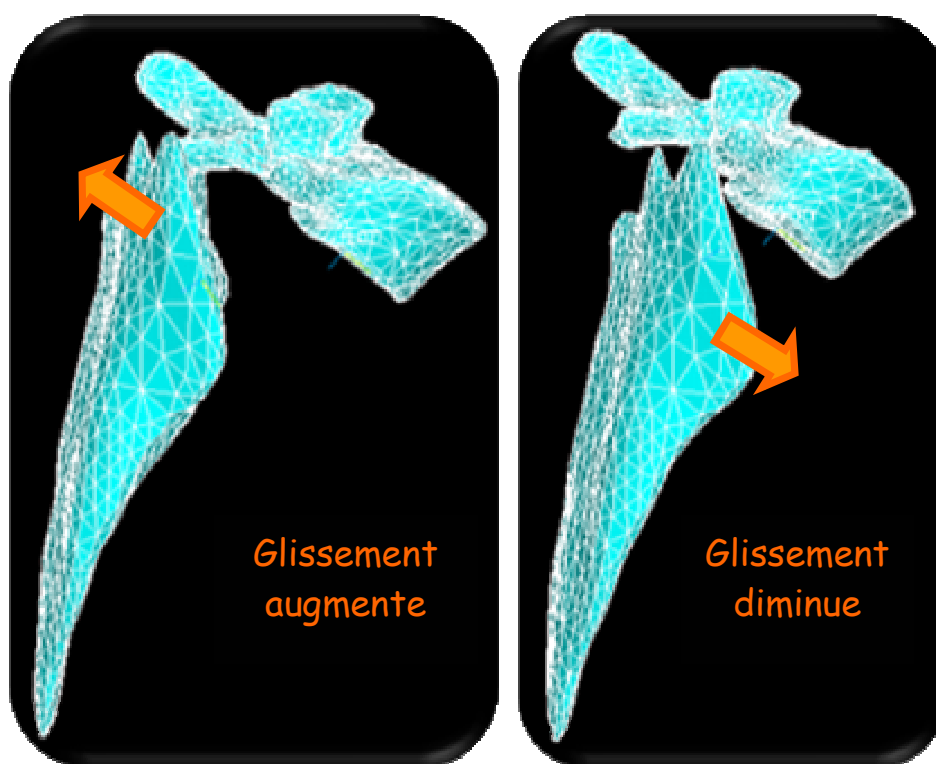


Figure 4.3 : Modélisation du pourcentage de glissement dans le modèle par éléments finis. (Image libre de droit)

4.2.2 Modélisation de l'incidence pelvienne

Pour modéliser l'angle de l'incidence pelvienne sur le modèle éléments finis, il a fallu contrôler séparément le sacrum et le plateau de S1 des os iliaques ainsi que de leur orientation. Cette différenciation a permis d'éviter tout lien et influence entre le PI et le SS. Afin de modéliser l'incidence pelvienne, on a considéré le plateau supérieur de S1 comme plan de référence pour la rotation du sacrum et fixe. En effet, la modélisation de l'incidence pelvienne revenait à effectuer une rotation du sacrum par rapport au centre de rotation du plateau supérieur de S1. Donc, la rotation du sacrum entraînait une déformation en torsion du sacrum tout en gardant le plateau de S1 constant à sa position initiale. La nouvelle orientation du sacrum n'avait aucune incidence sur la pente sacrée dans le plan sagittal (figure 4.4).

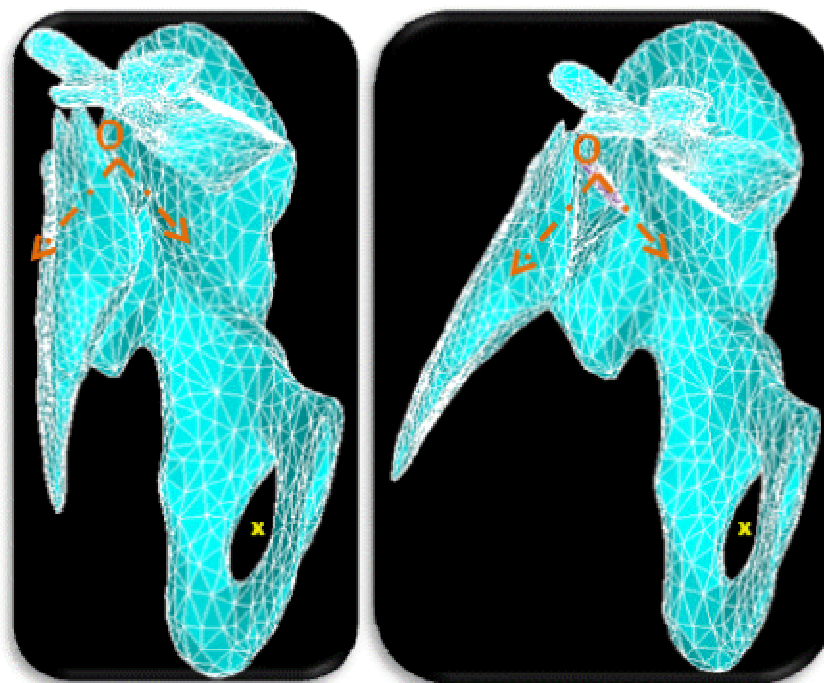


Figure 4.4: Modélisation de l'incidence pelvienne dans le modèle par éléments finis. A gauche, on a une rétroversion du bassin et à droite, un bassin équilibré. (Image libre de droit)

4.2.3 Modélisation de la pente sacrée.

La modélisation de la pente sacrée relèvait du même cheminement que celle de l'incidence pelvienne. La seule différence était la rotation de l'ensemble du bassin et non du sacrum seulement comme pour l'incidence pelvienne. La rotation se faisait aussi par rapport au centre de rotation du plateau supérieur de S1 dans le plan sagittal (figure 4.5).

