

**Titre:** Étude biomécanique de la spondylolyse et du spondylolisthésis chez l'enfant : étude de cas

**Auteur:** Hicham Gharbi

**Date:** 2008

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Gharbi, H. (2008). Étude biomécanique de la spondylolyse et du spondylolisthésis chez l'enfant : étude de cas [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8218/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/8218/>

**Directeurs de recherche:** Carl-Éric Aubin, & Hubert Labelle

**Programme:** Non spécifié

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA SPONDYLOLYSE ET DU  
SPONDYLOLISTHÉSIS CHEZ L'ENFANT : ÉTUDE DE CAS

HICHAM GHARBI  
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE  
MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE BIOMÉDICAL)  
DÉCEMBRE 2008

© Hicham Gharbi, 2008.



Library and  
Archives Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Published Heritage  
Branch

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file    Votre référence*  
*ISBN: 978-0-494-48919-2*  
*Our file    Notre référence*  
*ISBN: 978-0-494-48919-2*

**NOTICE:**

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

**AVIS:**

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

  
**Canada**

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA SPONDYLOLYSE ET DU  
SPONDYLOLISTHÉSIS CHEZ L'ENFANT : ÉTUDE DE CAS

présenté par : **GHARBI Hicham**

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

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

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., président

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

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

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

## **DÉDICACE**

### **Aux membres de ma famille :**

Farah Gharbi

Samir Gharbi

Latifa Guédira

Fathallah Gharbi

Maria Guédira

Yanni Nadir Pantazis

Costa Pantazis

### **À deux autres personnes importantes pour moi :**

Marwan Nahas

Mary-Ann Nahas

## REMERCIEMENTS

Je voudrais tout d'abord remercier mon directeur de recherche, Dr. Carl-Éric Aubin, pour m'avoir proposé un sujet aussi intéressant et formateur. J'ai apprécié son ouverture, ses nombreux conseils pour ce projet, son encadrement, son implication dans l'accomplissement de ma formation d'ingénieur mécanique et biomédicale et son éthique de la recherche. Il est pour moi une source d'inspiration dans ma carrière professionnelle et un exemple de réussite sur absolument tous les niveaux.

Je voudrais remercier également mon codirecteur de recherche, Dr Hubert Labelle, pour m'avoir accueilli dans le groupe de recherche et d'avoir guidé le côté clinique de ce projet de recherche. J'ai apprécié la confiance qu'il a eue en moi pour l'exécution du projet.

Je voudrais remercier M. Charles Audet, professeur titulaire au département de mathématiques et de génie industriel, pour m'avoir donné les outils nécessaires dans l'implémentation de la méthode d'optimisation utilisé dans ce projet. J'ai beaucoup appris par son expérience et le partage de sa passion des mathématiques.

Je voudrais également souligner le travail et l'aide exceptionnelle de Anita Franco, associée de recherche dans le laboratoire de Alain Moreau. Je la remercie d'avoir pris le temps de lire mon article et de m'avoir aidé à corriger les fautes linguistiques. Je la considère comme une amie précieuse et extraordinaire.

Je tiens également à mentionner le support exceptionnel de Archana Sangole, Philippe Labelle, Christian Bellefleur et Julie Joncas. Leur support technique m'a été d'une très grande aide.

Je souhaite également remercier mes collègues du Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D), en particulier Fanny Canet, Hui Lin, Orlando Girlanda, Nadine Lalonde, Marie Beauséjour, Anaïs Garo, Éric Wagnac, Archana Sangole, Chistopher Driscoll, Mark Driscoll, Simon Desgreniers, Younès Madjoulina, Julien Clin, Amélie Chagnon, Pierre-Luc Beaudette et Kaouthar Saidane.

Je voudrais également remercier sincèrement André Cincou pour sa contribution dans ma formation au niveau de l'enseignement. J'ai considérablement appris par son expérience. J'admire son dévouement au travail. Il est vraiment une source d'inspiration en ce qui concerne les méthodes d'enseignement.

Je tiens surtout à remercier les membres de ma famille. Ils m'ont toujours aidé dans tout ce que j'ai fait. Ce sont de loin les personnes les plus importantes dans ma vie et je leur dois tout ce que j'ai et que j'aurais dans le futur. Je voudrais mentionner ma sœur Farah Gharbi, mon frère Samir Gharbi, ma mère Latifa Guédira, mon père Fathallah Gharbi, ma tante Maria Guédira, mon cousin Yanni Nadir Pantazis et mon oncle Costa Pantazis.

Je voudrais remercier deux personnes importantes pour moi, Marwan et Mary-Ann Nahas. Je les remercie pour leur sagesse et leur exceptionnelle bonté. Je les remercie infiniment de m'avoir aidé depuis le début de mon séjour aux États-Unis et de m'avoir encouragé à terminer mon projet de maîtrise.



## RÉSUMÉ

Le spondylolisthesis se définit par un glissement postéro-antérieur d'une vertèbre par rapport à sa vertèbre sous-jacente. Cette pathologie se développe souvent après l'apparition d'une spondylolyse, c'est-à-dire une rupture de la pars interarticulaire de la vertèbre, ou d'une dysplasie importante de ses éléments postérieurs. Le spondylolisthesis affecte près de 6% de la population et apparaît communément dans la jonction lombosacrée (L5-S1). Il existe, dans la littérature, différents types de spondylolisthesis. Pour le spondylolisthesis « bas grade » (grades 1 et 2), il y a le type « shear » et le type « nutcracker » qui se différencient selon les valeurs de l'incidence pelvienne (PI) et de la pente sacrée (SS). Pour le spondylolisthesis « haut-grade » (grades 3 à 5), il y a le type « bassin balancée » et le type « bassin rétroversé » qui se différencient selon les valeurs de la pente sacrée et de la version pelvienne.

Les forces en jeu responsables de la progression des deux pathologies ne sont pas bien documentées dans la littérature. Le but du projet est donc de développer un modèle par éléments finis (MEF) complet et détaillé d'un rachis pédiatrique. Ce modèle peut être personnalisé à des patients atteints de spondylolisthesis bas grade et haut grade, avec spondylolyse. Ce modèle permet également de faire une étude biomécanique des contraintes au niveau des plaques de croissances épiphysaires et des plateaux vertébraux à la jonction lombo-sacrée. Le choix des patients qui ont été retenus pour cette étude est

basé sur les systèmes de classification proposés dans la littérature afin de représenter chacune des classes du spondylolisthesis bas grade et haut grade.

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, des patients, avec un raffinement au niveau du segment L4-bassin. Les muscles et les différents tissus conjonctifs inter- et para-vertébraux pertinents ont été modélisés. Dix-sept repères anatomiques ont été utilisés pour la reconstruction de chaque vertèbre thoracique et lombaire et 23 repères anatomiques ont été utilisés pour le bassin. Le modèle par éléments finis personnalisé a été adapté par krigeage dans le repère de chaque patient reconstruit. Ce modèle a la propriété de passer par tous les repères anatomiques identifiés lors de la reconstruction tandis que la position des autres points est déterminée statistiquement. Les propriétés mécaniques ont été tirées de la littérature.

Quatre patients différents, selon les types de classification reportés dans la littérature, ont été choisis pour cette étude. Différents cas de chargements et de mouvements physiologiques ont été simulés numériquement. Une flexion de 30° et une extension de 40° ont été simulées par rapport au centre du plateau supérieur de la vertèbre S1. Une lyse au niveau du pars interarticulaire a été créée virtuellement par le retrait d'éléments dans la partie postérieure de la dernière vertèbre lombaire. Le comportement du modèle par rapport à l'effet de la gravité et aux efforts musculaires est une fonction d'une méthode d'optimisation du gradient et de recherche de coordonnées adaptatifs. Cette

dernière méthode consiste à évaluer la réponse en régime permanent du rachis, soumis aux forces musculaires et de gravité, selon différents points de départ choisis à pas égal autour d'une valeur centrale. Pour un point de départ choisi, la méthode de gradient est utilisée afin de déterminer la contribution musculaire nécessaire pour effectuer le mouvement. Les différents points de départs sont testés et lorsque le meilleur point de départ est trouvé parmi ceux sélectionnés, on divise le pas de moitié. Au final, l'optimisation s'effectue à partir du point de départ optimal trouvé jusqu'à ce que la géométrie résultante, sous l'effet des forces musculaires et de gravité, corresponde à la géométrie obtenue après reconstruction. Des simulations ont été faites, à partir de la reconstruction et modélisation d'un cinquième patient ayant évolué d'un grade 2 à un grade 3 de spondylolisthesis, afin d'évaluer les différences des contraintes durant la progression.

Une analyse des contraintes principales 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 et du plateau inférieur de L5. Pour le cinquième patient, les contraintes normales et de cisaillement extraites des simulations au grade 3 sont supérieures à celles au grade 2. Pour le patient de type nutcracker, les contraintes normales sont plus élevées que celles reportées dans certaines littératures. Pour le patient de type shear, les contraintes normales et de cisaillement sont plus élevées que celles du patient de type nutcracker. De plus, pour le patient de type shear, les mouvements de flexion augmentent le cisaillement au niveau du plateau vertébral de L5, à l'interface de

la plaque de croissance. Pour les patients atteints de spondylolisthesis haut grade, les contraintes normales et de cisaillement sont plus élevées que chez les patients atteints de spondylolisthesis bas grade.

Les résultats suggèrent un mécanisme de rupture du pars interarticulaire en extension au niveau de la vertèbre L5 pour les patients bas grades. Dans tous les cas, les facettes articulaires, en bloquant le déplacement relatif antéro-postérieur des vertèbres, entraînent des contraintes normales au niveau du pars. Les contraintes de cisaillement, étant élevées au niveau de la jonction du plateau vertébral de L5 et de la plaque de croissance, suggèrent que le glissement, pour le patient de type shear, risque d'évoluer au cours du temps. Le glissement pour le patient de type nutcracker est également à risque de progresser à cause du cisaillement sur le plateau inférieur de L5, à la jonction de la plaque de croissance. Pour tous les patients bas grades, les contraintes de compression sur la plaque de croissance du sacrum permettent d'interpréter les changements morphologiques en forme de dôme qui apparaissent dans le temps. L'analyse des contraintes de cisaillement pour les patients atteints de spondylolisthesis haut grade suggère que plus le grade de glissement est élevé, plus le risque de progression augmente.

**ABSTRACT**

Spondylolisthesis is a postero-anterior slippage of a vertebra on the one directly below. It mainly occurs after spondylolysis, which is a stress fracture of the pars of the cranial vertebra, or after a high dysplasia of its posterior bony elements. Spondylolisthesis affects about 6% of the general American population and usually occurs at the lumbosacral junction. The literature describes classification systems for low- and high-grade spondylolisthesis. For low-grade spondylolisthesis (grade 1 and 2), there are the shear-type patients and the nutcracker-type patients, and the pelvic incidence (PI) and sacral slope (SS) are the main measurement parameters. For high-grade spondylolisthesis, the SS and pelvic tilt (PT) are the main measurement parameters, and there are the “balanced pelvis”-type patients and the “retroverted pelvis”-type patients.

Forces responsible for the progression of both pathologies are poorly documented in literature. There are only few studies of pediatric spondylolisthesis. The aim of this project is to develop a detailed and personalized finite element model (FEM) to investigate the biomechanics of pediatric L5-S1 spondylolysis and spondylolisthesis. This model can be personalized for patients with low- or high-grade spondylolytic spondylolisthesis. A detailed analysis can be done with the FEM in the epiphyseal growth plates and osseous endplates in the lumbosacral junction. Patients were selected for this study according to the classification systems reported in the literature.

The geometry of the spine, pelvis and rib cage was reconstructed in 3D using biplanar radiographs of low- and high-grade spondylolisthesis patients. Taking into consideration the effects of muscles and relevant inter and para-vertebral connective tissues, a personalized biomechanical model was established with enhanced details of the L4 to pelvis segment. Seventeen anatomical landmarks were used for the 3D reconstruction of thoracic and lumbar vertebrae and 23 were used for the pelvis. The 3D coordinates of the nodes of the existing bony FEM were then deformed using dual kriging to fit these reconstruction points. The FEM fits all the landmarks identified by the reconstruction process, and the 3D coordinates of other nodes are statistically determined. Mechanical properties of anatomical structures were found in the literature.

Four different patients have been selected for this study according to the classification systems reported in the literature. Different loading and physiological movements were studied. A flexion of  $30^\circ$  and an extension of  $40^\circ$  were simulated numerically. A bilateral lysis was created by manually removing posterior elements of L5. The combined effects of muscles and gravity were based on a gradient and opportunistic coordinate search optimisation process. This last method consists in the evaluation of different start points of optimization, equally spaced, in order to identify which is the best. For a chosen start point, the gradient method finds the muscles' contribution necessary to execute the movement. Different start points are tested and when the best point is found among those selected, the interval between separated start points is divided in half. Optimization then proceeds from this initial point until the resulting geometry is the

same as the 3D reconstruction. A fifth pathological patient that progressed from a grade 2 to a grade 3 spondylolisthesis has been used for the assessment of spondylolisthesis progression.

Principal and shear stress were calculated in the lumbosacral joint. Stress was studied more specifically at the epiphyseal growth plates and the osseous endplate of L5. For the fifth patient, stress was higher in grade 3 than in grade 2 spondylolisthesis. Compression stress on L5 was higher than that reported in some literatures for the nutcracker-type patient, whereas normal and shear stresses were higher in the shear-type patient than those reported on the nutcracker-type patient. Furthermore, for the shear-type patient, flexion movements induced high shear stress at the osseous endplate of L5, at the junction of its growth plate. Stresses were higher in high-grade spondylolisthesis than in low-grade spondylolisthesis.

Results suggest that an extension mechanism fracture of the pars is dominant for low-grade spondylolisthesis patients. The relative displacement between vertebrae is restrained by the facet joints which induce normal stress in the pars. Existing stress at the lumbosacral junction for the shear- and nutcracker-type patient could lead to a physis stress fracture of the vertebral body and then, further slippage at the growth plate. For both low-grade patients, compression on the anterior part of the S1 growth plate could be associated with its dome-shaped morphology change during the pathology's

progression. Results from high-grade simulations however, suggest a higher grade of slippage increases the risk of further slippage over time.



## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE .....	iv
REMERCIEMENTS .....	v
RÉSUMÉ .....	viii
ABSTRACT .....	xii
TABLE DES MATIÈRES .....	xvi
LISTE DES TABLEAUX.....	xviii
LISTE DES FIGURES.....	xix
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	xxii
LISTE DES ANNEXES.....	xxiii
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 : REVUE DES CONNAISSANCES .....	4
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle et aspects biomécaniques du tronc.....	4
1.1.1 <i>Anatomie descriptive du rachis</i> .....	4
1.1.2 <i>Anatomie descriptive de la cage thoracique</i> .....	7
1.1.3 <i>Anatomie descriptive du bassin</i> .....	8
1.1.4 <i>La jonction lombosacrée</i> .....	9
1.2 Le spondylolisthésis .....	10
1.2.1 <i>Aspects biomécaniques</i> .....	11
1.2.2 <i>Identification des paramètres de mesure morphologiques et posturaux</i> ...	14
1.2.3 <i>Systèmes de classification</i> .....	17
1.2.4 <i>Revue clinique</i> .....	20
1.3 Revue des différentes approches de modélisation par éléments finis du spondylolisthésis .....	30
1.3.1 <i>Présentation générale des modèles</i> .....	30
1.3.2 <i>Évaluation critique</i> .....	33
1.4 Méthodes de modélisation développées à l'École Polytechnique de Montréal et au CHU Sainte-Justine .....	35
1.4.1 <i>Système de coordonnées global</i> .....	35
1.4.2 <i>Reconstruction géométrique</i> .....	36
1.4.3 <i>Modélisation du rachis et de la cage thoracique</i> .....	38
1.4.4 <i>Modèle de la spondylolyse</i> .....	39

1.4.5	<i>Modélisation musculaire</i> .....	40
1.4.6	<i>Simulation de la gravité</i> .....	42
	CHAPITRE 2 : PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS .....	44
	CHAPITRE 3 : PRÉSENTATION DE L'ARTICLE .....	49
3.1	Situation de l'article .....	49
3.2	Article : Biomechanical Evaluation of Pediatric Low-Grade Isthmic Spondylolisthesis using a Personalized Finite Element Model.....	50
3.2.1	<i>Abstract</i> .....	51
3.2.2	<i>Introduction</i> .....	53
3.2.3	<i>Methods</i> .....	55
3.2.4	<i>Results</i> .....	60
3.2.5	<i>Discussion</i> .....	61
3.2.6	<i>Conclusion</i> .....	65
3.2.7	<i>Acknowledgements</i> .....	65
3.2.8	<i>References</i> .....	66
3.3	Discussion complémentaire de l'article .....	77
	CHAPITRE 4 : ÉTUDES COMPLÉMENTAIRES.....	80
4.1	Aspects méthodologiques.....	80
4.1.1	<i>Étude de la spondylolyse (objectifs O1a et O2)</i> .....	80
4.1.2	<i>Modélisation des mouvements physiologiques dans le plan sagittal (objectifs O3b et O3c)</i> .....	81
4.1.3	<i>Modélisation du spondylolisthésis haut grade (objectif O4)</i> .....	84
4.2	Résultats .....	87
4.2.1	<i>Résultats de l'étude de la spondylolyse (objectifs O1a et O2)</i> .....	87
4.2.2	<i>Résultats de simulations des mouvements de flexion et d'extension (objectifs O3b et O3c)</i> .....	89
4.2.3	<i>Résultats de simulations pour les cas haut grade (objectif O4)</i> .....	90
	CHAPITRE 5 : DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES .....	93
	CONCLUSION .....	106
	RÉFÉRENCES.....	109
	ANNEXE A : MÉTHODE DE CORRECTION POUR LA PARAMÉTRISATION DES FACETTES ARTICULAIRES .....	117

**LISTE DES TABLEAUX**

Tableau 1. 1 : Paramètres de mesure morphologiques du spondylolisthésis dans le plan sagittal .....	15
Tableau 1. 2 : Classification selon Mac-Thiong et coll. (2006).....	20
Tableau 1. 3 : Matrice de corrélation des paramètres dans le plan sagittal (adapté de Mac-Thiong et coll. 2007) .....	22
Tableau 1. 4 : Résultats de l'étude de Hanson et coll. (2002) .....	26
Tableau 1. 5 : Étude des paramètres spinopelviens (adapté de Labelle et coll. (2005)) ..	27
Tableau 1. 6 : Modèles par éléments finis de la spondylolyse et du spondylolisthésis ...	31
Tableau 1. 7 : Masse des segments et excentricité des centres de masses .....	43
Tableau 3.1 : Clinical characteristics of the three studied patients .....	75
Tableau 3.2 : Material properties in the finite element model .....	76
Tableau 4. 1 : Caractéristiques morphologiques pour les patients atteints de spondylolisthésis haut grade .....	85

## LISTE DES FIGURES

Figure 1. 1 : Vues sagittale et coronale de la colonne vertébrale (tirée de adaptée de <a href="http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Illu_vert%C3%A8bral_column.jpg">http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Illu_vert%C3%A8bral_column.jpg</a> – Reproduite avec permission).....	5
Figure 1. 2 : Anatomie globale d'une vertèbre (tirée de <a href="http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Vert%C3%A8bre_type.png">http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Vert%C3%A8bre_type.png</a> (image de gauche) et <a href="http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Vert%C3%A8bre_thoracique.png">http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Vert%C3%A8bre_thoracique.png</a> (image de droite) – Reproduite avec permission).....	6
Figure 1. 3 : Principaux ligaments vertébraux (tirée de <a href="http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Gray301.png">http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Gray301.png</a> – Reproduite avec permission).....	7
Figure 1. 4 : Vue frontale et transversale des côtes (tirée de <a href="http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Gray112.png">http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Gray112.png</a> – Reproduite et modifiée avec permission).....	8
Figure 1. 5 : Anatomie descriptive du bassin (tirée de <a href="http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Bassin_osseux.jpg">http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Bassin_osseux.jpg</a> – Reproduite avec permission) ...	9
Figure 1. 6 : Paramètres de mesure de la jonction lombosacrée .....	10
Figure 1. 7 : Diagramme de corps libéré (DCL) sur la vertèbre L5 (adaptée de <a href="http://commons.wikimedia.org/wiki/Image:Composition_disque_et_vert%C3%A8bre.jpg">http://commons.wikimedia.org/wiki/Image:Composition_disque_et_vert%C3%A8bre.jpg</a> – Reproduite et modifiée avec permission).....	12
Figure 1. 8 : Représentation schématique des paramètres du plan sagittal (tirée de Lagaye et coll. (2007) - Reproduite avec permission) .....	15
Figure 1. 9 : Classification de Meyerding.....	18
Figure 1. 10 : Système de coordonnées global (tirée de Clin (2005)).....	36
Figure 1. 11 : Reconstruction 3D à partir des radiographies multivues d'un patient (adaptée de Clin (2005) – Reproduite avec permission).....	37
Figure 1. 12 : Génération du modèle par éléments finis d'une vertèbre à partir de son image CT-scan .....	38

Figure 1. 13 : Modélisation filaire du rachis, du bassin et du thorax (adaptée de Clin (2005) – Reproduite avec permission) .....	39
Figure 1. 14 : Modélisation du seuil de recrutement.....	41
Figure 3.1: Hybrid FEM of the shear-type patient .....	71
Figure 3.2: Maximal normal stress on the growth plate and the endplate of L5 for the three cases .....	72
Figure 3.3: Normal stress on the transverse view of the growth plate of S1 for the three cases (B and F represent the respectively the posterior and the anterior regions) .....	73
Figure 3.4: Shear stress (MPa) on the transverse view of the endplate of L5 for the three cases (B and F represent the respectively the posterior and the anterior regions) .....	74
Figure 4. 1 : Double méthode d'optimisation pour représenter la non-linéarité pour les mouvements de grandes amplitudes .....	83
Figure 4. 2 : Modélisation du dôme pour les patients hauts grades .....	87
Figure 4. 3 : DCL de la vertèbre L5. Les forces et moments sont en Newtons (N) et Newtons millimètres (N*mm) respectivement .....	88
Figure 4. 4 : Contraintes principales maximales en MPa orientées dans le plan sagittal du patient.....	89
Figure 4. 5 : Contraintes normales maximales en MPa sur la plaque de croissance et sur le plateau de L5 pour des mouvements de flexion et d'extension.....	90
Figure 4. 6 : Cisaillement en MPa dans le plan sagittal sur plateau inférieur de L5, au niveau de sa plaque de croissance. B correspond à la partie postérieure du plateau et F, à la partie antérieure.....	90
Figure 4. 7 : Contraintes maximales sur le plateau inférieur de L5, à la jonction de sa plaque de croissance (les zones grisées correspondent à des contraintes inférieures à 5 MPa). B correspond à la partie postérieure du plateau et F, à la partie antérieure .....	91
Figure 4. 8 : Contrainte de compression sur la plaque de croissance dômée de S1 (les zones grisées correspondent à des contraintes inférieures à 5 MPa) .....	92
Figure 4. 9 : Contraintes de cisaillement en MPa sur le plateau de L5 (la zone blanche signifie que les contraintes sont plus élevées que 5 MPa) .....	92

Figure A. 1 : Processus de correction des facettes articulaires volumiques..... 118  
Figure A. 2 : Correction des facettes articulaires..... 119

**LISTE DES ABRÉVIATIONS**

DA	Angle de Daring
L5I	Incidence de L5
LL	Lordose lombaire
LSK	Cyphose lombosacrée ou angle lombosacré
PA	Angle pelvien
PI	Incidence pelvienne.
PR-S1	Lordose pelvienne ou angle de Jackson
PRA	Angle du rayon pelvien
PSA	Angle pelvi-sacré
PT	Version pelvienne
PTI	Index de la version pelvienne
SA	Angle de glissement
SAD	Angle lombosacré de Dubousset
SS	Pente sacrée
STA	Angle de la table sacrée
TK	Cyphose thoracique

**LISTE DES ANNEXES**

Annexe A : Méthode de correction pour la paramétrisation des facettes articulaires volumiques.....117



## INTRODUCTION

Le spondylolisthésis se définit par un glissement postéro-antérieur d'une vertèbre par rapport à sa vertèbre sous-jacente. Cette pathologie se développe souvent après l'apparition d'une spondylolyse, c'est-à-dire une rupture du pars interarticulaire de la vertèbre, ou d'une dysplasie importante de ses éléments postérieurs. Le spondylolisthésis affecte près de 6% de la population en Amérique du Nord et apparaît communément dans la jonction lombosacrée (L5-S1). Les nombreuses études cliniques rapportent plusieurs paramètres et facteurs biomécaniques de progression importants dans l'étude du spondylolisthésis tels le niveau d'activité physique ou la morphologie de la jonction lombosacrée. Des méthodes de classification ont été développées et un algorithme de traitement chirurgical, basé sur ces méthodes de classification, a été proposé afin d'orienter les traitements chirurgicaux chez les patients pédiatriques. La plus récente est celle de Mac-Thiong et coll. (2006), où ils distinguent deux type de morphologie pour le spondylolisthésis bas grade, « shear » et « nutcracker », et deux autres types pour le spondylolisthésis haut grade, « bassin balancé » et « bassin rétroversé ».

L'étude du spondylolisthésis est principalement basée sur des mesures radiologiques et statistiques mais l'analyse des forces en jeu responsables de la progression de cette pathologie est peu documentée. Labelle et coll. (2005) ont mesuré l'incidence pelvienne, la pente sacrée, la version pelvienne, la cyphose thoracique et la lordose lombaire sur

214 radiographies de patients atteints de spondylolisthésis. Ils ont comparé les valeurs en effectuant les mêmes mesures sur 160 radiographies de patients non pathologiques et ont fait ressortir les paramètres significatifs. Legaye et coll. (2007) ont inclus d'autres paramètres tels l'angle de la table sacrée et l'angle fémoro-sacré postérieur et étendu son étude chez les patients atteints de spondylolisthésis haut grade.

Plusieurs études biomécaniques ont été adaptées à partir de segments animal ou adulte. Ces modèles incluent la modélisation de segments lombaires et permettent, en plus de confirmer les résultats cliniques de la littérature, de calculer les contraintes responsables de la progression de la pathologie (Konz, Regina J. et al., 1999; Natarajan et al., 2003). Peu de modèles ont été développés pour des personnes en croissance. Les modèles numériques existants (El-Rich, M., Villemure, Labelle, & Aubin, 2008; Sairyo, Koichi et al., 2006b) ne tiennent compte que de certains paramètres de la balance sagittale et ne se sont pas intéressés à étudier l'effet des paramètres spino-pelviens. Par conséquent, il est difficile de déterminer les facteurs et paramètres géométriques et posturaux les plus déterminants dans le développement et la progression du spondylolisthésis chez les enfants.

Ainsi, le but du projet est de développer un modèle par éléments finis complet et personnalisé de patients pédiatriques atteints de spondylolisthésis afin d'effectuer une étude détaillée et quantitative de la jonction lombosacrée. Ce modèle tient compte de

l'effet musculaire et de la gravité. De plus, il est paramétrable et peut s'adapter sur des patients de tous les grades.

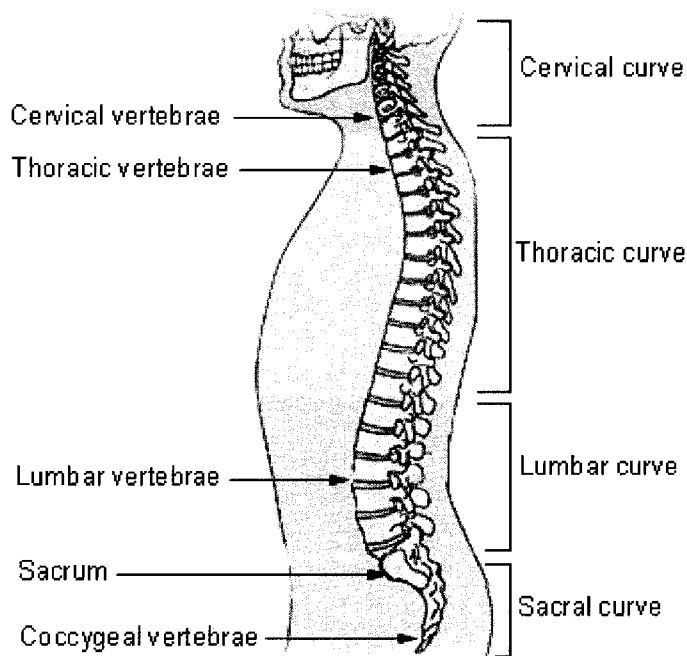
Le premier chapitre de ce mémoire par article est constitué d'une revue critique et détaillée des connaissances. Cette section présente les aspects généraux de l'anatomie et de la physiologie du rachis, les concepts biomécaniques, les principaux aspects cliniques ainsi que les modèles numériques existants reliés à la spondylolyse et au spondylolisthesis. Le chapitre 2 présente la problématique, les hypothèses et les objectifs du mémoire et décrit les aspects méthodologiques du projet. Le chapitre 3, qui se compose de l'article, fait ressortir les mécanismes biomécaniques pertinents du spondylolisthesis impliqués chez deux patients pathologiques bas grades. Le quatrième chapitre présente les résultats complémentaires de modélisation et de simulations pour les patients atteints de spondylolisthesis bas grade et haut grade. Le chapitre 5 présente une discussion des résultats du chapitre 4 et de l'ensemble du mémoire. Le mémoire se termine par une conclusion faisant une synthèse du projet et propose des recommandations afin d'améliorer et de poursuivre le projet.

## CHAPITRE 1 : REVUE DES CONNAISSANCES

### *1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle et aspects biomécaniques du tronc*

#### *1.1.1 Anatomie descriptive du rachis*

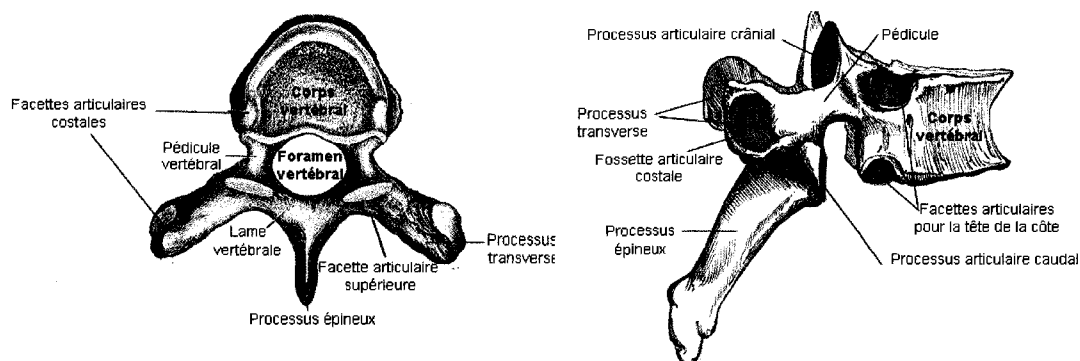
La colonne vertébrale est une structure flexible protégeant la moelle épinière et permettant des mouvements de flexion et de rotation. Elle est délimitée supérieurement par le crâne, inférieurement par le bassin et antérieurement par la cage thoracique. Le rachis peut se diviser en quatre sections selon la courbure dans le plan sagittal (figure 1.1) : la lordose cervicale, la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la cyphose sacrée. Il est constitué de 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques, 5 vertèbres lombaires, 5 vertèbres sacrées et 3 à 5 vertèbres coccygiennes soudées entre elles. Son orientation est telle que l'axe central du corps humain coïncide approximativement avec l'axe de la vertèbre L3.



**Figure 1. 1 : Vues sagittale et coronale de la colonne vertébrale (tirée de adaptée de [http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Illu\\_vertébral\\_column.jpg](http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Illu_vertébral_column.jpg) – Reproduite avec permission)**

Postérieurement, la vertèbre est composée de l'apophyse épineuse, des apophyses transverses, des pédicules et des lames vertébrales (figure 1.2). Ces deux dernières régions se rejoignent afin de former le canal vertébral abritant la moelle épinière. Celle-ci est entourée par les méninges, qui sont constituées de trois couches : la dure mère, l'arachnoïde et la pie mère. Antérieurement, la vertèbre est constituée du corps vertébral qui est délimité supérieurement et inférieurement par des plaques cartilagineuses de croissance. Celles-ci existent à la naissance et disparaissent lorsque le processus de croissance est terminé. Les vertèbres sont séparées entre elles par du cartilage fibreux nommé disque intervertébral. Ce dernier est composé de deux parties : l'annulus

fibrosus, formé de lamelles hélicoïdales élastiques concentriques emprisonnant le nucléus, et le nucléus pulposus, formé d'une substance gélatineuse hydrophile faible en collagène. Chaque lamelle de l'anneau est formée de fibres de collagène de types I et II orientées plus verticalement en périphérie et obliquement à proximité du nucléus. La concentration de collagène de type I est plus grande en périphérie par rapport au collagène type de II et sa variation en proportion est linéaire médialement. L'annulus est attaché directement au corps vertébral par les fibres de Sharpey. Il est également lié aux plateaux cartilagineux et au nucléus. Le nucléus peut glisser librement sur le plateau vertébral. Le disque intervertébral a un rôle d'amortissement. Il absorbe les charges axiales et les efforts de cisaillement. Il protège ainsi les facettes articulaires n'étant pas conçues pour supporter les efforts physiologiques.



**Figure 1. 2 : Anatomie globale d'une vertèbre (tirée de [http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Vert%C3%A8bre\\_type.png](http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Vert%C3%A8bre_type.png) (image de gauche) et [http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Vert%C3%A8bre\\_thoracique.png](http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Vert%C3%A8bre_thoracique.png) (image de droite) – Reproduite avec permission)**

Les vertèbres sont maintenues entre elles grâce aux ligaments. Ils leur permettent de limiter l'amplitude des mouvements physiologiques. Les ligaments relient les vertèbres

et les disques intervertébraux entre eux, les arcs neurax et les éléments postérieurs. La figure 1.3 illustre la position anatomique des différents ligaments sur un segment vertébral.