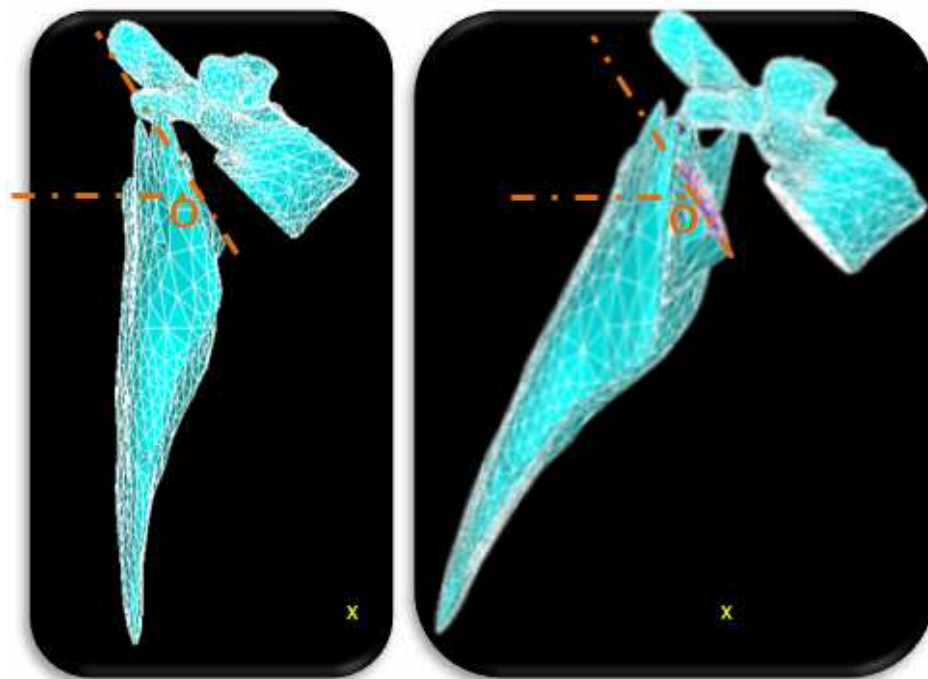


Figure 4.5: Modélisation de la pente sacrée dans le modèle par éléments finis. (Image libre de droit)

CHAPITRE 5. DISCUSSION ET PERSPECTIVES

Ce projet de maîtrise visait le développement d'un modèle biomécanique capable de simuler et de paramétrer les différents types de spondylolisthésis existants afin d'en analyser les paramètres spécifiques propices à la progression de la pathologie. Un tel projet était motivé par la nécessité d'accroître les connaissances relatives aux problèmes biomécaniques que pose le développement de la pathologie et donc sa progression. Le modèle par éléments finis développé dans le cadre de ce projet est composé de plusieurs parties ou d'améliorations d'autres modèles.

La première amélioration du modèle a été de remplacer la méthode de représentation de l'action musculaire, qui utilisait originellement une approche d'optimisation (Gharbi et al., 2009). La technique du follower load utilisée (Patwardhan et al., 1999; Patwardhan et al., 2001) est moins complexe et moins exigeante en temps de calcul (approximativement 35 minutes vs 2 heures). Ce modèle mathématique représente la résultante des efforts de gravité et musculaire, plutôt que de représenter chaque muscle individuellement ainsi que de gérer leur recrutement. Cependant, cette approche ne permet pas de prendre en compte des recrutements synergétiques (co-contraction) ou des défauts de balance qui peuvent survenir chez ces patients. Une étude de sensibilité a été faite afin de voir l'impact d'une force supplémentaire au follower load écartée du centre de rotation de L4. Deux simulations sur un spondylolisthésis de type nutcracker ont donc été réalisées avec l'ajout

d'une force verticale de -100N excentrée dans un premier cas de 3mm et dans l'autre cas de -3mm du centre de rotation de L4 dans le plan sagittal selon l'axe des y. Puis, une étude des contraintes en cisaillement et en compression a été faite sur le disque intervertébral L5-S1 et sur la plaque de croissance S1, conformément aux autres simulations. On obtient alors des différences de contraintes de l'ordre de 12% avec les simulations originales, cependant la répartition et les localisations des contraintes restent inchangées par rapport aux simulations initiales du type nutcracker. Cela montre bien qu'un déséquilibre musculaire ou une configuration spéciale chez un patient peut impacter sur les résultats. Certes la technique utilisée est représentative des forces intervenant dans le rachis, mais d'autres configurations de chargements seraient à tester afin d'analyser plus en détail leurs effets sur les conditions affectant les contraintes au niveau de la jonction lombo-sacrée.

Une seconde adaptation du modèle a consisté à modéliser et paramétrer certains facteurs morphologiques et d'orientation du bassin. Les paramètres ont été choisis afin que lorsque l'on opère une variation d'un de ces paramètres, celui-ci n'implique pas la modification des autres paramètres. Ils ne sont donc pas interdépendants entre eux. C'est pourquoi les paramètres suivants ont été modélisés. Le pourcentage de glissement qui permet de modéliser tous les types de grade du spondylolisthesis, les grades 1 et 2 pour les bas grades et les grades 3 à 5 pour les hauts grades (Hanson et al., 2002). Le pourcentage de glissement voulu a pu être calculé en fonction de l'équation 1.2, étant

donné que l'on pouvait déterminer cliniquement, sur les radiographies, la longueur de glissement et la longueur du plateau sacré. La modification du pourcentage de glissement amène des erreurs de reconstruction au niveau des articulations zygapophysaires de la jonction lombo-sacrée qui sont corrigées par le biais d'un programme annexe de krigeage des facettes. Cependant ce nouveau krigeage ne représente pas réellement la géométrie du patient, c'est une extrapolation qui est faite. Les deux autres paramètres pris en compte sont l'incidence pelvienne qui est un paramètre morphologique propre à chaque individu et qui croît lentement en fonction de la croissance du patient (Mac-Thiong, 2004) et la pente sacrée, paramètre d'orientation du pelvis. Le tilt pelvien n'a pas pu être pris en compte dû à sa relation avec les deux autres paramètres décrit ci-dessus (Figure 1.20) (Legaye, J. et al., 1998). Ces deux paramètres ont été choisis afin de déterminer si l'incidence pelvienne jouait un rôle dans le risque de progression du spondylolisthésis et si la pente sacrée favorisait le déséquilibre sagittal et donc augmenterait les contraintes dans la jonction lombosacrée lors du glissement et favoriserait lui aussi le risque de progression. La modélisation de l'incidence pelvienne dans le modèle génère des erreurs de modélisation sur la forme du sacrum. Le plateau S1 restant fixe, le maillage environnant est plus grossier. Il faudrait soit augmenter le nombre de nœuds et donc d'éléments au environ du sacrum pour éviter ce genre d'erreurs. De même, la modélisation de la pente sacrée ne permet pas d'obtenir une vraie géométrie du bassin représentative de toutes les configurations nécessaires. De plus les modélisations de ces trois paramètres jouent sur d'autres facteurs de la colonne comme la balance sagittale ou

bien encore la lordose, ce qui devra être affiné par la suite. L'utilisation d'un même modèle de base pour les spondylolisthésis bas-grade et haut-grade n'est donc pas optimale, car les caractéristiques morphologiques entre les deux types sont différentes du point de vue dysplasie de L5 et du sacrum et donc constituent une limite de l'approche choisie.