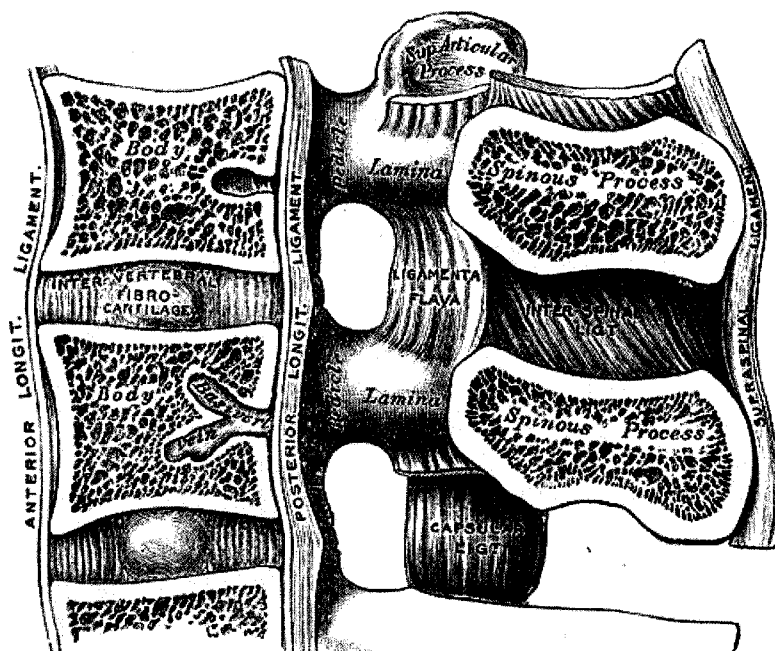


Figure 1.3 : Principaux ligaments vertébraux (tirée de <http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Gray301.png> – Reproduite avec permission)

### 1.1.2 Anatomie descriptive de la cage thoracique

Le segment T1-L5 est couplé antérieurement par la cage thoracique (figure 1.4) et inférieurement par le bassin (figure 1.5). Le rôle de la cage thoracique est de protéger les viscères, tels le cœur et les poumons, et de rigidifier le rachis thoracique. Elle est composée du sternum et de 12 paires de côtes : 7 paires de vraies côtes reliées antérieurement au sternum par l'intermédiaire des cartilages costaux, 5 paires de fausses côtes, dont les 3 premières paires ont leurs cartilages costaux qui s'unissent

antérieurement au cartilage de la 7<sup>e</sup> côte pour rejoindre le sternum, et 2 paires de côtes flottantes dont le cartilage aux extrémités est libre. La partie postérieure des côtes est délimitée par une tête et une tubérosité servant de liaisons aux 12 vertèbres thoraciques par l'intermédiaire des joints costo-vertébraux, situés à la jonction des pédicules, et costo-transverses, situés à l'extrémité des apophyses transverses.

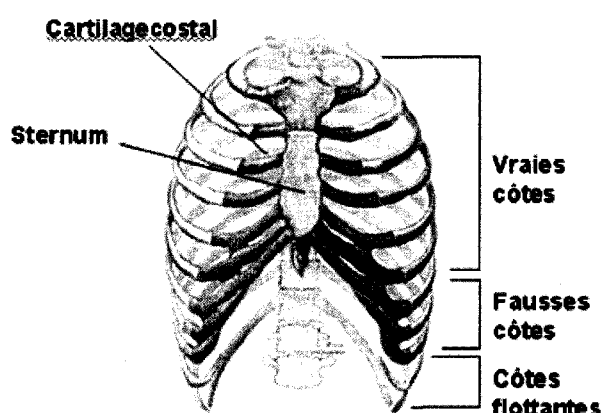


Figure 1. 4 : Vue frontale et transversale des côtes (tirée de <http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Gray112.png> – Reproduite et modifiée avec permission)

### 1.1.3 Anatomie descriptive du bassin

Le bassin (figure 1.5) est composé de 3 parties : le sacrum, le coccyx et les os coxaux. Le sacrum et le coccyx sont formés de 5 vertèbres qui se soudent entre-elles un peu après la naissance. Les os coxaux, composés de l'os iliaque, du pubis et de l'ischion, se rejoignent pour s'unir par l'intermédiaire de la symphyse pubienne et du cartilage triradié. Les charges physiologiques sont transmises aux membres inférieurs au niveau de l'acétabulum qui est articulé au fémur grâce à la tête fémorale.



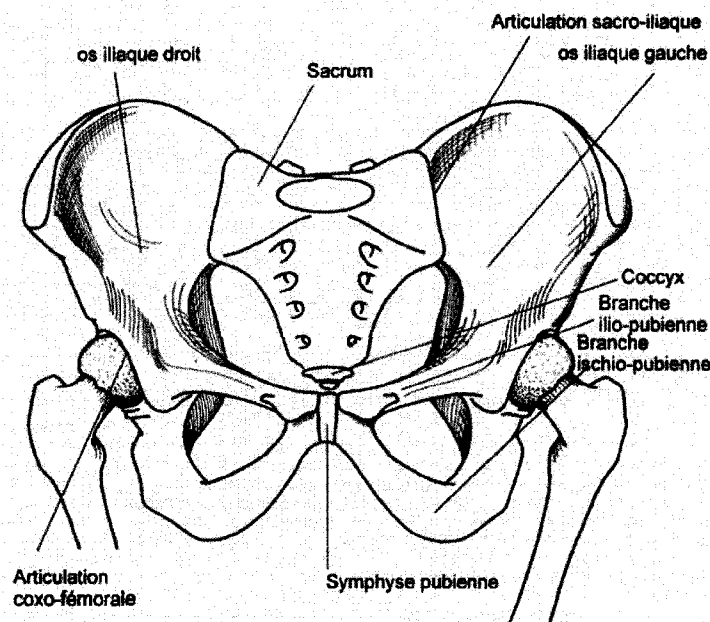
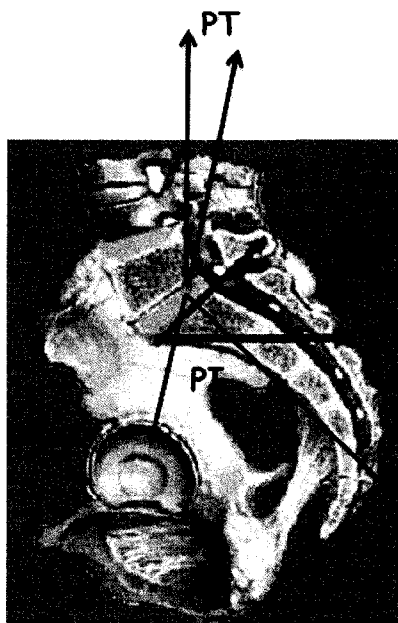


Figure 1. 5 : Anatomie descriptive du bassin (tirée de [http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Bassin\\_osseux.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Bassin_osseux.jpg) – Reproduite avec permission)

#### 1.1.4 La jonction lombosacrée

La jonction lombosacrée est composée supérieurement de L5 et inférieurement du bassin. L'anatomie descriptive du segment est similaire à ce qui est décrit à la section 1.1.1. Différents paramètres du plan sagittal peuvent être déterminés sur ce segment. Les principales mesures sont représentées à la figure 1.6. L'incidence pelvienne (PI) est l'angle entre la ligne perpendiculaire au plateau supérieur de S1 et la ligne connectant le centre du plateau de S1 à l'axe des têtes fémorales (Legaye, J., Duval-Beaupère, Hecquet, & Marty, 1998). La pente sacrée (SS) est l'angle entre la ligne horizontale et la ligne parallèle au plateau supérieur de S1. La version pelvienne (PT) est l'angle entre la ligne connectant le point milieu du plateau supérieur de S1 à l'axe des têtes fémorales et la ligne verticale (Legaye, Jean, 2007).



**Figure 1. 6 : Paramètres de mesure de la jonction lombosacrée**

### ***1.2 Le spondylolisthésis***

Le spondylolisthésis se définit par un glissement (olisthésis) d'une vertèbre (spondyle) par rapport à sa vertèbre sous-jacente. Ce glissement peut être antérieur, postérieur, latéral ou rotatoire. Cette pathologie se développe, dans 80% des cas (Saraste, 1993), après l'apparition d'une spondylolyse, c'est-à-dire une rupture du pars interarticulaire de la vertèbre, ou d'une dysplasie importante de ses éléments postérieurs (Hanson, Bridwell, Rhee, & Lenke, 2002). Cette lyse affecte plus particulièrement les sportifs (Jackson, D., Wiltse, & Cirincoine, 1976).

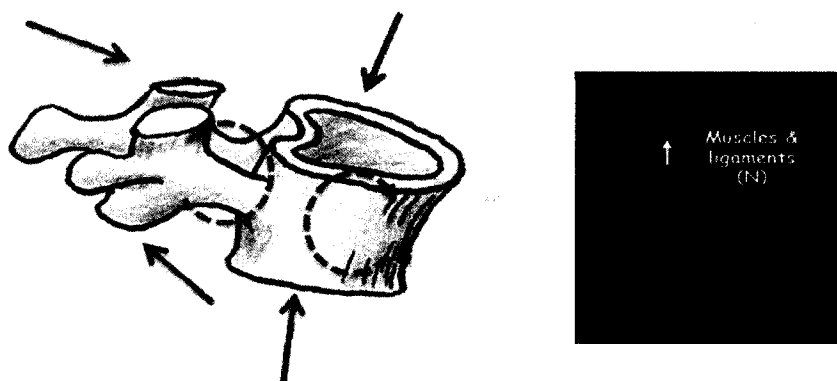
Le spondylolisthésis évolue en général lors de la croissance et donc, il est important pour le patient d'adapter son mode de vie afin de prévenir sa progression. Des sports tels que la natation, l'haltérophilie ainsi que les sports de combat sont à éviter durant cette période puisqu'ils augmentent le risque de développement d'une spondylolyse, pouvant augmenter le risque de développement du spondylolisthésis. Des facteurs héréditaires peuvent être également associés à la spondylolyse (Simper, 1986). Toutefois, après l'âge de 20 ans environ, les patients peuvent habituellement reprendre un rythme de vie normal puisque le risque d'évolution des deux pathologies est faible.

Il est important de distinguer la spondylolyse du spondylolisthésis. Ceux-ci, bien qu'ils coexistent généralement, sont deux entités bien distinctes pouvant exister indépendamment. En général, le spondylolisthésis se développe après l'apparition d'une spondylolyse ou d'une dysplasie des éléments postérieurs de la dernière vertèbre lombaire (Hanson, Bridwell, Rhee, & Lenke, 2002).

### *1.2.1 Aspects biomécaniques*

Le rachis est soumis à des efforts musculaires et de gravité. Les forces sur la dernière vertèbre lombaire L5 sont représentées à la figure 1.7. Le corps vertébral est en compression et les efforts au niveau des muscles et des ligaments sont plus élevés postérieurement pour un patient en position debout (Shirazi-Adl, El-Rich, Pop, & Parnianpour, 2005; Shirazi-Adl, Sadouk, Parnianpour, Pop, & El-Rich, 2002). Les forces

exercées au niveau des facettes articulaires sont responsables du moment exercé dans le pars interarticulaire (Ward et al., 2007). Une compression plus élevée sur les facettes inférieures par rapport aux facettes supérieures engendre une contrainte en extension telle que représenté à la figure 1.7. Dans le cas contraire, un moment de flexion sera observé. Dans le cas où il y aurait une rupture du pars, c'est-à-dire une spondylolyse, le moment de force à ce niveau devient nul.



**Figure 1. 7 : Diagramme de corps libéré (DCL) sur la vertèbre L5 (adaptée de [http://commons.wikimedia.org/wiki/Image:Composition\\_disque\\_et\\_vert%C3%A8bre.jpg](http://commons.wikimedia.org/wiki/Image:Composition_disque_et_vert%C3%A8bre.jpg) – Reproduite et modifiée avec permission)**

D'un point de vue mécanique, la spondylolyse se produit soit par fatigue ou soit de manière traumatique. Des contraintes cycliques d'amplitude relativement élevée, engendrées par les mouvements physiologiques du corps, peuvent réduire considérablement la vie utile de la structure sollicitée, c'est-à-dire le pars. L'os calcifié est considéré comme un matériau composite composé de cristaux d'hydroxyapatite (Hecht, 1998). Son comportement est presque élastique jusqu'à sa rupture. Sa rupture est le résultat d'une concentration locale de contraintes en tension en périphérie d'une ou de

microfissure(s) (condition mécanique de rupture). Le glissement cristallographique de l'os étant quasi inexistant puisque sa ténacité est relativement faible, si cette contrainte atteint une valeur critique  $\sigma_c$  et qu'il y a une rupture subite de l'os, cette rupture est dite traumatique d'un point de vue clinique (ou fragile d'un point de vue mécanique). Toutefois, si la contrainte est plus petite que  $\sigma_c$ , une rupture en fatigue ne peut pas se produire. Le temps nécessaire pour développer une fracture par fatigue dépend de l'intensité et de la fréquence des contraintes engendrées (Peer, 2007). Ce dernier mécanisme de rupture est le plus répandu (Wiltse, Widell, & Jackson, 1975).

En ce qui concerne le spondylolisthesis, sa progression dépend de l'amplitude de la force de cisaillement dans la jonction lombosacrée (Curylo, Edwards, & DeWald, 2002). Pour un patient pédiatrique, il y aurait un glissement au niveau de la plaque de croissance après séparation de la plaque épiphysaire et du plateau vertébral (Farfand, Osteria, & Lamy, 1976). Pour tous les types de patients, l'augmentation des paramètres morphologiques spinopelviens lors de la progression du spondylolisthesis mènerait à une verticalisation de la jonction lombosacrée et donc, à une augmentation de la force de cisaillement à cet endroit. Il y aurait amplification de cette force de cisaillement s'il y avait une lyse ou une dysplasie importante dans la partie postérieure de la dernière vertèbre lombaire. Une lyse diminuerait en effet la résistance au glissement et par conséquent, augmenterait davantage les efforts de cisaillement dans la jonction lombosacrée. Les paramètres posturaux s'adaptent afin de minimiser le déséquilibre dans le plan sagittal.

### 1.2.2 Identification des paramètres de mesure morphologiques et posturaux

L'analyse du spondylolisthésis est basée principalement sur des mesures radiologiques. Plusieurs auteurs ont défini différents paramètres de mesures identifiables sur des radiographies afin de pouvoir déterminer la prévalence de la pathologie et les actions à prendre afin de prévenir sa progression (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2004). 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. Un autre paramètre équivalent complémentaire à l'incidence pelvienne, l'angle de Dering, est également utilisé par certains auteurs (Legaye, Jean, 2007). Bien que ces variables de mesure soient les plus importants dans la compréhension du spondylolisthésis, d'autres paramètres importants tels 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 pelvi-sacré (PSA), l'angle du rayon pelvien (PRA), l'index lombaire (LI), l'index de la version pelvienne (PTI), la cyphose lombosacré (LSK) et l'angle de glissement sont utilisés pour quantifier les facteurs morphologiques du bassin ou l'effet postural du patient (Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005; Schwab, Farcy, & Roye, 1997). Le tableau 1.1 énumère la liste des variables radiologiques pertinentes à l'étude du spondylolisthésis. La figure 1.8 illustre divers paramètres décrits dans le tableau 1.1.

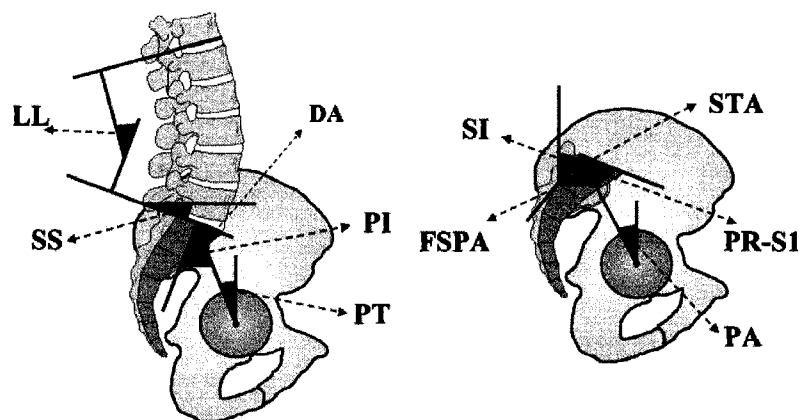


Figure 1. 8 : Représentation schématique des paramètres du plan sagittal (tirée de Lagaye et coll. (2007) - Reproduite avec permission)

Tableau 1. 1 : Paramètres de mesure morphologiques du spondylolisthésis dans le plan sagittal

<b>Balance sagittale</b>	A représente la ligne perpendiculaire au côté vertical de la radiographie joignant le côté postérieur et supérieur de S1. B représente la ligne perpendiculaire au côté vertical de la radiographie joignant le centre de C7. La balance sagittale est obtenue par l'équation B-A. B-A=0 représente une balance neutre, B-A<0 représente une balance négative et B-A>0 représente une balance positive (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2004)
<b>Incidence pelvienne (PI)</b>	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., Duval-Beaupère, Hecquet, & Marty, 1998).
<b>Angle pelvi-sacré (PSA) ou L'angle de Daring (DA)</b>	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, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005).
<b>Angle du rayon pelvien (PRA)</b>	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).