L'article du chapitre 3 a montré que les déplacements et l'augmentation des contraintes dans la jonction lombosacrée sont en concordance avec le pourcentage de glissement (Hu et al., 2008; Huang et al., 2003). La zone des contraintes en compression se situe essentiellement à l'avant du dôme sacré pour les spondylolisthésis bas grade et donc favorise une croissance osseuse sur la partie antérieure de la plaque de croissance. Cette croissance osseuse perturbée par le déséquilibre des forces va favoriser la formation du dôme en occasionnant des changements dans les paramètres spino-pelviens dus à la différence de croissance osseuse sur la plaque de croissance (Labelle et al., 2005; Mac-Thiong & Labelle, 2006). En effet, l'instabilité de la posture dans la progression du spondylolisthésis va modifier les charges agissant sur le rachis et favoriser l'augmentation de pression et de contraintes en cisaillement sur la partie antérieure du disque par rapport à la partie postérieure et plus précisément sur la plaque de croissance, d'où l'obtention d'une différence de croissance osseuse. C'est pourquoi on voit l'apparition d'un dôme au niveau du sacrum. L'apparition de ce dôme favorise alors le glissement de la vertèbre dans le plan sagittal et donc le risque de glissement. De plus, le

dôme favorise aussi le déplacement vers l'avant des contraintes de cisaillement dans la jonction lombosacrée. Les contraintes en cisaillement évoluent de la région postérieure pour les bas grades vers la partie antérieure de la jonction pour les hauts grades et plus particulièrement au niveau de la plaque de croissance. Ce déplacement vers l'avant des contraintes élevées, trouvé dans notre étude, vient donc confirmer biomécaniquement ce qu'avaient rapporté Roussouly et al (Roussouly et al., 2006) à partir d'observations cliniques et de données radiologiques, qui suggérait que la contrainte en cisaillement dans la jonction lombosacrée pouvait induire le glissement du disque L5-S1. Dans la littérature, d'autres études suggèrent aussi ce pathomécanisme que la progression du spondylolisthésis résulte de l'augmentation des contraintes en cisaillement dû aux forces de gravité à la jonction lombosacrée (Huang et al., 2003; Sairyo, Koichi, Goel, Vijay K. et al., 2006). La modification des forces sur le rachis diminuerait donc la balance sagittale, et augmenterait conséquemment les forces et contraintes sur la partie antérieure de la jonction lombo-sacrée. Donc l'augmentation des contraintes en cisaillement sur la partie antérieure de la jonction lombo-sacrée favoriserait bien le glissement de la vertèbre. L'addition des deux types de contraintes (cisaillement et compression) dans cette zone facilite le glissement de la vertèbre sus-jacente et soutient l'idée que ces contraintes sont associées au risque de progression du spondylolisthésis.

L'étude réalisée à l'aide du plan d'expériences a montré qu'il existe des corrélations significatives entre l'incidence pelvienne et les contraintes en cisaillement et compression

intervenant dans la jonction lombosacrée. Or, dans le paragraphe précédent, on a montré que les contraintes en cisaillement et en compression dans la jonction lombosacrée étaient corrélées avec des conditions biomécaniques potentiellement liées au risque de progression du spondylolisthesis. On peut donc en déduire, comme cela a été rapporté dans la littérature (Hanson et al., 2002; Jackson, R. P. et al., 2003; Labelle et al., 2004), que l'incidence pelvienne est un paramètre qui modifie les conditions biomécaniques pouvant contribuer à la progression du spondylolisthesis. L'incidence pelvienne est donc le facteur biomécanique principal dans ceux étudiés qui contribue le plus à la progression du spondylolisthesis, ce qui corrobore bien l'hypothèse émise au chapitre 2.

Pour définir les spondylolisthesis aptes à progresser, il faut donc regarder essentiellement l'incidence pelvienne, mais aussi contrôler si les contraintes de la plaque de croissance sont élevées au niveau du cisaillement et de la compression dans la partie antérieure. Selon les résultats obtenus dans le chapitre 3, les cas les plus enclins à la progression chez les bas-grades sont les cas ayant une incidence pelvienne élevée. Le type shear est donc plus prédisposé à la progression que le type nutcracker, car son incidence pelvienne est plus élevée et parce que ses contraintes au niveau de la partie antérieure de la jonction lombo-sacrée sont aussi plus élevées.

Le modèle utilisé pour cette étude comporte quelques limites dont il faut tenir compte au niveau de l'interprétation des résultats et conclusions. Dans un premier temps, les propriétés mécaniques des tissus proviennent des valeurs tirées de la littérature (Aubin, C. E. et al., 1997; Beauséjour, 1999; El-Rich, Marwan et al., 2006; Huynh, 2006; Iatridis & Gwynn, 2004; Konz, R. J. et al., 2001), pour des sujets qui n'ont pas nécessairement de spondylolisthesis ou dégénérescences discales. Ceci peut affecter, mais de façon relative, les résultats au niveau des contraintes dans la jonction lombo-sacrée. Une interprétation doit être faite sur la composition du disque intervertébral soumis au glissement du spondylolisthesis, car l'impact du glissement n'est pas encore bien connu quant à la composition à long terme du disque. Une étude des modifications tissulaires apparaissant chez le spondylolisthesis serait alors opportune pour déterminer la composition du disque. Les impacts possibles d'une propriété mécanique erronée peuvent augmenter ou diminuer de quelques MPa les contraintes mécaniques en compression et cisaillement de la jonction lombo-sacrée.

Par ailleurs, il est difficile de valider complètement un modèle par élément finis étant donné que dans la littérature il n'y a que peu de données disponibles traitant des pathomécanismes de la jonction lombo-sacrée. Cependant, compte tenu que les résultats obtenus sont dans les mêmes ordres de grandeurs que les études de Sairyo (Sairyo, Koichi, Goel, Vijay et al., 2006; Sairyo, Koichi, Goel, Vijay K. et al., 2006), on peut tout de même considérer que les simulations sont assez plausibles. Une autre limite de ce

modèle est que les simulations ne permettent que de calculer les contraintes en jeu dans la jonction lombosacrée liées à l'application immédiate des différents efforts sur le rachis, sans considérer leur modification et effet dans le temps. En effet, la colonne vertébrale des enfants en croissance se développe jusqu'à l'âge de 20 ans, et il est connu que la croissance peut être altérée s'il y a des contraintes de compression asymétriques sur les plaques de croissance (Stokes, Spence, Aronsson, & Kilmer, 1996; Villemure, Aubin, Dansereau, & Labelle, 2002). Cependant, en ce qui concerne la croissance du bassin et du plateau de S1, à notre connaissance, il y a peu de données sur ce sujet, ce qui constitue une limite sur l'interprétation de l'effet dans le temps. Un tel processus, qu'est la croissance dans le temps, n'a pas été intégré dans la modèle, mais on peut conceptuellement concevoir qu'il pourrait être impliqué et favoriser la progression d'un bas grade à un haut grade suivant les différentes configurations des essais. L'étude doit être considérée comme une première étape pour la compréhension biomécanique du processus de progression du spondylolisthesis en accord avec les facteurs de prédiction. L'utilisation de plus de cas de spondylolisthesis bas-grade et haut-grade et de plus de paramètres spino-pelviens serait nécessaire afin d'affiner le plan d'expériences et les résultats statistiques. Les paramètres importants dans l'étude du spondylolisthesis qui devraient être insérés et étudiés dans le modèle devraient être la cyphose lombo-sacrée, le moment de la jonction lombo-sacrée car la progression du spondylolisthesis, lorsqu'elle est sévère, peut amener une rotation du bassin et donc du plateau sacré. Il faut aussi noter que le logiciel Statistica[®] n'est pas réellement un logiciel adapté à des plans

d'expériences pour les modèles par éléments finis car il propose que peu de plan d'expériences conformes aux besoins de l'étude. La validation du modèle pourrait être complétée par une analyse des images IRM des patients avec spondylolisthesis afin de montrer la distribution de l'intensité de signal dans le disque L5-S1 qui varie en fonction du grade de glissement. Cette distribution peut avoir un lien avec la distribution des contraintes.

Malgré les limites actuelles, le modèle développé reste un outil prometteur pour améliorer les connaissances des mécanismes de progression de la pathologie. Actuellement, c'est un précurseur pour l'interprétation des paramètres spino-pelviens en corrélation avec les biomécanismes de la pathologie. A long terme, le modèle pourrait permettre d'établir une équation de prédiction de la maladie en fonction des contraintes et des paramètres de prédiction comme cela a été fait au niveau clinique dans la littérature (Boulay et al., 2006).

On pourrait ainsi déterminer s'il y aura une évolution du risque de glissement pour chaque patient et permettre un traitement spécifique à chacun et voir une fusion des vertèbres avant que la pathologie du patient ne s'aggrave.

CONCLUSION

Le modèle biomécanique développé dans le cadre de ce projet de maîtrise a permis de paramétriser les différents facteurs spino-pelviens choisis pour l'étude afin de simuler de façon réaliste différents cas types de spondylolisthésis et étudier les mécanismes de progression de bas grade et haut grade. Du point de vue modélisation, l'utilisation du « follower load » a permis de représenter les muscles et la gravité tout en réduisant considérablement le temps de calcul du modèle. Par une méthode d'éléments finis, des simulations ont été effectuées afin de répondre aux besoins d'un plan d'expérimentation et d'analyser les contraintes en cisaillement et en compression au niveau de la jonction lombosacrée. Une première validation biomécanique du modèle a été établie à partir d'une étude comparative de contraintes dans la jonction lombosacrée tirée de la littérature.

Dans la jonction lombo-sacrée, les simulations ont permis de mettre en évidence un glissement des contraintes en compression et en cisaillement associées à une augmentation de celles-ci suivant le grade de glissement. Chez les spondylolisthésis de bas grade, la concentration des contraintes se fait principalement dans la partie postérieure de la jonction lombo-sacrée. Elle se situe également au niveau du dôme sacré, et plus particulièrement, au centre de la plaque de croissance pour les nutcracker alors que pour les shear, la concentration des contraintes se déplace vers la droite de la plaque.

Pour les hauts grades, les contraintes se propagent vers la partie antérieure de la jonction et plus précisément au niveau de la plaque de croissance. Une corrélation a été trouvée entre l'incidence pelvienne et les contraintes en cisaillement et en compression dans la jonction lombo-sacrée.

L'interprétation de ces résultats a permis de démontrer qu'il y avait une corrélation entre les facteurs spino-pelviens et la biomécanique du spondylolisthésis et plus précisément avec le risque de progression de la pathologie. Cette étude permet donc de conclure par rapport à l'hypothèse de cette étude que l'incidence pelvienne constitue un des facteurs biomécaniques pouvant influencer de manière significative les conditions propices à la progression de la pathologie du spondylolisthésis. On a démontré que ce facteur influençait les caractéristiques mécaniques de la jonction lombo-sacrée et qu'il jouait aussi un rôle sur la posture du patient dans son équilibre sagittal lors d'une transition d'un bas grade en haut grade.

BIBLIOGRAPHIE

- Aubin, C.-E. (1995). *Role biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse*. thèse de Ph.D., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), Canada.
- Aubin, C. E., Dansereau, J., Parent, F., Labelle, H., & de Guise, J. A. (1997). Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 35(6), 611-618.
- Beauséjour, M. (1999). *Intégration des muscles et du contrôle moteur dans un modèle biomécanique du tronc humain*. Institut de génie biomédical, Université de Montréal, Montréal.
- Boulay, C., Tardieu, C., Hecquet, J., Benaim, C., Mouilleseaux, B., Marty, C., et al. (2006). Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *European Spine Journal*, 15(4), 415-422.
- Boxall, D., Bradford, D. S., Winter, R. B., & Moe, J. H. (1979). Management of severe spondylolisthesis in children and adolescents. *J Bone Joint Surg Am*, 61(4), 479-495.

- Chosa, E., Totoribe, K., & Tajima, N. (2004). A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(1), 158-163.
- Clin, J. (2005). *Simulation biomécanique du traitement de la scoliose idiopathique par orthèse: application à la conception rationnelle de corsets*. Mémoire de M.Sc.A., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), Canada.
- Cobb, J. R. (1948). Outline for the study of scoliosis. In *Instructional Course Lectures, The American Academy of Orthopaedics Surgeons*, 5, 261-275.
- Curylo, L. J., Edwards, C., & DeWald, R. W. (2002). Radiographic markers in spondyloptosis : implications for spondylolisthesis progression. *Spine*, 27(18), 2021-2025.
- Dansereau, J., Beauchamp, A., De Guise, J.A. & Labelle, H. (1990). *3-D reconstruction of the spine and rib cage from stereoradiographic and imaging techniques. Proceedings of Canadian Society of Mechanical Engineering.*, 2, 61-4.
- Delorme, S., Petit, Y., De Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50, 989-998.
- Diméglio, A., & Bonnel, F. (1990). *Le rachis en croissance : scoliose, taille assise et puberté*. Paris: New York : Springer-Verlag.

- Driscoll, C., Aubin, C.É., Canet, F., Dansereau, J. & Labelle, H. (2009). The impact of intra-operative sternum vertical displacement on the sagittal curves of the spine. *European Spine Journal* . [Epub ahead of print], Nov 10, 2009.
- Driscoll, M., Aubin, C.É., Moreau, A., Villemure, I. & Parent, S. (2009). The role of spinal concave-convex biases in the progression of idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* . 18(2), 180-7.
- Dubousset, J. (1997). Treatment of spondylolysis and spondylolisthesis in children and adolescents. *Clin. Orthop. Relat. Res.*(337), 77-85.
- El-Rich, M., Villemure, I., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2009). Mechanical loading effects on isthmic spondylolytic lumbar segment: finite element modelling using a personalised geometry. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* , 12(1), 13-23.
- Farfan, H., Osteria, V., & Lamy, C. (1976). The mechanical etiology of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin. Orthop.*, 117, 40-55.
- Fredrickson, B.E., Baker, D., McHolick W.J., Yuan H.A. & Lubicky, J.P. (1984). The natural history of spondylolysis and spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Am.*, 66(5), 699-707.
- Frost, H. M. (1990). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 3. The hyaline cartilage modeling problem. *Anat Rec*, 226, 423-432.
- Ganju, A. (2002). Isthmic spondylolisthesis. *Neurosurg Focus* 13(1).