<b>Pente sacrée (SS)</b>	Angle entre la ligne horizontale et la ligne parallèle au plateau supérieur de S1 (Legaye, Jean, 2007).
<b>Version pelvienne (PT)</b>	Angle entre la ligne connectant le point milieu du plateau supérieur de S1 à l'axe des têtes fémorales et la ligne verticale (Legaye, Jean, 2007).
<b>Angle pelvien (PA)</b>	Angle entre la ligne verticale et la ligne connectant le point postérieur du plateau sacré à l'axe des têtes fémorales (Legaye, Jean, 2007).
<b>Angle lombosacré de Dubouset (SAD)</b>	Angle entre le côté postérieur de S1 et le plateau supérieur de L5. Permet de classer le spondylolisthésis en 2 groupes. Si SAD<100, les patients ont un sacrum considéré vertical favorisant la progression du spondylolisthésis. Autrement, le sacrum est considéré horizontal (Mac-Thiong & Labelle, 2006).
<b>Lordose pelvienne ou angle de Jackson (PR-S1)</b>	Angle entre le plateau supérieur sacré et la ligne connectant le point postérieur du plateau sacré et l'axe des têtes fémorales (Legaye, Jean, 2007).
<b>L'angle de la table sacrée (STA)</b>	Angle entre le plateau supérieur de S1 et son côté postérieur (Legaye, Jean, 2007).
<b>Incidence de L5 (L5I)</b>	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, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005).
<b>Cyphose thoracique (TK)</b>	Angle mesuré entre le plateau supérieur de T2 et le plateau inférieur de T12 (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2004).
<b>Lordose lombaire (LL)</b>	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, Jean, 2007).

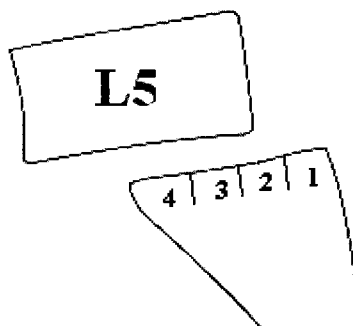


<b>Cyphose lombosacrée ou angle lombosacrée (LSK)</b>	Angle formé entre le plateau supérieur de S1 et le plateau inférieur de L5. La LSA dysplasique est utilisée chez les patients atteints de spondylolisthésis haut grade ayant une morphologie en forme de dôme de S1. Pour ce paramètre, la ligne représentant 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, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2004).
<b>Index lombaire (LI)</b>	Pourcentage calculé en divisant la hauteur de la partie postérieure de L5 par la hauteur de sa partie antérieure (Takahashi et al., 2000).
<b>Index de la version pelvienne (PTI)</b>	Une ligne horizontale est tracée au centre de la vertèbre S2. Une ligne verticale est tracée au centre de la vertèbre L5. Une ligne, perpendiculaire à la ligne horizontale, est tracée à partir du centre des têtes fémorales. La distance entre le centre de S2 et la projection du centre de L5 sur la ligne horizontale est définie comme <b>a</b> . La distance entre le centre de S2 et la projection des têtes fémorales sur la ligne horizontale est définie comme <b>b</b> . $PTI = a/b$ (Schwab, Farcy, & Roye, 1997).
<b>Angle de glissement (SA)</b>	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).

### 1.2.3 Systèmes de classification

Différentes méthodes de classement du spondylolisthésis ont été proposées dans la littérature (Mac-Thiong & Labelle, 2006; Marchetti & Bartolozzi, 1997; Meyerding, 1932; Wiltse, Newman, & Macnab, 1976). Un des premiers systèmes de classification a été proposé par Meyerding (1932) dans lequel le spondylolisthésis est groupé par grade de glissement (figure 1.9). Il existe au total 5 grades et chacun correspond à une plage de glissement se situant entre 0 et 100% répartie uniformément entre les grades. Ainsi, un patient atteint de spondylolisthésis de grade 1 se traduit par un glissement à la jonction lombosacrée se situant entre 0 et 25% inclusivement et un grade 4 est défini par un glissement se situant entre 75 et 100 % inclusivement. Un grade 5, appelé

spondylolisthesis, est défini par un glissement supérieur à 100%. Les grades 1 et 2 sont considérés comme des bas grades de spondylolisthésis tandis que les grades 3 à 5 représentent les hauts grades (Hanson, Bridwell, Rhee, & Lenke, 2002).



**Figure 1. 9 : Classification de Meyerding**

Wiltse et coll. (1976) ont divisé le spondylolisthésis en 5 types. Le type I (dysplasique) 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. Le type II (isthmique) implique initialement une lyse (type IIA), une élongation (type IIB) ou une fracture aiguë (type IIC) du pars. Le type III (dégénératif) est développé par des personnes atteintes d'arthrose au niveau des disques intervertébraux et des facettes articulaires. Le type IV (traumatique) est caractérisé par une lyse aiguë des éléments postérieurs excepté le pars. Le type V (pathologique) est associé à la destruction des éléments postérieurs et est secondaire à une maladie affectant les os tel l'ostéoporose.

Marchetti & Bartolozzi (1997) ont proposé de classer le spondylolisthesis selon deux groupes : développemental et acquis. Le premier groupe se divise selon deux sous-groupes : dysplasique élevé et dysplasique faible. Le sous-groupe dysplasique élevé implique une cyphose lombosacrée importante, une morphologie trapézoïdale de L5, une dysplasie des éléments postérieurs des vertèbres L5 et S1 et une anomalie du plateau supérieur de S1. Pour le sous-groupe de patients classé dysplasique faible, ceux-ci ont une cyphose lombosacrée normale, une morphologie rectangulaire de L5, aucune anomalie du plateau de S1 et aucune verticalisation des vertèbres sacrées ou hyperlordose. Le spondylolisthesis acquis est le résultat d'un trauma, d'une chirurgie, d'une pathologie ou d'une dégénérescence du disque et des facettes articulaires.

Bien que ces types de classifications permettent d'orienter diverses études cliniques, elles ne permettent cependant pas de guider les chirurgiens au niveau du type de chirurgie à utiliser pour le traitement d'un patient spécifique. Mac-Thiong et coll. (2006) ont proposé un nouveau type de classement avec, pour chaque classe, un traitement chirurgical. Le tableau 1.2 illustre ce type de classification et ses relations avec les autres types de classification créés antérieurement. Pour le spondylolisthesis bas grade, il existe deux types de balance sagittale pour la jonction lombosacrée : « nutcracker », avec une faible pente sacrée et incidence pelvienne, et « shear », avec une pente sacrée et une incidence pelvienne élevée. Pour les patients atteints de spondylolisthesis haut grade, ayant une incidence pelvienne toujours élevée, il existe un type « bassin balancé », avec une pente sacrée élevée et une version pelvienne faible, et un type « bassin rétroversé »

avec une pente sacrée faible et une version pelvienne élevée. Pour les bas grades, une pente sacrée et une incidence pelvienne élevées se traduisent respectivement par des angles supérieurs à 40° et 45°.

Tableau 1. 2 : Classification selon Mac-Thiong et coll. (2006)

Grade de glissement (Meyerding, 1932)	Degré de dysplasie (Marchetti & Bartolozzi, 1997)	Balance sagittale spinopelvienne
Bas grade (1-2)	Faible	Faible PI / Faible SS (type nutcracker)
	Élevée	Haut PI / Haut SS (type shear)
Haut grade (3-4)	Faible	Haut SS / Faible PT (bassin balancé)
	Élevée	Faible SS / Haut PT (bassin rétroversé)
Spondylolisthesis	Élevée	---

#### 1.2.4 Revue clinique

L'étude du spondylolisthésis repose principalement sur la balance dans le plan sagittal. Les paramètres spinopelviens influencent significativement cette balance. Parmi ceux-ci, il existe des indicateurs de la morphologie pelvienne du patient. Par exemple, il y a le PRA, le PSA, le DA et la PI.

Les paramètres d'orientation s'adaptent selon la posture du patient afin que les indicateurs morphologiques du bassin demeurent constants. Par exemple, la PI, étant un

indicateur de la morphologie pelvienne, est obtenue par la somme de la SS et du PT, étant des paramètres d'orientation du bassin.

L'ensemble des paramètres morphologiques servent, entres autres, à évaluer les résultats pré- et post-opératoires (Roussouly, Gollogly, Berthonnaud, Labelle, & Weidenbaum, 2006). Des études confirment qu'il existe une forte corrélation entre les paramètres spinopelviens (Boulay et al., 2006; Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005; Roussouly, Gollogly, Berthonnaud, Labelle, & Weidenbaum, 2006). À l'aide d'un échantillon de 149 sujets non pathologiques, Boulay et coll. (2006) ont déterminé une équation de prédiction linéaire de la lordose lombaire (équation 1.1) avec un coefficient de corrélation élevé ( $r^2=0.94$ ) :

$$LL=-9.13847+0.19225 TK + 1.54225 SS -0.26799 PI + 1.39705 T9\_tilt$$

**Équation 1. 1 : Équation de prédiction de la lordose lombaire (Boulay et al., 2006)**

D'autres études de corrélation sont rapportées dans la littérature. Mac-Thiong et coll. (2007) ont effectué une étude multicentre sur 341 patients non pathologiques âgés entre 3 et 18 ans. Le but de cette étude était de déterminer les valeurs moyennes des paramètres spinopelviens et les corrélations entre les différents paramètres. Le tableau 1.3 donne les résultats de son analyse de corrélation. Un coefficient de Pearson P plus petit que 0.01 signifie qu'il y a une corrélation significative entre les paramètres.

**Tableau 1. 3 : Matrice de corrélation des paramètres dans le plan sagittal (adapté de Mac-Thiong et coll. 2007)**

	<b>PT</b> (°)	<b>SS</b> (°)	<b>TK</b> (°)	<b>LL</b> (°)	<b>TT</b> (°)	<b>LT</b> (°)
<b>PI</b> (°)	0.67 (P<10 <sup>-15</sup> )	0.68 (P<10 <sup>-15</sup> )	0.08 (P=0.1)	0.58 (P<10 <sup>-15</sup> )	-0.05 (P=0.3)	0.34 (P<10 <sup>-9</sup> )
<b>PT</b> (°)		-0.08 (P=0.1)	0.10 (P=0.08)	0.14 (P=0.0099)	0.05 (P=0.3)	0.09 (P=0.8)
<b>SS</b> (°)			0.01 (P=0.8)	0.64 (P<10 <sup>-15</sup> )	-0.12 (P=0.02)	0.36 (P<10 <sup>-11</sup> )
<b>TK</b> (°)				0.35 (P<10 <sup>-10</sup> )	0.15 (P=0.005)	-0.39 (P<10 <sup>-13</sup> )
<b>LL</b> (°)					-0.35 (P<10 <sup>-10</sup> )	0.05 (P<0.4)
<b>TT</b> (°)						0.48 (P<10 <sup>-20</sup> )

Ces résultats pourraient constituer un modèle de comparaison des paramètres spinopelviens pour les patients atteints de spondylolisthésis. Cependant, le gradient de ces variables ne modélise pas correctement la mathématique de la progression du spondylolisthésis et il est difficile, voire impossible, de déterminer une équation de prédiction modélisant ce phénomène dynamique (Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005). Toutefois, la littérature rapporte plusieurs résultats d'études prospectives et rétrospectives.

Danielson et coll. (1991) ont effectué une étude prospective d'au moins 6 mois sur un échantillon de 311 patients âgés de moins de 30 ans atteints de spondylolyse et de

spondylolisthesis. Les facteurs de risque de progression, analysés dans la littérature jusqu'à ce jour, étaient le jeune âge, le sexe, le grade, l'angle de glissement élevé, le faible LI, la morphologie en forme de dôme du plateau de S1 et la présence d'une spina bifida. Les auteurs ont évalué, selon certaines variables radiologiques associées au spondylolisthesis, la progression du glissement par une équation de régression linéaire mettant en relation la valeur du glissement en fonction du temps. Ils tiennent compte dans leur analyse de l'effet de l'âge et du sexe. Ils concluent que la prévalence du spondylolisthesis est fortement corrélée avec l'angle de glissement, le LI et la hauteur du disque dans la jonction lombosacrée. Cependant, lorsque la progression est évaluée avec chacune de ces variables prises individuellement, aucune corrélation significative n'est associée. Aussi, les auteurs constatent un début de progression du glissement lorsque les patients sont âgés en moyenne de 14 ans, et que cette progression est plus importante entre 20 et 25 ans. La plus grande valeur du gradient de glissement par année observée est faible (0.6% par année).

Berlemann et coll. (1999) ont effectué une étude dans le plan sagittal des radiographies de 63 patients, dont 23 atteints de spondylolisthesis dégénératif (groupe A) et 40 patients sains (groupe B). Il s'est intéressé principalement à l'orientation des facettes articulaires du segment L4-L5, la hauteur du disque intervertébral, la LL ainsi que l'inclinaison des vertèbres L4, L5 et S1. Les facettes articulaires sont orientées davantage dans le plan sagittal et l'inclinaison des plateaux vertébraux est plus verticale dans le groupe A. Il ne dénote pas de différence significative pour les autres paramètres entre les groupes. Le

glissement est associé à une orientation plus sagittale des facettes, une diminution de la lordose lombaire et une diminution de la hauteur du disque.

Pour les patients pédiatriques en phase de croissance, le glissement dans la jonction lombosacrée, chez les patients atteints de spondylolyse et de spondylolisthésis, se fait par rapport à la plaque de croissance et non par rapport au disque intervertébral (Farfand, Osteria, & Lamy, 1976). Des études biomécaniques confirment cette hypothèse par l'étude du cisaillement sur la plaque de croissance (Konz, R. J. et al., 2001; Sairy, K., Goel, Grobler, Ikata, & Katoh, 1998). Sairy et coll. (2001) a effectué une étude rétrospective des radiographies de 46 athlètes âgés de moins de 18 ans et atteints de spondylolyse au niveau de la vertèbre L5. Un suivi d'au moins deux ans a été fait pour ces patients afin d'étudier le glissement dans la jonction lombosacrée en fonction de la croissance des individus. Il classe les patients selon 3 groupes. Dans le premier groupe, le stage d'ossification secondaire, au niveau du centre du plateau vertébral, n'est pas observé dans les radiographies et, donc, cette partie est considérée comme étant cartilagineuse. Dans le deuxième groupe, le stage d'ossification est observé dans l'anneau apophysaire. Dans le troisième groupe, cet anneau fusionne avec le corps vertébral et, donc, ce dernier a atteint son niveau de maturation. Vingt patients ont été classés initialement dans le premier groupe, 18 dans le deuxième groupe et huit dans le dernier groupe. Les auteurs concluent que la prévalence du glissement est plus élevée chez les patients en croissance faisant partie du premier groupe de son étude. La prévalence diminue considérablement lorsque les vertèbres ont atteint leur niveau de



maturation. Aussi, il démontre qu'il y a changement de la morphologie de la vertèbre L5, mesuré par le LI, à mesure que le grade de glissement augmente. Sairyo et coll. (2004) ont poursuivi des études pour clarifier l'implication du disque intervertébral dans le développement du spondylolisthesis chez les patients pédiatriques en croissance. D'après des tests *in vivo* sur des rats âgés de quatre mois, il y aurait séparation de la zone épiphysaire et du corps vertébral durant le glissement. L'annulus du disque intervertébral ne démontrant aucun signe de dégénération durant le processus de glissement, il ne serait donc pas impliqué dans le mécanisme de séparation cité plus haut. Les résultats sont en accord avec d'autres travaux dans la littérature (Seitsalo et al., 1991).

Hanson et coll. (2002) ont choisi 40 patients atteints de spondylolisthesis bas grade (n=20) et haut grade (n=20) afin d'identifier les paramètres spinopelviens significatifs dans la progression du spondylolisthesis. Son étude repose essentiellement sur la variation de la PI, de la LL, de l'inclinaison sacrée, de l'angle de glissement et du grade chez les patients pathologiques pédiatriques et adultes (10-51 ans). Les principaux résultats sont présentés au tableau 1.4. Il y a une différence significative de l'angle de glissement chez les patients atteints de spondylolisthesis haut grade. Aussi, l'incidence pelvienne est fortement corrélée avec le grade et est statistiquement différent pour tous les groupes analysés. Aucune différence significative de la SS et de la LL n'a été détectée entre les groupes contrôle et pathologique probablement en raison de la taille relativement petite des échantillons. Les paramètres tels l'angle de glissement, le grade,

l'indice lombaire, la pente sacrée et le contour du sacrum représentent des facteurs secondaires du risque de progression et sont davantage associés au degré de dysplasie de la partie postérieure de L5 (Danielson, Frennered, & Irstam, 1991). Cette conclusion est également vérifiée par Curylo et coll. (2002).