- Gharbi, H., Aubin, C. E., & Labelle, H. (2009). *Etude biomécanique de la spondylolyse et du spondylolisthésis chez l'enfant: étude de cas*. Mémoire de M.Sc.A., Université de Montréal (Canada)
- Gibson, L. J., & Ashby, M. F. (1988). *Cellular solid : structure and properties*. Oxford, England: Pergamon Press.
- Hammerberg, K. W. (2005). New concepts on the pathogenesis and classification of spondylolisthesis. *Spine*, 30(6S), S4-S11.
- Hanson, D. S., Bridwell, K. H., Rhee, J. M., & Lenke, L. G. (2002). Correlation of pelvic incidence with low- and high-grade isthmic spondylolisthesis. *Spine*, 27(18), 2026-2029.
- Hobatho, M. C., Rho, J. Y., & Ashman, R. B. (1997). Mechanical properties and predictive relationship of the lumbar spine. *Research into spinal deformities*, 1, 181-184.
- Hresko, M. T., Labelle, H., Roussouly, P., & Berthonnaud, E. (2007). Classification of high-grade spondylolisthesis based on pelvic version and spine balance. *Spine*, 32(20), 2208-2213.
- Hu, S. S., Tribus, C. B., Diab, M., & Ghanayem, A. (2008). Spondylolisthesis and spondylolysis. *The journal of bone and joint surgery*, 90, 656-671.

- Huang, R. P., Bohiman, H. H., Thompson, G. H., Poe-Kochert, C., & J.Andy, S. (2003). Predictive value of pelvic incidence in progression of spondylolisthesis. *Spine*, 28(20), 2381-2385.
- Huynh, A.-M. (2006). *Etude biomecanique des deformations rachidiennes dans la dystrophie musculaire de Duchenne*. thèse de Ph.D., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), Canada.
- Iatridis, J. C., & Gwynn, I. a. (2004). Mechanisms for mechanical damage in the intervertebral disc annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*, 37, 1165-1175.
- Jackson, D., Wiltse, L., & Cirincoine, R. (1976). Spondylolysis in the female gymnast. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 117, 68-73.
- Jackson, R., Peterson, M., & McManus, A. (1998). Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients. *Spine*, 23(16), 1750-1767.
- Jackson, R. P., Phipps, T., Hales, C., & Surber, J. (2003). Pelvic lordosis and alignment in spondylolisthesis. *Spine*, 28(2), 151-160.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Dansereau, J., & Labelle, H. (2007). Three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine and pelvis from uncalibrated biplanar x-ray images. *J Spinal Disord Tech*, 20(2), 160-167.

- Kadoury, S., Cheriet, F., & Labelle, H. (2009a). Personalized X-ray 3-D reconstruction of the scoliotic spine from hybrid statistical and image-based models. *IEEE Trans Med Imaging*, 28(9), 1422-1435.
- Kadoury, S., Cheriet, F., & Labelle, H. (2009b). Self-Calibration of Biplanar Radiographic Images through Geometric Spine Shape Descriptors. *IEEE Trans Biomed Eng*, 29 September 2009, 0018-9294.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C., & Labelle, H. (2007). A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 45, 591-602.
- Kim, K., & Kim, Y. H. (2008). Role of trunk muscles in generating follower load in the lumbar spine of neutral standing posture. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130.
- Konz, R. J., Goel, V. K., Grobler, L. J., Grosland, N. M., Spratt, K. F., Scifert, J. L., et al. (1999). The pathomechanism of spondylolytic spondylolisthesis in pediatric lumbar spines : in vitro and finite element assessments. *University Of California At Irvine Medical Center, Orange, CA* (Vol. 39, pp. 15-16): ASME, New York, NY, USA.

- Konz, R. J., Goel, V. K., Grobler, L. J., Grosland, N. M., Spratt, K. F., Scifert, J. L., et al. (2001). The pathomechanism of spondylolytic spondylolisthesis in immature primate lumbar spines in vitro and finite element assessments. *Spine*, 26(4), E38-49.
- Labelle, H., Roussouly, P., Berthonnaud, E., Dimnet, J., & O'Brien, M. (2005). The importance of spino-pelvic balance in L5-S1 developmental spondylolisthesis - A review of pertinent radiologic measurements. *Spine*, 30(6), S27-S34.
- Labelle, H., Roussouly, P., Berthonnaud, E., Transfeldt, E., O'Brien, M., Chopin, D., et al. (2004). Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance - A correlation study. *Spine*, 29(18), 2049-2054.
- Lalonde, N.M., Aubin, C.E., Pannetier, R., & Villemure, I. (2008). Finite element modeling of vertebral body stapling applied for the correction of idiopathic scoliosis: preliminary results. *Studies in Health Technology and Informatics*, 140, 111-5.
- Legaye, J. (2007). The femoro-sacral posterior angle: an anatomical sagittal pelvic parameter usable with dome-shaped sacrum. *European Spine Journal*, 16(2), 219-225.
- Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Hecquet, J., & Marty, C. (1998). Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal*, 7(2), 99-103.

- Mac-Thiong, J.-M., Berthonnaud, E., Dimar, J. n., Betz, R. R., & Labelle, H. (2004). Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. *Spine*, 29(15), 1642-1647.
- Mac-Thiong, J.-M., & Labelle, H. (2006). A proposal for a surgical classification of pediatric lumbosacral spondylolisthesis based on current literature. *European Spine Journal*, 15(10), 1425-1435.
- Mangione, P., Gomez, D., & Senegas, J. (1997). Study of the course of the incidence angle during growth. *European Spine Journal*, 6(3), 163-167.
- Marchetti, P. C., & Bartolozzi, P. (1997). Classification of spondylolisthesis as a guideline for treatment. In K. H. Bridwell, R. L. Dewald & K. W. Hammerberg (éds.), *The textbook of spinal surgery* (2^e éd., Vol. 1, pp. 1211-1254). Philadelphie: Lippincott-Raven.
- Marzan, G. T., & Karama, H. M. (1975). A computer program for direct linear transformation solution of the colinearity condition and some applications of it. *Symposium on Close-Range Photogrammetric Systems, Falls, Church (USA)* (pp. 420-476).
- Meyerding, H. W. (1932). Spondylolisthesis. *Journal of surgery, gynecology and obstetrics*, 54, 371-377.
- Milon, E., & Mauroy, J. D. (2007). *Spondylolisthésis traitement conservateur et sport*. Lyon: Clinique du Parc.