**Tableau 1. 4 : Résultats de l'étude de Hanson et coll. (2002)**

	<i>PI (°)</i>	<i>LL (°)</i>	<i>SI (°)</i>	<i>SA (°)</i>	<i>Grade</i>
Contrôles pédiatriques	47.4 ± 7.5	-58.2 ± 11.5	51.6 ± 7.1	-12.1 ± 8.1	0
Contrôles adultes	57.0 ± 11.5	-58.3 ± 10.8	50.0 ± 8.0	-15.3 ± 6.4	0
Bas grades	68.5 ± 15.5	-61.2 ± 14.8	48.2 ± 8.0	8.8 ± 7.6	1.8 ± 7.6
Haut grades	79.0 ± 15.2	-58.4 ± 15.8	41.5 ± 13.2	26.4 ± 14.4	3.6 ± 0.52

D'autres paramètres ont également été analysés dans la littérature selon l'âge du patient et le grade de spondylolisthésis (Vaz et al., 2002). Vaz et coll. (2002) ont mesuré la PI, la SS, le PT, la LL et la TK de 100 jeunes adultes non pathologiques. Ils concluent que la PI détermine la position et l'orientation du plateau supérieur de S1 et que la LL et la SS s'adapte afin de balancer le tronc en position debout. Aussi, tous ces paramètres sont intimement liés afin de maintenir l'axe global de gravité au dessus des têtes fémorales. Les résultats ont été confirmés par d'autres auteurs (Berthonnaud, Labelle, & Roussouly, 2004; Mac-Thiong, Labelle, Berthonnaud, Betz, & Roussouly, 2007) et complétés par Labelle et coll. (2005) (Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005) pour des patients pédiatriques et adultes atteints de spondylolisthésis développemental. Labelle et coll. (2005) constatent, pour les patients pathologiques, une réduction significative de la cyphose thoracique et une augmentation de l'incidence pelvienne, de

la pente sacrée, de la lordose lombaire et de la version pelvienne (tableau 1.5). Il y aurait donc changement de la morphologie du bassin et un débalancement du rachis dans le plan sagittal pour des patients atteints de spondylolisthésis développemental.

**Tableau 1. 5 : Étude des paramètres spinopelviens (adapté de Labelle et coll. (2005))**

Variables morphologiques	Normal n=160	Spondylolisthésis n=214
PI	51.8 ± 5.3	71.6 ± 7.7
SS	39.7 ± 4.1	49.4 ± 5.9
PT	12.1 ± 3.2	22.2 ± 6.3
LL	42.7 ± 5.4	66.0 ± 8.7
TK	47.5 ± 4.8	38.9 ± 6.3

Plus particulièrement pour les patients atteints de spondylolisthésis haut grade, Hresko et coll. (2007) ont effectué une étude rétrospective à partir de 133 patients. Les paramètres pelviens mesurés sont la PI, la SS et le PT. Les paramètres relatifs au rachis mesurés sont le LSA, la L5I, la LL, la TK, le grade, la longueur de la LL et le pourcentage de glissement. Les résultats ont été comparés avec un groupe de 40 patients sains ayant une PI plus grande que 70°. Les résultats confirment l'existence de deux groupes se différenciant selon leur morphologie pelvienne (Mac-Thiong & Labelle, 2006). Aussi, il existe une différence significative entre les patients pathologiques et sains pour la LL, la L5I, le L5A, la TK ainsi que le nombre de vertèbres inclus dans la LL et la TK. Les patients ayant un bassin balancé ont le PT, la SS ainsi que d'autres paramètres relatifs au rachis semblables aux patients sains. Les résultats ne permettent pas de conclure si le

mécanisme de développement du spondylolisthésis, entre les deux groupes étudiés, est complètement différent ou simplement une continuité de la sévérité du processus de progression. Une étude longitudinale pourrait compléter l'étude.

Vidal et coll. (1983) (Vidal & Marnay, 1983) ont conclu, à partir d'une série de patients atteints de spondylolisthésis, que le débalancement dans le plan sagittal de la vertèbre L5 par rapport au centre des têtes fémorales était un facteur significatif du risque de progression de la pathologie. Schwab et coll. (1997) (Schwab, Farcy, & Roye, 1997) ajoutent que le grade de glissement, le SA, le LI et le SI ne sont pas des facteurs intéressants pour l'évaluation clinique des patients. Ils affirment que ces facteurs pourraient n'être que secondaires au développement du spondylolisthésis. À partir de 52 patients pédiatriques, ils ont étudié l'effet du PTI en relation avec le risque de progression de la pathologie. Ils ont conclu qu'il y a un débalancement significatif de la vertèbre L5 par rapport au centre des têtes fémorale pour un patient ayant un PTI inférieur à 0.5. Cela favoriserait le déplacement postéro-antérieur de la vertèbre L5 par rapport à S1 afin de rééquilibrer le PTI. Le risque de progression du spondylolisthésis serait donc plus important pour ces patients.

Vialle et coll. (2007) (Vialle et al., 2007) ont affirmé que le débalancement global du rachis dans le plan sagittal est peu affecté chez les patients atteints de spondylolisthésis développemental. Ils ont conclu en effet qu'il a une compensation satisfaisante de ce déséquilibre par la relocalisation spatiale des vertèbres supérieures à la jonction

lombosacrée et ce, même pour les grades les plus sévères de glissement. Une hausse de la PI mène inévitablement à une hausse de la SS et/ou du PT et une hausse de la SS prédispose à une hausse de la LL afin de maintenir le tronc centré approximativement au dessus des têtes fémorales. Il y a également une augmentation de la SS, PT, PI, LL et une diminution du TK lors de la progression du spondylolisthesis développemental chez les adolescents et adultes. Contrairement à ce que plusieurs auteurs affirment (Hanson, Bridwell, Rhee, & Lenke, 2002; Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005), la PI n'est pas clairement corrélée avec le grade de glissement surtout pour les patients atteints de spondylolisthesis haut grade. Les auteurs ont suggéré d'inclure l'étude de la cyphose lombosacrée (LSA) dans la pathogénèse du spondylolisthesis puisque ce paramètre fournit des résultats statistiquement plus concluants par rapport aux autres paramètres. Les analyses reposent sur l'étude de 300 sujets sains et 244 sujets atteints de spondylolisthesis développemental.

L'ensemble des paramètres significatifs ainsi que l'alignement du rachis dans le plan sagittal permettraient d'identifier les patients à risque de développer du spondylolisthesis (Berlemann, Jeszenszky, Bühler, & Harms, 1999; Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005; Roussouly, Gollogly, Berthonnaud, Labelle, & Weidenbaum, 2006). Les différents auteurs s'entendent pour affirmer que l'équilibre sagittal, déterminé par l'ensemble des paramètres morphologiques du rachis, est considérablement influencé par les paramètres spinopelviens. Ces paramètres ont une influence sur la modulation de cisaillement engendrée dans la jonction lombosacrée et,

donc, sont responsables de la progression du spondylolisthesis dans le temps. D'un point de vue clinique, ce cisaillement est évalué qualitativement par, entre autre, la verticalisation du plateau sacral (Curylo, Edwards, & DeWald, 2002). Une analyse quantitative des forces en jeu responsables de la progression du spondylolisthesis est possible soit par des tests in vitro, soit par le développement de modèles numériques.

### ***1.3 Revue des différentes approches de modélisation par éléments finis du spondylolisthesis***

#### ***1.3.1 Présentation générale des modèles***

Il existe deux grandes classes de modèles numériques : les modèles *globaux*, où les différentes structures sont représentées par des éléments simplifiés, et les modèles *raffinés*, où les différentes structures anatomiques des vertèbres sont représentées de manière détaillée (Aubin, C. E., 2000).

Les différents modèles du rachis développés ont été largement documentés dans la littérature (Aubin, C.-E., 1995; Huynh, 2006; Mackerle, 2006). Parmi ceux-ci, il y a les modèles génériques, où les variables géométriques ou dimensionnelles sont paramétrables, et les modèles personnalisés, où les différents paramètres sont déterminés à partir de données de patients.

Il existe une grande variabilité dans les hypothèses de modélisation des structures osseuses et des ligaments (Gibson & Ashby, 1988; Hobatho, Rho, & Ashman, 1997; Polikeit, Ferguson, Nolte, & Orr, 2003; Wang et al., 1997; Wirtz et al., 2000). Les méthodes utilisées pour simuler le comportement musculaire et la gravité sont relativement nombreuses. Le tableau 1.6 résume les différents modèles numériques pertinents à l'étude du spondylolisthésis et/ou de la spondylolyse. Dans tous les cas, une lyse bilatérale est simulée par le retrait d'éléments dans la partie postérieure de la vertèbre de glissement. Si non spécifié autrement dans le tableau 1.6, les structures osseuses ainsi que les disques intervertébraux sont définis par des éléments solides linéaires. Les structures osseuses, les disques intervertébraux et les plaques de croissance, si modélisés, ont des propriétés linéaires et isotropes. Aussi, les ligaments sont modélisés avec des éléments câbles non-linéaires actifs en tension seulement.

**Tableau 1. 6 : Modèles par éléments finis de la spondylolyse et du spondylolisthésis**

<b>(Konz, R. J. et al., 2001)</b>	
<b>Segments modélisés</b>	T12/S1
<b>Description</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CT-scan par tranche de 1mm. d'un modèle de babouin prématuré.</li> <li>- Validation à partir des tests in vitro du modèle de babouin.</li> <li>- Application d'une force de cisaillement antéro-postérieure de 50 N et 100 N.</li> <li>- Blocage de tous les degrés de liberté du plateau inférieur de S1.</li> <li>- Modélisation de la plaque de croissance par une couche de tissu cartilagineux avec un centre d'ossification ayant des propriétés similaires à l'os spongieux. Une couche d'os subchondral, ayant une rigidité intermédiaire entre l'os spongieux et le cartilage, a été créée entre le corps vertébral et la plaque de croissance.</li> </ul>

Résultats	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La plaque de croissance supporte 21% de la charge totale de la force de cisaillement antéro-postérieure.</li> <li>- Un pars interarticulaire non dysplasique et une orientation coronale des facettes articulaires auraient pour effet de diminuer considérablement le risque de glissement de L5.</li> </ul>
<b>(Natarajan et al., 2003)</b>	
Segments modélisés	L4/S1
Description	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Application d'une charge de 10 N.m sur le plateau supérieur de L4 pour simuler une flexion, extension, inflexion latérale et torsion.</li> <li>- Simulation pour différents grades de glissement.</li> <li>- Blocage des degrés de liberté du plateau inférieur de S1.</li> <li>- Validation à l'aide d'un modèle humain in vitro.</li> <li>- Calcul des déplacements par rapport à S1 et des contraintes.</li> </ul>
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 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.</li> <li>- Les contraintes de Von Mises dans le disque augmentent en fonction du grade de glissement.</li> <li>- Les contraintes équivalentes dans le disque sont plus importantes dans les cas d'inflexion latérale et d'extension.</li> </ul>
<b>(Sairyo, Koichi et al., 2006a; Sairyo, Koichi et al., 2006b)</b>	
Segments modélisés	L3-L5
Description	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Simulation de la flexion, extension, inflexion latérale et torsion par l'application d'une charge de 400 N en compression et 10 N.m en moment résultant sur le plateau supérieur de L3.</li> <li>- Blocage des degrés de liberté du plateau inférieure de L5.</li> <li>- À partir du disque et en direction vers le corps vertébral, modélisation de l'anneau apophysaire (E=100 MPa), de la plaque de croissance (E=10 MPa) et du plateau vertébral ossifié (E=3000 MPa).</li> </ul>
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les contraintes de Von Mises importantes sont mesurées au niveau du pars interarticulaire des vertèbres.</li> <li>- La plaque de croissance est la partie qui résiste le moins aux contraintes de cisaillement antéro-postérieur et de compression. Les contraintes maximales dans la jonction vertébrale sont situées à ce niveau. Des contraintes de tension élevées pourraient entraîner la fracture de l'anneau apophysaire.</li> <li>- Les contraintes dans les structures anatomiques sont plus élevées lors de mouvements d'extension.</li> </ul>
<b>(El-Rich, M., Villemure, Labelle, &amp; Aubin, 2008)</b>	



Segments modélisés	L5-bassin
Description	- Simulation de la flexion et de l'extension par l'application d'un moment de 15 N.m et d'une force de compression de 500 N. - Modèle adapté par krigeage sur les radiographies d'un patient pathologique.
Résultats	- Les contraintes élevées au niveau du disque, du pars et du pédicule pourraient être responsables de la rupture des éléments et de la progression du spondylolisthésis.

### 1.3.2 Évaluation critique

Les différentes hypothèses de modélisation sont nombreuses dans la littérature. Ces hypothèses ont une influence directe sur les résultats de simulations et sur la manière d'interpréter les résultats. Une représentation simplifiée des vertèbres peut être utilisée afin de représenter le comportement global du rachis. Par exemple, une série d'éléments poutres peut être utilisée (Aubin, C. E., 2000; Clin, J., 2005) afin de représenter le corps vertébral, les pédicules, les apophyses transverses et l'apophyse épineuse. Les analyses extraites des simulations pour ces types de modèle ne permettent pas d'effectuer une analyse détaillée des contraintes dans les différentes parties anatomiques. Cependant, les modèles simplifiés, en plus de représenter adéquatement la rigidité du système vertébral, sont les moins coûteux au niveau du temps de calcul.

Concernant les modèles détaillés des vertèbres (El-Rich, M., Villemure, Labelle, & Aubin, 2008; Natarajan et al., 2003; Sairyo, Koichi et al., 2006b), ceux-ci peuvent être représentés par des éléments solides linéaires ou quadratiques. Si des éléments linéaires sont utilisés pour les vertèbres ou la jonction lombosacrée, un maillage raffiné en

analyse statique est important afin de bien représenter les comportements en flexion. Bien qu'une analyse locale et très détaillée des contraintes puisse être effectuée, ce type de modèle augmente considérablement le temps de calcul puisque la taille de la matrice de rigidité est reliée à la taille du maillage.

Le choix des propriétés mécaniques pour les différentes structures anatomiques sont nombreuses dans la littérature (Gibson & Ashby, 1988; Hobatho, Rho, & Ashman, 1997; Polikeit, Ferguson, Nolte, & Orr, 2003; Wang et al., 1997; Wirtz et al., 2000). Dans tous les cas, les types de contraintes choisis pour représenter les résultats ont un impact direct sur leur interprétation. Par exemple, si une modélisation isotropique linéaire est choisie pour représenter les contraintes dans la dernière vertèbre lombaire d'un patient atteint de spondylolisthésis, des contraintes de Von Mises élevées au niveau du pars interarticulaire sont associées au risque de rupture de cette région anatomique. La valeur de cette contrainte étant un scalaire défini positif, l'information sur le plan et l'angle de la contrainte reste inconnue. La détermination des contraintes principales permettent de donner une valeur vectorielle aux résultats. Ce type de contraintes peut être également utilisé lorsque les propriétés mécaniques sont anisotropiques ou orthotropiques.

Les modèles existants et présentés au tableau 1.6 sont soumis à des conditions de déplacements afin de rendre possible les simulations quasi-statiques. El-Rich et coll. (2008) bloquent complètement les déplacements du bassin au niveau de l'acétabulum. Cela a pour effet de rigidifier la rotation dans le plan sagittal du bassin, ce qui peut être

problématique dans l'étude de l'évolution du spondylolisthésis puisque les paramètres, telles la pente sacrée et la version pelvienne, doivent changer en cours de progression (Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005). Cependant, selon le contexte d'étude de l'article, cette hypothèse est correcte puisque l'auteur s'intéresse à l'étude de la spondylolyse et donc, seule une analyse de la géométrie reconstruite est effectuée.

#### ***1.4 Méthodes de modélisation développées à l'École Polytechnique de Montréal et au CHU Sainte-Justine***

##### ***1.4.1 Système de coordonnées global***

Afin de faciliter la compréhension des textes et d'établir une convention, un système de coordonnées global pour le patient est défini (figure 1.10). Le système de coordonnées global utilisé est semblable à celui proposé par la Society Research Scoliosis (SRS), où le plan xz correspond au plan sagittal, le plan yz correspond au plan coronal et le plan xy correspond au plan transverse. L'origine correspond au centre de S1.

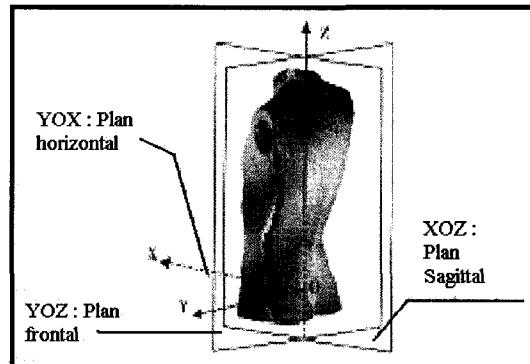
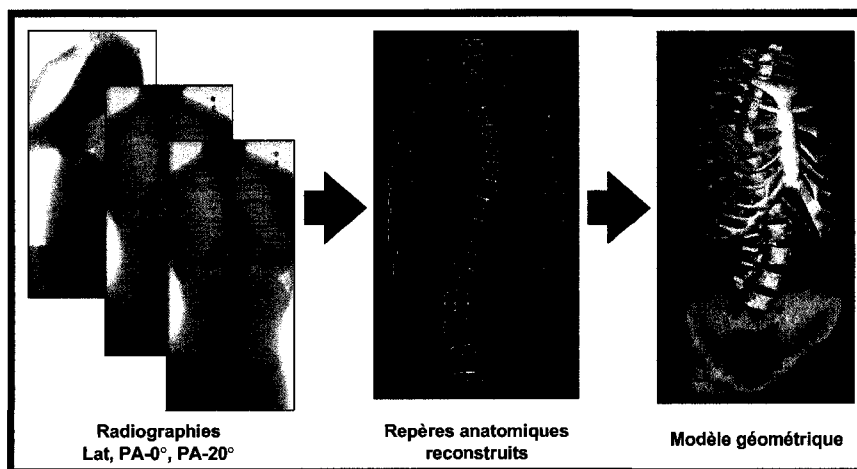


Figure 1. 10 : Système de coordonnées global (tirée de Clin (2005))

#### 1.4.2 Reconstruction géométrique

Une méthode de reconstruction 3D du rachis a été développée afin d'effectuer des études biomécaniques à partir de données radiologiques (figure 1.11). À partir des radiographies postéro-antérieure (PA) avec incidence de  $0^\circ$ , postéro-antérieure avec incidence de  $20^\circ$  (PA $20^\circ$ ) et latérale d'un patient, il est possible d'effectuer une reconstruction numérique personnalisée de sa colonne vertébrale et de la cage thoracique. Des repères anatomiques stéréo-correspondants ou non-stéréo-correspondants sur les vertèbres, le bassin, les côtes et le sternum sont identifiés manuellement sur les images radiologiques. Dans le passé, un algorithme DLT (Direct Linear Transformation) était utilisé pour obtenir les coordonnées 3D des points numérisés (Marzan, 1976). Aujourd'hui, une méthode basée sur une approche d'autocalibration est utilisée (Cheriet et al., 1999; Kadoury, Cheriet, Laporte, & Labelle, 2007). Cette approche utilise une méthode d'optimisation non linéaire afin de déterminer le meilleur estimé des paramètres géométriques à partir de points correspondants identifiés sur les radiographies du patient. Au final, un fichier comportant les

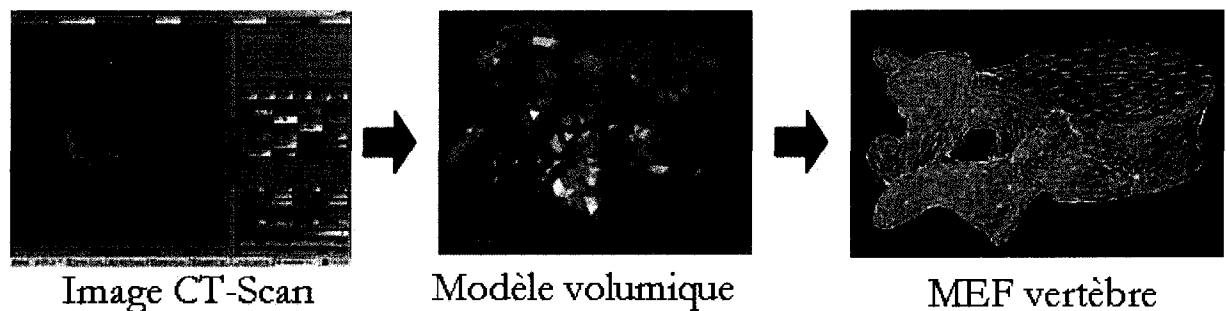
coordonnées 3D relatives aux repères anatomiques du patient est généré. Delorme et coll. (2003) (Delorme et al., 2003) ont évalué et validé ce processus de reconstruction géométrique à l'aide de tests in vitro. L'erreur par rapport au modèle physique de référence était de  $3.3 \pm 3.8$  mm.



**Figure 1. 11 : Reconstruction 3D à partir des radiographies multivues d'un patient (adaptée de Clin (2005) – Reproduite avec permission)**

En parallèle à ce processus d'identification de points de repère, la segmentation des images CT-Scan permet d'obtenir une géométrie surfacique détaillée des vertèbres. Chaque structure segmentée est représentée par un maillage triangulaire. Il est possible, à l'aide d'un logiciel de modélisation 3D comme CATIA V5, de décimer la géométrie, d'en créer un volume et de le mailler à l'aide d'éléments tétraédriques linéaires afin de former un modèle par éléments finis (MEF) (figure 1.12). Ce MEF est par la suite adapté sur chaque patient en utilisant ses repères 3D extraits du processus d'identification des points de repère décrit précédemment. Le processus d'adaptation du maillage à partir des

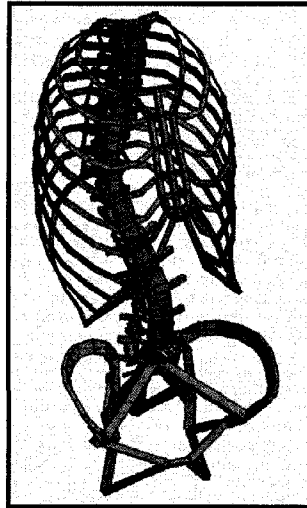
points de repères 3D du patient se fait grâce à un outil mathématique nommé krigeage (Andre, Trochu, & Dansereau, 1996).



**Figure 1. 12 : Génération du modèle par éléments finis d'une vertèbre à partir de son image CT-scan**

#### 1.4.3 Modélisation du rachis et de la cage thoracique

À l'aide des fichiers générés durant le processus de reconstruction géométrique, un MEF global du rachis, du bassin et du thorax est créé (Clin, 2005; El-Rich, M., Villemure, Labelle, & Aubin, 2008) (figure 1.13). Chaque segment vertébral thoracique et lombaire est constitué respectivement de 75 nœuds et de 59 nœuds. Les corps vertébraux, les pédicules, les apophyses transverses, épineuses et articulaires, les lames, les joints costo-vertébraux (CV) et costo-transverses (CT) ainsi que les disques intervertébraux ont été modélisés par des éléments poutres. Les facettes articulaires sont représentées par des éléments coques sur lesquels reposent des éléments contacts à quatre nœuds. Un décalage de 0.5 mm entre les facettes en contact est choisi pour simuler l'espace interfacettaire. La cage thoracique a été modélisée par des éléments poutres. Les ligaments sont représentés à l'aide d'éléments câbles en tension seulement.



**Figure 1. 13 : Modélisation filaire du rachis, du bassin et du thorax (adaptée de Clin (2005) – Reproduite avec permission)**

#### *1.4.4 Modèle de la spondylolyse*

Un modèle de la spondylolyse a été adapté sur un patient atteint de spondylolisthésis bas grade (El-Rich, M., Villemure, Labelle, & Aubin, 2008). Seul le segment L5-S1 est représenté. Le modèle utilise des éléments solides linéaires tétraédriques afin de représenter les structures osseuses et le disque intervertébral. Ce dernier est modélisé par interpolation des plateaux vertébraux L5 et S1. Les ligaments ont été modélisés en utilisant des éléments câbles en tension seulement. Les propriétés mécaniques ont été extraites de la littérature.

Le bassin a été maintenu fixe au niveau de l'axe bi-fémoral du bassin. Différents cas de chargements ont été simulés. Une force de 500N a été appliquée sur le plateau supérieur de L5. Des moments de flexion et d'extension de 15 Nm ont également été appliqués au

même niveau. Le modèle a été validé par comparaison avec des données de la littérature (Natarajan, Williams, & Andersson, 2003). Une étude de sensibilité du maillage a également été faite.

#### 1.4.5 Modélisation musculaire

Le modèle neurophysiologique  $\lambda$  de Feldman a été choisi pour représenter le contrôle neural (Feldman, 1986; Feldman & Levin, 1995). Afin qu'une contraction musculaire se produise, un signal électrique doit être capté par les motoneurones. Ces derniers sont responsables de la communication entre le système nerveux central et les muscles. Lorsque le potentiel des motoneurones est inférieur à son seuil de décharge  $\lambda^*$ , les muscles qui y sont associés sont en dessous de leur seuil d'étirement ( $\lambda < \lambda^*$ ). Lors d'un mouvement volontaire, le système nerveux envoie un signal électrique aux motoneurones qui atteignent leur seuil d'étirement ( $\lambda = \lambda^*$ ). Ceux-ci continuent à être recrutés tant et aussi longtemps que la position finale du muscle, soumis aux charges externes, n'est pas atteinte.

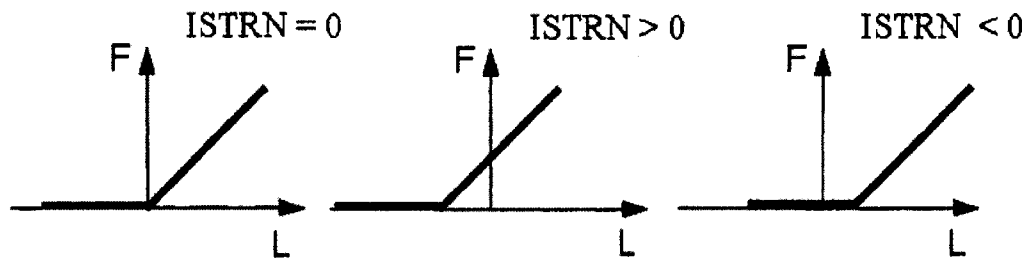
Plusieurs auteurs ont travaillé sur l'intégration des muscles et du contrôle moteur dans les modèles par éléments finis (Beauséjour, 1999; Garceau, 2000). L'équation permettant de modéliser, pour chaque muscle, la déformation initiale, ISTRN, est basée sur la configuration intermédiaire  $\lambda_f$  (équation 1.2).



$$ISTRN = \frac{\lambda_f - \lambda_i}{\lambda_i}$$

**Équation 1.2 : Équation de l'étirement initial d'un faisceau musculaire.**

Des éléments câbles (LINK10) en tension seulement ont été utilisés pour représenter le seuil d'étirement des muscles. Si un faisceau musculaire a une longueur initiale négative ( $ISTRN < 0$ ), alors la valeur du potentiel des motoneurones est inférieure au seuil d'activation musculaire et donc, le muscle n'est pas recruté. À l'inverse, si un faisceau musculaire a une longueur initiale positive ( $ISTRN > 0$ ), alors la valeur du potentiel des motoneurones permet d'atteindre le seuil d'activation musculaire et donc, un mouvement volontaire est possible (figure 1.14).



**Figure 1.14 : Modélisation du seuil de recrutement**

Huit groupes musculaires (multifidus, iliocostalis, longissimus, rectus, grands obliques, petits obliques, quadratus et psoas) ont été modélisés par 160 faisceaux musculaires ainsi que leur loi de comportement superélastique (Garceau, 2000). Le module d'élasticité d'un faisceau musculaire  $j$  est fonction de sa déformation  $ISTRN$  et de sa longueur instantanée  $\lambda_j$  durant la simulation quasi-statique (équation 1.3).

$$E_j = k_j \left[ \frac{(\exp(0.112 * ISTRN_j * \lambda_j)) - 1}{ISTRN_j} \right]$$

**Équation 1.3 : Équation du module d'élasticité des muscles superélastiques**

Selon les données de la littérature, le facteur  $k_j$  est une valeur à déterminer afin de permettre aux muscles d'atteindre leur configuration finale. Les travaux de Beauséjour (1999) (Beauséjour, 1999) ont démontré qu'un comportement élastique linéaire des muscles ne pouvait pas représenter adéquatement plusieurs mouvements physiologiques telle la flexion. Garceau (2000), ayant raffiné le modèle de Beauséjour (1999) en modélisant le comportement élastique non-linéaire des muscles à l'aide de courbes multilinéaires, a considéré le facteur  $k$  global pour tous les muscles comme étant fonction du mouvement physiologique représenté.

#### *1.4.6 Simulation de la gravité*

Les charges de gravité (tableau 1.7), représentant le poids du patient, sont obtenues à partir des données de la littérature (Liu, Y. K., Laborde, & Van Buskirk, 1971). Ces charges, distribuées entre les vertèbres T1 et L5, correspondent à un pourcentage de la masse totale du patient et sont appliquées au centre de masse de chaque vertèbre. Les coordonnées du centre de masse, mesurées par rapport au centroïde de la coupe transversale de chaque niveau vertébral, sont données dans le tableau 1.7 en termes d'excentricité. L'axe  $x$  est positif vers l'avant et l'axe des  $y$  est positif vers la gauche.

Tableau 1. 7 : Masse des segments et excentricité des centres de masses

	Masses des segments en % de la masse totale	Excentricité en x (mm)	Excentricité en y (mm)		Masses des segments en % de la masse totale	Excentricité en x (mm)	Excentricité en y (mm)
T1	1,1	4,1	-17,3	T10	2	64	-12,2
T2	1,1	35,8	-1,3	T11	2,1	60,7	-12,2
T3	1,4	29,7	-10,3	T12	2,5	59,9	-1,4
T4	1,3	46,7	-6,1	L1	2,4	37,6	-5,5
T5	1,3	50	-1,5	L2	2,4	36,6	-7,4
T6	1,3	53,3	-7,3	L3	2,3	41,1	-6,4
T7	1,4	52,1	-7,7	L4	2,6	27,2	-11,8
T8	1,5	57,2	-11,7	L5	2,6	48,8	-3,1
T9	1,6	78,2	-7,3				

Ces données sont insérées dans le MEF par la création de nouveaux nœuds. Ces derniers sont liés au centroïde des vertèbres au moyen de poutres rigides. Une force ponctuelle, correspondant aux masses calculées, est appliquée sur ces nouveaux nœuds en direction des z négatifs du système de coordonnées global.

## **CHAPITRE 2 : PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS**

Tel que rapporté au chapitre 1, plusieurs études cliniques et biomécaniques ont été menées sur la spondylolyse et le spondylolisthesis. L'étude de ces 2 entités chez les patients pédiatriques est grandement basée sur des mesures radiologiques et statistiques et l'analyse des forces en jeu, responsables de la progression de ces deux pathologies, est peu documentée. Les études biomécaniques rapportées dans la littérature ont porté principalement sur l'étude de la spondylolyse et du spondylolisthesis chez les patients adultes. Il existe quelques modèles du spondylolisthesis pédiatrique étudiant le glissement au niveau de la plaque de croissance (Konz, Regina J. et al., 1999; Sairyo, Koichi et al., 2006b).

Les modèles numériques développés comportent plusieurs limites de modélisation restreignant la portée de l'étude sur le sujet. Parmi celles-ci, les modèles raffinés destinés à l'étude des pathologies sont limités à un segment vertébral (Konz, R. J. et al., 2001; Natarajan, Williams, & Andersson, 2003; Sairyo, Koichi et al., 2006a; Sairyo, Koichi et al., 2006b; Sylvestre, 2007). Aussi, une simple force et moment sont appliqués sur le plateau supérieur de la vertèbre apicale afin de représenter les efforts musculaires et de gravité. De plus, les modèles simplifiés complets du rachis (Aubin, C.-E., 1995; Clin, 2005) ne permettent pas d'effectuer une analyse précise de la spondylolyse et du spondylolisthesis isthmique puisque la morphologie du segment L5-S1 n'est pas représentée de manière détaillée. Par conséquent, les méthodes d'estimation des forces

externes utilisées pour représenter les mouvements et contraintes physiologiques ne sont pas personnalisées pour chaque patient dans les modèles existants du spondylolisthésis.

Les concepts biomécaniques de la spondylolyse ne sont pas clairement documentés dans la littérature (Labelle et al., 2005, Mac-Thiong and Labelle, 2006). Aussi, plusieurs littératures ne s'entendent pas sur les mécanismes impliqués dans la progression du spondylolisthésis. En effet, certaines littératures affirment qu'il y a un glissement par rapport au disque de la jonction lombosacrée (Labelle et al., 2005, Roussouly et al., 2006), tandis que d'autres suggèrent un mécanisme de déformation au niveau de la plaque de croissance de la vertèbre de glissement (Konz et al., 2001, Sairyo et al., 2006a, Sairyo et al., 2004, Farfan et al., 1976). Ce projet vise donc en partie à clarifier ces différents concepts et mécanismes impliqués dans la spondylolyse et le spondylolisthésis. Quatre hypothèses sont émises à ce propos :

H1) Un glissement antérieur de la vertèbre L5 entraînerait une augmentation de la pression au niveau de ses facettes interarticulaires inférieures et donc, une rupture en extension du pars serait impliquée dans la spondylolyse.

H2) Puisque le disque intervertébral est la structure la moins rigide dans la jonction lombosacrée, les contraintes normales et de cisaillement devraient être plus élevées au niveau du plateau inférieur de L5, à la jonction de sa plaque de croissance, chez les patients atteints de spondylolisthésis.

H3) Un grade plus élevé de glissement chez les patients atteints de spondylolisthésis impliquerait une concentration des contraintes normales dans la partie antérieure du plateau inférieur de L5, à la jonction de sa plaque de croissance, et dans la plaque de croissance de S1.