- Natarajan, R. N., Garretson, R. B., Biyani, A., Lim, T. H., Andersson, G. B. J., & An, H. S. (2003). Effects of slip severity and loading directions on the stability of isthmic spondylolisthesis: A finite element model study. *Spine*, 28(11), 1103-1112.
- O'Brien, M. F., Kuklo, T. R., Blanke, K. M., & Lenke, L. G. (2004). *Spinal Deformity Study Group. Radiographic measurement manual. Medtronic Sofamor Danek. USA.*
- Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Yamamoto, I., & Crisco, J. J. (1994). Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 76, 413-424.
- Panjabi, M. M., Yamamoto, I., Oxland, T., & Crisco, J. J. (1989). How does posture affect coupling in the lumbar spine? *Spine*, 14(9), 1002-1011.
- Patwardhan, A., Havey, R., Meade, K. P., Lee, B., & Dunlap, B. (1999). A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine*, 24(10), 1003-1009.
- Patwardhan, A., Meade, K. P., & Lee, B. (2001). A frontal plane model of the lumbar spine subjected to a follower load: implications for the role of muscles. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 212-217.
- Pearcy, M. J., & Tibrewal, S. B. (1984). Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine*, 9, 582-587.

- Périé, D., Curnier, D., & Sales De Gauzy, J. (2003). Correlation between nucleus zone migration within scoliotic intervertebral discs and mechanical properties distribution within scoliotic vertebrae. *Magnetic Resonance Imaging*, 21, 949-953.
- Périé, D., Sales De Gauzy, J., Curnier, D., & Hobatho, M. C. (2001). Intervertebral disc modeling using a MRI method: Migration of the nucleus zone within scoliotic intervertebral discs. *Magnetic Resonance Imaging*, 19, 1245-1248.
- Polikeit, A., Ferguson, S. J., Nolte, L. P., & Orr, T. E. (2003). Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis. *European Spine Journal*, 12(4), 413-420.
- Reitman, C. A., Gertzbein, S. D., & Francis, W. R. (2002). Lumbar isthmic defects in teenagers resulting from stress fractures. *The Spine Journal*, 2(4), 303-306.
- Rossi, F. (1978). Spondylolysis, Spondylolisthesis and Sports. *J Sports Med Phys Fitness*, 18, 317.
- Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., Labelle, H., & Weidenbaum, M. (2006). Sagittal Alignment of the Spine and Pelvis in the Presence of L5–S1 Isthmic Lysis and Low-Grade Spondylolisthesis. *Spine*, 31(21), 2484-2490.
- Sairyo, K., Goel, V., Faizan, A., Vadapalli, S., Biyani, S., & Ebraheim, N. (2006). Buck's direct repair of lumbar spondylolysis restores disc stresses at the involved and adjacent levels. *Clinical Biomechanics*, 21, 1020-1026.

- Sairyo, K., Goel, V., Masuda, A., Vishnubhotla, S., Faizan, A., Biyani, A., et al. (2006). Three dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part II: biomechanical change as the initiating factor for pediatric isthmic spondylolisthesis at the growth plate. *European Spine Journal*, 15(6), 930-935.
- Sairyo, K., Goel, V. K., Masuda, A., Vishnubhotla, S., Faizan, A., Biyani, A., et al. (2006). Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture. *European Spine Journal*, 15(6), 923-929.
- Sairyo, K., Katoh, S., Ikata, T., Fujii, K., Kajiura, K., & Goel, V. K. (2001). Development of spondylolytic olisthesis in adolescents. *The Spine Journal*, 1, 171-175.
- Sairyo, K., Katoh, S., Sakamaki, T., Inoue, M., Komatsubara, S., Ogawa, T., et al. (2004). Vertebral forward slippage in immature lumbar spine occurs following epiphyseal separation and its occurrence is unrelated to disc degeneration. Is the pediatric spondylolisthesis a physis stress fracture of vertebral body ? *Spine*, 29(5), 524-527.
- Saraste, H. (1993). Spondylolysis and spondylolisthesis. *Acta Orthop Scand*, 251 (Suppl), 84-86.

- Schultz, A., Andersson, G., Örtengren, R., Haderspeck, K., & Nachemson, A. (1982). Load on the lumbar spine - validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *The journal of bone and joint surgery*, 64(5), 713-720.
- Shefelbine, S.J. & Carter, D.R. (2000). Mechanical regulation of growth in the physis. *Eight Annual Symposium: Computational methods in orthopaedic biomechanics*. Florida (USA).
- Stokes, I. A. (2007). Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth simulation. *European Spine Journal*, 16, 1621-1628.
- Stokes, I. A., & Laible, J. P. (1990). Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth. *Journal of Biomechanics*, 23, 589-595.
- Stokes, I. A., Spence, H., Aronsson, D., & Kilmer, N. (1996). Mechanical modulation of vertebral body growth. Implications for scoliosis progression. *Spine*, 21(10), 1162-1167.
- Sylvestre, P. L. (2006). *Modélisation par éléments finis des plaques de croissance dans un modèle volumique du rachis*. Mémoire de M.Sc.A., Université de Montréal (Canada)
- Taillard, W. (1954). Le spondylolisthésis chez l'enfant et l'adolescent (Etude de 100 Cas). *Acta Orthop Scand*, 24, 115-144.

- Taylor, N., Evans, O., & Goldie, P. (2001). Reliability of measurement of angular movements of the pelvis and lumbar spine during treadmill walking. *Physiotherapy Research International*, 6(4), 205-223.
- Vialle, R., Ilharreborde, B., Dauzac, C., Lenoir, T., Rillardon, L., & Guigui, P. (2007). Is there a sagittal imbalance of the spine in isthmic spondylolisthesis? A correlation study. *European Spine Journal*, 16(10), 1641-1649.
- Villemure, I. (2001). *Etude biomecanique du processus de croissance et de deformation du rachis scoliotique*. Thèse de Ph.D., Université de Montréal (Canada)
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2002). Modélisation biomécanique de la croissance et de la modulation de croissance vertébrales pour l'étude des déformations scoliotiques: étude de faisabilité. *ITBM-RBM*, 23, 109-117.
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *European Spine Journal*, 13(1), 83-90.
- Wang, J. L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., Engin, A. E., Li, S., & Patwardhan, A. (1997). Development and validation of a viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment. *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*, 28, 81-93.