H4) Les mouvements de flexion dans le plan sagittal augmenteraient les contraintes de cisaillement au niveau du plateau inférieur de L5, à la jonction de sa plaque de croissance, tandis que des mouvements d'extension les diminueraient.

Il existe dans la littérature plusieurs concepts qui pourraient être combinés afin de pouvoir bâtir un modèle adéquat à l'étude de la spondylolyse et du spondylolisthésis et permettant de vérifier les hypothèses du projet. Ce modèle doit au minimum représenter la balance sagittale d'un patient réel, avoir une géométrie raffinée du segment L5-bassin et être capable de représenter de manière précise les efforts physiologiques engendrés dans les structures anatomiques.

Les objectifs de ce projet de recherche sont :

O1) Développer un modèle numérique du segment T1-bassin personnalisé pour des patients pédiatriques. Ce modèle devra permettre de faire l'étude de la spondylolyse (O1a) et du spondylolisthésis isthmique (O1b).

O2) Analyser les mécanismes de déformation impliqués dans la spondylolyse.

O3) Faire une étude préliminaire des contraintes responsables de la progression du spondylolisthesis bas grade pour les postures debout neutre (O3a), en flexion (O3b) et en extension (O3c).

O4) Adapter le modèle sur des patients atteints de spondylolisthesis haut grade et étudier, de manière préliminaire, les contraintes responsables de leur progression vers un spondyloptosis.

La modélisation et l'analyse des contraintes, à la jonction lombosacrée, responsables de la progression du spondylolisthesis bas grade seront détaillées dans l'article du chapitre 3 (O1b et O3a). Le chapitre 4 présentera les méthodes de modélisation et les résultats complémentaires au mémoire. Il sera divisé en 3 sections :

- 1) L'analyse de formation de la lyse chez les patients atteints de spondylolisthesis bas grade (O1a et O2).
- 2) L'effet des mouvements physiologiques dans le plan sagittal sur les contraintes normales et en cisaillement au niveau de la jonction lombosacrée des patients bas grades (O3b et O3c).

- 3) L'adaptation du modèle numérique sur les patients atteints de spondylolisthésis haut grade et l'étude des contraintes dans la jonction lombosacrée de ces patients (O4).

Dans le chapitre 5, une discussion générale et les perspectives du mémoire seront faites afin de présenter la portée et les limites de cette recherche. La conclusion du projet sera présentée à la suite du chapitre 5.



## **CHAPITRE 3 : PRÉSENTATION DE L'ARTICLE**

### ***3.1 Situation de l'article***

L'article porte sur la modélisation et l'étude de la progression du spondylolisthésis chez l'enfant. Il décrit le modèle développé pour cette recherche et présente l'analyse du mécanisme de progression pour deux cas présentant des bas grades différents selon le système de classification de Mac-Thiong et coll. (2006). Ce chapitre correspond aux objectifs O1b et O3a.

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est évaluée à 85%. Il a été soumis pour publication à la revue « Clinical Biomechanics » au mois de décembre 2008.

**3.2 Article : *Biomechanical Evaluation of Pediatric Low-Grade Isthmic Spondylolisthesis using a Personalized Finite Element Model.***

Submitted to Clinical Biomechanics

Biomechanical Evaluation of Pediatric Low-Grade Isthmic Spondylolisthesis using a  
Personalized Finite Element Model.

H. Gharbi<sup>1</sup>, B.Eng.; C-É. Aubin<sup>1,2</sup>, PhD; H. Labelle<sup>2</sup>, MD.;

- 1- Ecole Polytechnique de Montreal  
P.O. Box 6079, Station Centre-ville  
Montreal (Quebec)  
H3C 3A7 CANADA
- 2- Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center  
3175, Cote Sainte-Catherine Rd  
Montreal (Quebec)  
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., Ecole Polytechnique, P.O. Box 6079, Station 'centre-ville', Montreal, Quebec, Canada H3C 3A7

Email: [carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:carl-eric.aubin@polymtl.ca)  
Fax: 1-514-340-5867  
Tel: 1-514-340-4711 x2836

### 3.2.1 *Abstract*

*Background:* Isthmic spondylolisthesis is an anterior slippage of L5 on S1. The aim of this study was to investigate the biomechanics of L5-S1 low-grade spondylolisthesis.

*Methods:* Three-dimensional geometry of the spine, pelvis and rib cage was reconstructed using biplanar radiographs of three patients with isthmic spondylolisthesis. Taking into consideration the effects of muscles and relevant inter- and para-vertebral connective tissues, a personalized biomechanical finite element model of the whole trunk was developed with enhanced details of L4 down to the pelvis. Simulations with the reconstructed geometries were conducted to analyze normal and shear stresses at the lumbosacral junction.

*Findings:* Perpendicular stresses generated on the osseous endplate and on the growth plate of L5 and S1 were higher than those reported in the literature for the patient with an elevated sacral slope and pelvic incidence (“shear-type”), and for the patient with a low sacral slope and pelvic incidence (“nutcracker-type”). Shear stress located at the endplate is higher for the shear-type patient compared to the nutcracker-type patient. Stresses for the third patient, who initially had a little sacral slope and pelvic incidence and 30 months after an elevated sacral slope and a low pelvic tilt (“balanced pelvis type”), increased over time.

*Interpretation:* The risk of physis stress fracture of the inferior osseous endplate of L5 and slippage at the interface of its growth plate was higher for the shear-type patient

compared to the nutcracker-type patient. The shear-type case was predisposed to develop a dome-shaped morphology at S1.

*Keywords:* Isthmic spondylolisthesis; Spondylolysis; Finite Element Model; Personalized Geometry; Biomechanical model.

### 3.2.2 *Introduction*

Spondylolysis is a unilateral or bilateral pars defect of a vertebra that affects 5-6% of the population (Chosa et al., 2004). This defect, in combination with other factors like disc herniation or changes in spinopelvic morphology, may lead to spondylolisthesis which is an anteriorolisthesis of the vertebra on the one below (Hanson et al., 2002, Labelle et al., 2004, Natarajan et al., 2003, Sairyo et al., 2001). Approximately 80% of patients with spondylolysis at L5 have the isthmic type of spondylolisthesis, and 20% of these same patients show slippage that exceeds 25% (Saraste, 1993). In pediatric patients, high stress in the structures surrounding the growth plate may cause epiphyseal separation, apophyseal bony ring fracture and slippage at the growth plate without disc degeneration (Sairyo et al., 2006a, Sairyo et al., 2006b, Sairyo et al., 2004, Farfan et al., 1976), but the etiology of spondylolisthesis remains unclear (Reitman et al., 2002).

Radiographic investigations were performed to determine spinal parameters that may increase the risk of spondylolisthesis progression. Pelvic incidence (PI) has been shown to be an important predicting factor for assessing the risk of progression of low-grade spondylolisthesis (Hanson et al., 2002, Labelle et al., 2004). 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 (Hresko et al., 2007). Although it is a controversial topic (Legaye et al., 1998, Whitesides et al., 2005), spinal and lumbosacral parameters essential to maintain global sagittal balance (such as the slip

angle, the lumbar index or the sacral contour), are thought to be secondary changes (Hanson et al., 2002, Vialle et al., 2007, Whitesides et al., 2005) which are more related to the degree of dysplasia rather than the cause of slippage.

Mac-Thiong *et al.* (2006) suggested a clinically oriented classification method, where 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”. Furthermore, different authors assessed the mechanism of slippage in pediatric isthmic spondylolisthesis: while a few observed slippage through the growth plate after a physis stress fracture of the vertebral body (Konz et al., 2001, Sairyo et al., 2006a, Sairyo et al., 2004, Farfan et al., 1976), some other concluded that the slippage occurs at the disc level (Labelle et al., 2005, Roussouly et al., 2006).

Since spondylolisthesis is mainly assessed using radiographic measurements, forces responsible for the progression of the deformity still remain unclear. Several finite element models of spondylolysis and spondylolisthesis have been reported in the literature (Chosa et al., 2004, Konz et al., 2001, Natarajan et al., 2003, Sairyo et al., 2006a, Sairyo et al., 2006b, Yamamoto et al., 1999, El-Rich et al., 2008). None of these however took into account the overall sagittal balance, nor did they consider the effect of the surrounding musculature, which might significantly affect the stress distribution in

anatomical structures. Furthermore, since no longitudinal biomechanical studies were done for pediatric patients, the mechanism of progression for the different spondylolisthesis types is unknown. The aim of this paper is to present a personalized finite element model (FEM) of low-grade spondylolisthesis to assess the mechanisms involved in the slippage of three spondylolisthesis cases by analyzing the stresses at the lumbosacral junction.

### 3.2.3 *Methods*

#### *3D Patient-specific geometry of the FEM*

Three cases with isthmic spondylolisthesis were used to generate the patient-specific geometry of the FEM. The two first cases had a low-grade spondylolisthesis (grades 1 and 2 according to the classification of Meyerding (Meyerding, 1932)) and the third case also had a low-grade spondylolisthesis that progressed from grade 2 to grade 3 over a period of 2.5 years. The morphological characteristics of these patients are described in Table 1.

A hybrid finite element model (FEM) of the complete trunk, from T1 to the pelvis and including the rib cage, was developed in order to perform a detailed analysis at the lumbosacral junction. The T1-L3 segment was modeled with a simplified beam-type approach while the L4-pelvis segment was represented with a detailed volumetric approach (figure 1).

Details of the simplified FEM used for the segment T1-L3 and the rib cage were previously reported (Aubin et al., 1995, Beauséjour et al., 1999, Huynh et al., 2007) and are here summarized. Briefly, 1050 beam elements were used to represent the vertebrae, the intervertebral discs, the ribs, the costal cartilages and the sternum. Shell and non-linear contact elements were used to represent the articular facets, and tension-only trusses were used to represent the ligaments. The detailed L4 to pelvis segment was described in the paper of El-Rich et al. (2008). In summary, the 3D surface geometry of the bony structures was obtained from CT-scans of an asymptomatic dry specimen. By free meshing with tetrahedric linear orthotropic solid elements, a refined FEM of this segment was generated. The cortical bone was modeled using the circumferential external elements of the meshed bony structures. The cancellous bone was enclosed by the cortical bone except at the endplates. A bilateral lysis was simulated by manually removing posterior bony elements in order to have approximately a gap of 5 millimetres in the pars of L5. The intervertebral disc geometry was modeled by using the endplates of consecutive vertebral bodies (Breau et al., 1991) that were approximated each using a least square plane. The endplates were then connected using a circumferential surface and a volume representing the disc was generated and meshed. Non-linear cable elements were used to represent the anterior longitudinal, posterior longitudinal, intertransverse, interspinous, and facet capsular ligaments, as well as the ligamentum flavum and the annular fibers. Mechanical properties of anatomical structures, presented



in Table 2, were taken from the literature (Iatridis and Gwynn, 2004, El-Rich et al., 2008, Konz et al., 2001).

A detailed intervertebral model at the L3-L4 level was developed to connect the simplified T1-L3 model and the detailed L4-pelvis model. The inferior endplate of L3 was created by duplicating the superior endplate of L4 and rigidly connecting it at the end of the beam representing the vertebral body of L3. This intervertebral disc was created using the same method described above. The geometry of the zygapophyseal joints was modified to account for the slight position and orientation differences between the two models. To do so, the nodes of each articular surfaces were relocated using a least square plane with an inter-facet space of 0.5 mm (Breau et al., 1991).

The FEM geometry was personalized to the three patients with spondylolisthesis. Basically, for each patient, the personalized geometry of the spine, rib cage and pelvis was reconstructed in 3D from the postero-anterior and lateral radiographs using a self-calibration technique (Cheriet et al., 1999, Kadoury et al., 2007) wherein 17 anatomical landmarks on each vertebra from T1 to L5, 11 per rib and 23 on the pelvis were identified on two radiographs (postero-anterior and lateral). A third radiograph, postero-anterior with an incidence of  $20^\circ$ , was necessary to reconstruct the rib cage (Delorme et al., 2003). The 3D coordinates of the nodes of the FEM were then deformed using dual kriging (a free form deformation technique) to fit the 576 reconstructed points (Aubin et al., 1995, Delorme et al., 2003).

The personalized FEM contains a total of 27,992 nodes and 65,487 elements. Ansys 11.0 finite element package (ANSYS Inc., U.S.A.) was used to build and solve the model.

### Simulation of Gravity and Muscles

Muscles were modeled with 160 tension-only cable elements representing eight muscle groups (multifidus, iliocostalis, longissimus, rectus abdominis, obliquus externus, obliquus internus, quadratus lumborum) similarly to the model of Beauséjour et al. (Beauséjour et al., 1999). The equilibrium point hypothesis, also called the  $\lambda$  model of motor control, was used to simulate their recruitment behaviour (Feldman, 1986). Force activation by the muscles was induced by calculating the initial strain (ISTRN) for each cable element according to its initial ( $\lambda_i$ ) and final ( $\lambda_f$ ) configuration.  $\lambda_i$  is a vector corresponding to the length of the muscles when the spine is unloaded, and  $\lambda_f$  is a vector corresponding to the length of muscles when the spine is subjected to gravity, which are taken from the 3D reconstruction of the patient.

$$ISTRN = \frac{\lambda_i - \lambda_f}{\lambda_i}$$

A positive ISTRN will produce an active tension force, while a negative ISTRN signifies that the muscle is slack and produces no force. At each calculation step during the FEM simulation, the Young modulus  $E_j$  of each muscle ( $j$ ) was calculated with regards to the length each muscle ( $\lambda_j$ ) to take into account their non-linear behaviour:

$$E_j = k \left[ \frac{(\exp(c * ISTRN_j * \lambda_j)) - 1}{ISTRN_j} \right]$$

Where  $c$  is a parameter associated to the gradient of the motoneurons recruitment and equals to  $0.112 \text{ mm}^{-1}$  for all the muscles (Feldman and Orlovski, 1972), and  $k$  is a parameter that is derived from the work of Gribble et al. (Gribble et al., 1998) and is fixed to  $1 \text{ N/mm}^2$  (Huynh et al., 2007).

The gravity was simulated by applying forces at the center of mass of each vertebral body (Liu et al., 1971, Liu and Wickstrom, 1973). The combined effects of muscles recruitment and gravity were based on an opportunistic coordinate search optimization process (Audet and Dennis, 2003, Audet and Dennis, 2006). In brief, this process consisted in determining the required contribution of the muscles to obtain the 3D reconstructed configuration ( $\lambda_f$ ) when the spine is subjected to gravity. Optimization proceeds from an initial configuration ( $\lambda_i$ ), found by applying gravity forces in their opposite direction (Sylvestre et al., 2007), until the resulting geometry equals the 3D reconstruction ( $\lambda_f$ ).

#### Method of Stress Analysis

Normal and shear stresses were extracted at the lumbosacral junction from the osseous endplate of L5, as well as from the growth plates of L5 and S1. A negative value of the normal stress signifies that the structure is in compression, whereas a positive value

represents a tension. The normal stress is associated to the risk of fracture at the vertebral body or the growth modulation on the growth plates. Shear stress was reported under the inferior osseous endplate of L5, at its junction with the growth plate. A positive value of shear stress indicates an increase of the risk of slippage, while a negative value decreases this risk.

#### Assessment of spondylolisthesis progression

The third patient, with a documented progression of the spondylolisthesis by one grade of slippage between the two visits (2.5 years), was used to verify how the stresses evolved over the progression. Simulations were done using the reconstructed geometries acquired at the two visits, and normal and shear stresses were computed in each instance. The difference in the stress distribution was analyzed, and also compared with reported values in the literature (Sairyo et al., 2006a, Sairyo et al., 2006b).

#### 3.2.4 Results

##### Study of Shear and Nutcracker-types spondylolisthesis

There was a significant difference in the stress distribution in the osseous endplate and the growth plate at the lumbosacral junction between the nutcracker- and shear-type cases (figures 2 – 4). Elevated normal stresses were found on the growth plate and endplate of L5 (figure 2). These stresses were mostly located at the posterior and the anterior parts of the growth plate of S1 for the shear-type case (figure 3). For the

nutcracker-type case, there was an important compression stress at the center of the growth plate. Shear stress was high at the inferior osseous endplate of L5, at the junction of its growth plate, and was higher for the shear-type case compared to the nutcracker-type case (figure 4). This stress was concentrated at the posterior (B) part for the shear-type case and on the left for the nutcracker-type case.

#### Assessment of spondylolisthesis progression

At the patient #3 first visit, the stresses in the endplate and growth plate of L5 (figure 2) as well as the normal stress on S1 was high in compression and was well-distributed around the growth plate (figure 3). Maximum positive shear stress was concentrated at the posterior part (B) of the endplate (figure 4). The stress was more important at the second visit and the compression stress on the growth plate of S1 became more concentrated at the anterior part (F). Shear stress remained constant at the anterior part (F) of the endplate and rose at its posterior part (B) (figure 4).