- Whitesides, T. E., Horton, W. C., Hutton, W. C., & Hodges, L. (2005). Spondylolytic spondylolisthesis - A study of pelvic and lumbosacral parameters of possible etiologic effect in two genetically and geographically distinct groups with high occurrence. *Spine*, 30(6), S12-S21.
- Wiltse, L. L. (1962). The Etiology of Spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 44, 539-560.
- Wiltse, L. L., Newman, P. H., & Macnab, I. (1976). Classification of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin. Orthop.*, 117, 23-29.
- Wirtz, D. C., Schiffers, N., Pandorf, T., Radermacher, K., Weichert, D., & Forst, R. (2000). Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33, 1325-1330.
- Yamamoto, S., Tanaka, E., Mihara, K., Inoue, H., & Ohmori, K. (1999). Finite element evaluation of spondylolysis taking account of nonlinear mechanical properties of ligaments and annulus fibrosus. *Jsme International Journal Series C-Mechanical Systems Machine Elements and Manufacturing*, 42(3), 521-531.

ANNEXE 1 – Les modèles du rachis au sein du laboratoire

Clin J. et coll (2005)	
Segments	T1-Bassin
Caractéristiques	-Éléments finis (2100 nœuds – 3400éléments)
Modélisation	<p>Modèle filaire</p> <p>-<u>Vertèbres</u> : Corps vertébraux, éléments postérieurs, joints costo-transverses et costo-vertébraux (éléments poutre BEAM188), facettes articulaires (élément coque SHELL181)</p> <p>-<u>Cage Thoracique</u> (élément câble LINK10, élément poutre)</p> <p>Modèle volumique</p> <p>-<u>Abdomen</u> (élément poutre)</p> <p>-<u>Surface externe</u> : graisse, peau, muscles (élément volumétrique hexaèdre 8 nœuds)</p>
Propriétés Mécaniques et/ou Géométriques	<p>-<u>Géométriques</u> : obtenues par reconstruction volumétrique à partir de radiographies (Spine 3D)</p> <p>-<u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature</p>
Driscoll C. et coll (2009)	
Segments	T1- (Tibia/Péroné)
Caractéristiques	-Éléments finis (1247 éléments)
Modélisation	<p>Modèle filaire</p> <p>-<u>Vertèbres</u> : os (élément poutre BEAM188)</p> <p>-<u>Disque</u> (élément poutre BEAM188)</p> <p>-<u>Bassin</u> (élément poutre BEAM188)</p> <p>-<u>Membres Inférieurs</u> : Fémur, Tibia, Péroné (élément poutre BEAM188)</p> <p>-<u>Cage Thoracique</u> (élément poutre BEAM188)</p> <p>-<u>Ligaments</u> (élément poutre BEAM188)</p> <p>Modèle volumique</p> <p>-<u>Tissus Mous</u> : Poitrine, Cuisse, Bassin (élément SOLID185 8 nœuds)</p>
Propriétés Mécaniques et/ou Géométriques	<p>-<u>Géométriques</u> : obtenues essentiellement de reconstruction CT-Scan pour les jambes, reconstruction par équations</p> <p>-<u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature, pour les muscles des membres inférieurs données obtenues d'essais</p>
Conditions Frontières	<p>-Élément contact avec la table d'opération</p> <p>-Blocage d'un nœud au niveau des têtes fémorales</p>
Driscoll M. et coll (2009)	
Segments	T1-L5
Caractéristiques	-Éléments finis (35000 éléments)
Modélisation	- <u>Vertèbres</u> : os cortical, spongieux (éléments SOLID185 8

	<p>nœuds)</p> <p>-<u>Disque</u> : annulus (SOLID185 8 nœuds), nucléus (SOLID185 8 nœuds), plaque de croissance : 3 couches</p> <p>-<u>Mucles</u> : Follower Load</p> <p>-<u>Croissance</u> : $\delta\epsilon_x = \delta G^*(1 + \beta(\sigma_x - \sigma_m))$</p> <p>-<u>Géométriques</u> : obtenues par reconstruction volumétriques à partir de radiographies (Spine 3D), Possibilité de paramétrer (pour reconstruction animale)</p> <p>-<u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature</p>
Propriétés Mécaniques et/ou Géométriques	
Conditions Frontières	<p>-T1 fixé</p> <p>Et/ou</p> <p>-L5 fixé</p>
Résultats	<p>-Comparaison de résultats In Vivo dans le disque</p> <p>-Comparaison de résultats Ex Vivo dans les vertèbres</p> <p>-Sollicitation de contraintes dans le disque</p>
Validation	<p>-Validation du modèle par la littérature</p> <p>-Validation de la croissance par résultats expérimentaux sur des animaux (Stokes)</p>
Gharbi et coll (2009)	
Segments	T1-Bassin
Caractéristiques	-Éléments finis (60967 éléments)
Modélisation	<p>Modèle filaire (Clin J. & Descrimes JL.)</p> <p>-<u>Vertèbres</u> : corps vertébraux, éléments postérieurs, joints costo-transverses et costo-vertébraux (éléments poutre BEAM188), facettes articulaires (élément coque SHELL181)</p> <p>-<u>Cage Thoracique</u> (élément poutre, élément câble LINK10)</p> <p>Modèle raffiné</p> <p>-<u>Vertèbre</u> : os cortical, spongieux, éléments postérieurs (éléments SOLID185 8 nœuds), facettes articulaires : cartilage (SHELL), articulation (élément contact 3D)</p> <p>-<u>Disque</u> : annulus (SOLID185 8 nœuds), fibres collagène (élément câble 3D), nucléus (SOLID185 8 nœuds), plaque de croissance : 3 couches</p> <p>-<u>Bassin</u> (élément SOLID185 8 nœuds)</p> <p>-<u>Ligaments</u> (élément câble LINK10)</p> <p>-<u>Muscles</u> (élément câble LINK10)</p> <p>-<u>Croissance</u> : $\delta\epsilon_x = \delta G^*(1 + \beta*\sigma_x)$</p>
Propriétés Mécaniques et/ou Géométriques	<p>-<u>Géométriques</u> : obtenues par reconstruction volumétrique à partir de radiographies (Spine 3D)</p> <p>-<u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature</p>
Conditions Frontières	<p>-T1 fixé</p> <p>-Ressort en torsion aux acétabulum</p>
Résultats	-La validation des résultats se fait par le suivi des données du patient

Validation	<ul style="list-style-type: none"> -Vérification de la progression du spondylolisthésis par la littérature (Sairyo) -Validation aussi dans le temps, comportement du patient et de son évolution -Validation des modèles filaires T1-L3 et solide L4-Bassin séparément par la littérature -Vérification du comportement global des segments lombaires par la littérature (Panjabi)
Garó/Wagnac et coll (2009)	
Segments	Vertèbre
Caractéristiques	<ul style="list-style-type: none"> 2 Types de modélisation -Modèle Personnalisé (50000 éléments) -Modèle Simplifié
Modélisation	- <u>Vertèbres</u> : os cortical (SHELL élément tria), os spongieux (élément tétra), plateau cartilagineux (solide, élément penta)
Propriétés Mécaniques et/ou Géométriques	- <u>Géométriques</u> : obtenues par reconstruction CT-Scan pour modèle personnalisé, données des cylindres obtenues par les valeurs de la littérature pour modèle simplifié
Conditions Frontières	- <u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> -Vertèbre fixé aléatoirement suivant l'expérimentation voulue (souvent bas de la vertèbre fixé) -Résultat quasi-statique : comparaison avec les nombreux résultats de la littérature -Résultat dynamique : Comparaison avec quelques résultats de la littérature (moins nombreux)
Validation	<ul style="list-style-type: none"> -Validation par expérimentation (test de compression de la vertèbre avec le laboratoire de Marseille) -Validation avec les données des laboratoires
Lalonde N. et coll (2008)	
Segments	T1-L5
Caractéristiques	<ul style="list-style-type: none"> -Éléments finis (modèle raffiné) : vertèbre (14000 éléments), disque (1800 éléments)
Modélisation	<ul style="list-style-type: none"> -<u>Vertèbres</u> : os cortical (SHELL63 4 nœuds), spongieux (éléments SOLID187 4 nœuds) -<u>Disque</u> : annulus (SOLID185 8 nœuds), nucléus (SOLID185 8 nœuds), plaque de croissance : 5 couches dans la hauteur et 4 couches dans l'épaisseur de l'annulus -<u>Croissance</u> : $\delta\epsilon_x = \delta G^*(1 + \beta(\sigma_x - \sigma_m))$
Propriétés Mécaniques et/ou Géométriques	- <u>Géométriques</u> : obtenues par reconstruction volumétrique à partir de radiographies (Spine 3D)
Conditions Frontières	- <u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> -L5 fixé (ou ressort sur le disque en dessous de L5) -Comparaison entre résultats pré-op et post-op

ANNEXE 2 – Les modèles du rachis dans la littérature

Natarajan et coll (2003)	
Segments	L4-S1
Caractéristiques	-Éléments finis
Modélisation	- <u>Vertèbres</u> : os cortical, spongieux, éléments postérieurs (éléments 3D), facettes articulaires : cartilage (éléments trapézoïdaux plats sans frottements, articulation (éléments contacts) - <u>Disque</u> : annulus, fibres de collagène (élément câble non linéaire), nucléus (élément fluide 3D) - <u>Ligaments</u> (élément câble non linéaire)
Propriétés Mécaniques et/ou Géométriques	- <u>Géométriques</u> : obtenues de reconstruction tomodensitométrique - <u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature
Conditions Frontières	-S1 bloqué (plateau inférieur) -L4: Charge de 10N.m (plateau supérieur)
Résultats	-La rigidité du disque entre L5 et S1 diminue à mesure que le grade de glissement augmente, surtout pour les mouvements d'inflexion latérale et de torsion -Les contraintes de Von Mises dans le disque augmentent en fonction du grade de glissement -Les contraintes équivalentes dans le disque sont plus importantes dans les cas d'inflexion latérale et d'extension
Validation	-Validation à l'aide d'un modèle humain In Vitro
Sairyo et coll (2006a, 2006b)	
Segments	L3-L5
Caractéristiques	-Éléments finis (13416 éléments) -Maillage symétrique/plan sagittal
Modélisation	- <u>Vertèbres</u> : os cortical, spongieux, éléments postérieurs (solide 8 nœuds), facettes articulaires : (éléments contacts 3D) - <u>Disque</u> : annulus (solide 8 nœuds), nucléus (solide 8 nœuds), anneau apophysaire, plaque de croissance, plateau vertébral ossifié - <u>Ligaments</u> (élément 3D à 2 nœuds)
Propriétés Mécaniques et/ou Géométriques	- <u>Géométriques</u> : obtenues à partir d'études antérieures (CT scan..) - <u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature
Conditions Frontières	-Surface inférieure du disque de la jonction lombosacrée bloquée -L3: Charge de 400N en compression et 10N.m en moment résultant
Résultats	-Les contraintes de Von Mises importantes sont mesurées au

	<p>niveau du pars interarticulaire des vertèbres</p> <ul style="list-style-type: none"> -La plaque de croissance est la partie qui résiste le moins aux contraintes de cisaillement antéropostérieure et de compression -Les contraintes maximales dans la jonction vertébrale sont situées à ce niveau. Des contraintes en tension élevées pourraient entraîner la fracture de l'anneau apophysaire
Validation	-Validation indirecte avec la littérature
Sairyo et coll (2006)	
Segments	L3-S1
Caractéristiques	-Éléments finis
Modélisation	<ul style="list-style-type: none"> -<u>Vertèbres</u> : os cortical, spongieux, éléments postérieurs (solide 8 nœuds), facettes articulaires : articulation (éléments contacts 3D), cartilage -<u>Disque</u> : annulus (solide 8 nœuds), fibres collagène (élément câble en tension), nucléus (solide 8 nœuds) -<u>Ligaments</u> (câble 3D)
Propriétés	- <u>Géométriques</u> : obtenues de reconstruction tomographique (CT Scan de spécimen cadavérique)
Mécaniques et/ou Géométriques	- <u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature
Conditions Frontières	-L3 : Charge de 400N en compression et 10.6N.m en moment résultant
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> -Surface inférieure du disque de la jonction lombosacrée bloquée -Les contraintes importantes de Von Mises sont mesurées au niveau de l'annulus et du nucléus entre L4/L5 et L5/S1 -Les contraintes sont plus élevées dans la jonction
Validation	-Validation par la littérature
El-Rich et coll (2009)	
Segments	L5-Bassin
Caractéristiques	<ul style="list-style-type: none"> -Éléments finis -Modèle adapté par krigeage sur les radiographies d'un patient pathologique
Modélisation	<ul style="list-style-type: none"> -<u>Vertèbres</u> : os cortical, spongieux, éléments postérieurs (solide 8 nœuds), facettes articulaires : articulation (éléments contacts 3D), cartilage (solide 8 nœuds) -<u>Disque</u> : annulus (solide 8 nœuds), fibres collagène (élément câble 3D en tension), nucléus (solide 8 nœuds) -<u>Ligaments</u> (câble 3D en tension) -<u>Bassin</u> : os cortical, spongieux (solide 8 nœuds)
Propriétés	- <u>Géométriques</u> : obtenues de reconstruction tomographique (CT Scan)
Mécaniques et/ou Géométriques	- <u>Mécaniques</u> : obtenues de la littérature
Conditions Frontières	<ul style="list-style-type: none"> -Acétabulum bloqués -L5: Charge de 500N en compression et 15N.m en moment résultant

Résultats	-Les contraintes élevées au niveau du disque, du pars et des pédicules pourraient être responsables de la rupture des éléments et de la progression du spondylolisthésis
Validation	-Validation par la littérature