#### 3.2.5 Discussion

For the three cases, the endplate of L5 is more horizontal than the endplate of S1 at the lumbosacral junction. This may explain why high normal stress in compression was measured at the lumbosacral junction on the osseous endplate of L5. Furthermore, high shear stress at the endplate interface could cause slippage since the growth plate, which is directly in contact with the endplate, is the weakest link against shear stress. This

result is in agreement with some clinical and numerical results in the literature (Sairyo et al., 2006a, Sairyo et al., 2006b, Sairyo et al., 2004, Farfan et al., 1976). However, it distinguishes from clinical observations of Roussouly et al. (Roussouly et al., 2006), who proposed that shear stress could induce slippage at the L5-S1 disc. It should be mentioned however that patients in the Roussouly et al. report were young adults with an average age of 19 years and therefore, with closed physes as opposed to our patients whose vertebrae include growth plates (immature endplate). When the physes are opened, a slippage at the growth plate could happen as predicted by our model. However, since the thickness of the growth plate is small compared to that of the intervertebral disc, a slippage only at the growth plate could not explain all the observed L5-S1 slippage (Roussouly et al., 2006) unless there is a complete separation of the growth plate and the osseous endplate, as stated by some literature (Farfan et al., 1976, Sairyo et al., 2004), or a deformation of the disc (Roussouly et al., 2006). Simulations on other cases should be done in order to verify whether the slippage at the growth plate is always involved, or if a mechanism of deformation at the disc space, as stated by Roussouly et al., could be implicated when the physes are opened.

One limitation of the model is that it doesn't include the deformation and slippage mechanism over time. Instead, only shear stress and normal stress (coming from the immediate loading of the spine from gravity and muscles) were analyzed and used to interpret the progression mechanism. In fact, these types of stresses are associated with the risk of progression (Roussouly et al., 2006, Sairyo et al., 2006a). Indeed, there was a

risk of fracture and/or slippage or remodeling of the osseous endplate of L5 for the shear- and nutcracker-type patients given that the normal stress at this region was important. The risk of slippage was higher for the shear-type patient because the shear stress at the osseous endplate of L5, at the junction of its growth plate, was higher for this patient.

The nutcracker-type case was initially less predisposed to develop a dome-shaped morphology at S1, in view of the fact that the compression stress was concentrated around and in the middle of its growth plate. A dome could be possible for this patient if a slippage at the growth plate is later produced: the position of L5 will be more anterior to the growth plate of S1 and all the compression stress would be concentrated at its anterior part, as for the third patient at his second visit. For the shear-type patient, this dome-shaped mechanism could have already begun (figure 3) since normal stress in compression is concentrated both in the posterior (B) and the anterior (F) region of the growth plate of S1. The increase of stresses for the third case at visit 2 compared to visit 1 and to Sayrio et al., suggest an increase of the risk of a physis stress fracture at the inferior osseous endplate of L5 and a slippage at its growth plate. High shear stress at the osseous endplate of L5 for the same patient at visit 2 could be explained by an increase of forces generated by muscles (32 N) attached on L5 in reaction to the slippage. These forces induced a higher force at the posterior part of the endplate, and the tangential component of this force caused a higher shear stress at the same level. As a consequence of the normal component of this force, the growth might be inhibited

around the growth plate of S1 because of the high compression stress at this region at both visits according to the Hueter-Volkman law of growth modulation (Villemure et al., 2002). This supports the development of a dome-shaped sacrum, as reported in the literature (Hresko et al., 2007). The increased stress also is concomitant with an 12° increase of the sacral slope between the two visits, as well as the change in the position of the posterior border of S1 as documented during the growth (O'Brien et al., 2004). The results for the third patient are in agreement with the literature according the increase of stresses at the lumbosacral junction after slippage (Hu et al., 2008, Huang et al., 2003), the formation of a dome on the sacrum (Hresko et al., 2007), and the changes in morphological parameters such the sacral slope (Labelle et al., 2005, Mac-Thiong and Labelle, 2006).

This study is an initial effort to understand the pathomechanism of spondylolisthesis. At this point, the model should be considered as a practical tool to understand general trends. Therefore the conclusions cannot be generalized to all cases or applied as a patient-specific clinical tool. A complete validation on more cases is required before it could be used for these purposes. In addition, some modifications are needed in order to adapt the model to high-grade spondylolisthesis patients, for instance to include the initial dome-shaped sacrum and to simulate the slippage progression. Once improved and more extensively validated, this FEM adapted for pediatric patients with low- and high-grade spondylolisthesis, could be a useful tool to help assessing progressive cases



in conjunction with the currently existing classification systems (Mac-Thiong and Labelle, 2006).

### *3.2.6 Conclusion*

The biomechanical finite element model presented in this paper allowed the assessment of the risk of progression in pediatric low-grade spondylolisthesis. Both the nutcracker- and shear-type cases appear to be initially at risk of developing a physis stress fracture of the L5 vertebral body at the lumbosacral junction. In both situations, shear stress on the transverse view of the endplate of L5 could explain the risk of further slippage that could be reduced by limiting the spine mobility using a brace (Huang et al., 2003). The compression stress distribution on the growth plate of S1, for the shear-type patient and the third patient at both visits, could explain the changes in dome shape morphology of sacrum noted in some progressive pediatric and adolescent spondylolisthesis.

### *3.2.7 Acknowledgements*

This study was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair Program with Medtronic).

### 3.2.8 References

- AUBIN, C. E., DESCRIMES, J.-L., DANSEREAU, J., SKALLI, W., LAVASTE, F. & LABELLE, H. (1995) Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Ann Chir*, 49, 749-761.
- AUDET, C. & DENNIS, J. E. (2003) Analysis of generalized pattern searches. *Journal on optimization*, 13, 889-903.
- AUDET, C. & DENNIS, J. E. (2006) Mesh adaptative direct search algorithms for constrained optimization. *Journal on optimization*, 17, 188-217.
- BEAUSÉJOUR, M., AUBIN, C. E., FELDMAN, A. & LABELLE, H. (1999) Simulation of bending tests using a musculo-skeletal model of the trunk. *Ann. Chir.*, 53, 742-750.
- BREAU, C., SHIRAZI-ADL, A. & DE GUISE, J. A. (1991) Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine using CT images – a three-dimensional finite element mesh generation. *Ann Biomed Eng.*, 19, 291-302.
- CHERIET, F., DANSEREAU, J., PETIT, Y., AUBIN, C. E., LABELLE, H. & DE GUISE, J. A. (1999) Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 13, 761-779.
- 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, 158-163.
- 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.
- EL-RICH, M., VILLEMURE, I., LABELLE, H. & AUBIN, C. E. (2008) Mechanical loading effects on isthmic spondylolytic lumbar segment: finite element modelling using a personalised geometry. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, 26:1, [Epub ahead of print].
- FARFAN, H., OSTERIA, V. & LAMY, C. (1976) The mechanical etiology of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin. Orthop.*, 117, 40-55.
- FELDMAN, A. (1986) Once more on the equilibrium-point hypothesis (lambda model) for motor control. *Journal of motor behavior*, 18, 17-54.
- FELDMAN, A. & ORLOVSKI, G. (1972) The influence of different descending systems on the tonic stretch reflex in the cat. *Experimental Neurology*, 37, 481-494.
- GRIBBLE, P., OSTRY, D., SANGUINETI, V. & LABOISSIERE, R. (1998) Are complex control signals required for human arm movement ? *J. Neurophysiol.*, 79, 1409-1424.

- 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, 2026-2029.
- HRESKO, M. T., LABELLE, H., ROUSSOULY, P. & BERTHONNAUD, E. (2007) Classification of high-grade spondylolisthesis based on pelvic version and spine balance. *Spine*, 32, 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. & ANDY, S. J. (2003) Predictive value of pelvic incidence in progression of spondylolisthesis. Point of view. *Spine*, 28, 2381-2385.
- HUYNH, A.-M., AUBIN, C. E., MATHIEU, P. A. & LABELLE, H. (2007) Simulation of progressive spinal deformities in Duchenne muscular dystrophy using a biomechanical model integrating muscles and vertebral growth modulation. *Clinical Biomechanics*, 22, 392-399.
- IATRIDIS, J. C. & GWYNN, I. A. (2004) Mechanisms for mechanical damage in the intervertebral disc annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*, 37, 1165-1175.
- 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 & Biological Engineering & Computing*, 45, 591-602.
- KONZ, R. J., GOEL, V. K., GROBLER, L. J., GROSLAND, N. M., SPRATT, K. F., SCIFERT, J. L. & SAIRYO, K. (2001) The pathomechanism of spondylolytic spondylolisthesis in immature primate lumbar spines in vitro and finite element assessments. *Spine*, 26, 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, S27-S34.
- LABELLE, H., ROUSSOULY, P., BERTHONNAUD, E., TRANSFELDT, E., O'BRIEN, M., CHOPIN, D., HRESKO, T. & DIMNET, J. (2004) Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance - A correlation study. *Spine*, 29, 2049-2054.
- 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, 99-103.
- LIU, Y. K., LABORDE, J. M. & VAN BUSKIRK, W. C. (1971) Inertial properties of a segmented cadaver trunk : their implications in acceleration injuries. *Aerosp Med*, 42, 650-657.
- LIU, Y. K. & WICKSTROM, J. K. (1973) Estimation of the inertial property distribution of the human torso from segmented cadaveric data. *Perspect biomed eng.*, 203-213.
- 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, 1425-1435.

- MEYERDING, H. W. (1932) Spondylolisthesis. *Journal of surgery, gynecology and obstetrics*, 54, 371-377.
- 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, 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.*
- REITMAN, C. A., GERTZBEIN, S. D. & FRANCIS, W. R. (2002) Lumbar isthmic defects in teenagers resulting from stress fractures. *The Spine Journal*, 2, 303-306.
- 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, 2484-2490.
- SAIRYO, K., GOEL, V., MASUDA, A., VISHNUBHOTLA, S., FAIZAN, A., BIYANI, A., EBRAHEIM, N., YONEKURA, D., MURAKAMI, R.-I. & TERAJ, T. (2006a) 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, 930-935.
- SAIRYO, K., GOEL, V. K., MASUDA, A., VISHNUBHOTLA, S., FAIZAN, A., BIYANI, A., EBRAHEIM, N., YONEKURA, D., MURAKAMI, R.-I. & TERAJ, T. (2006b) Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture. *European Spine Journal*, 15, 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., SANO, T., GOEL, V. K. & YASUI, N. (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, 524-527.
- SARASTE, H. (1993) Spondylolysis and spondylolisthesis. *Acta Orthop Scand*, 251 (Suppl), 84-86.
- SYLVESTRE, P.-L., VILLEMURE, I. & AUBIN, C. E. (2007) Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45, 977-988.
- 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, 1641-1649.

- VILLEMURE, I., AUBIN, C. E., DANSEREAU, J. & LABELLE, H. (2002) Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation. *J Biomech Eng*, 124, 784-790.
- 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, S12-S21.
- 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. *Jsm International Journal Series C-Mechanical Systems Machine Elements and Manufacturing*, 42, 521-531.

### 3.2.9 *Figure and Table Captions*

Figure 1: Hybrid FEM of the shear-type patient.

Figure 2: Maximal normal stress on the growth plate and the endplate of L5 for the three cases.

Figure 3: Normal stress on the transverse view of the growth plate of S1 for the three cases (B and F represent the respectively the posterior and the anterior regions).

Figure 4: Shear stress (MPa) on the transverse view of the endplate of L5 for the three cases (B and F represent the respectively the posterior and the anterior regions).

Table 1: Clinical characteristics of the three studied patients.

Table 21: Material properties in the finite element model.

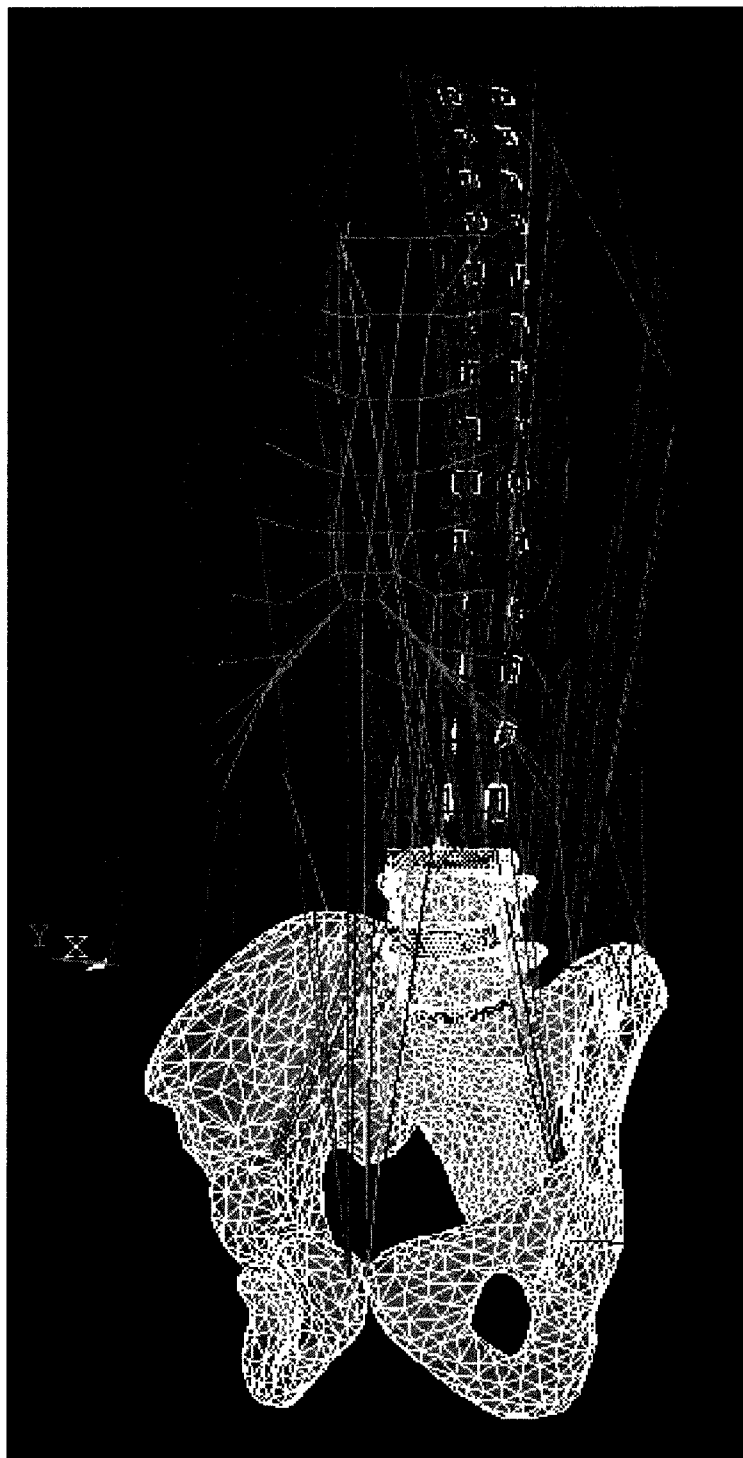


Figure 1: Hybrid FEM of the shear-type patient

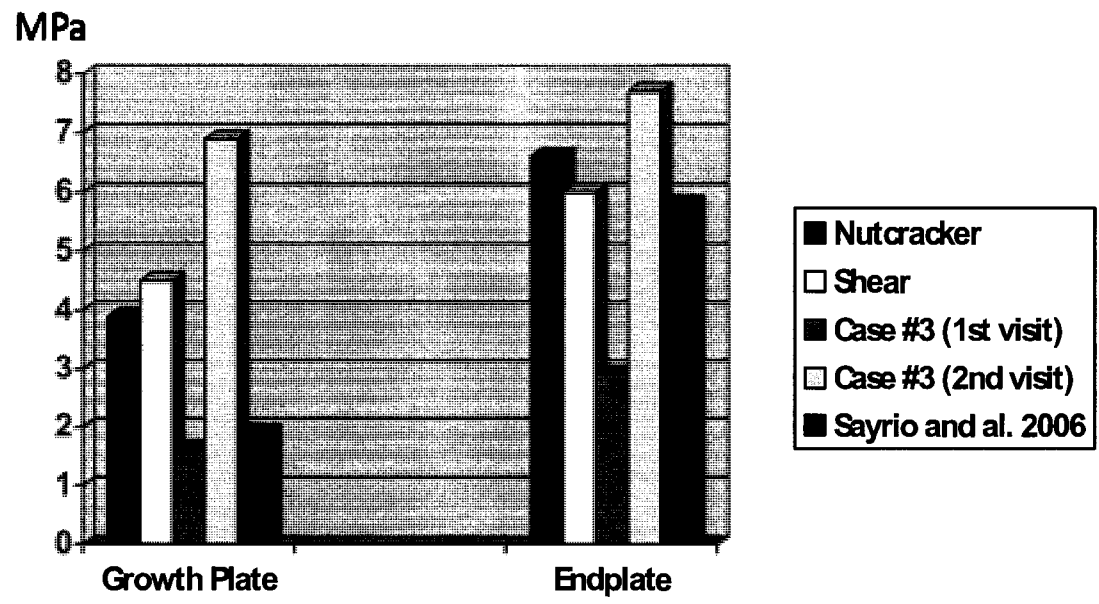
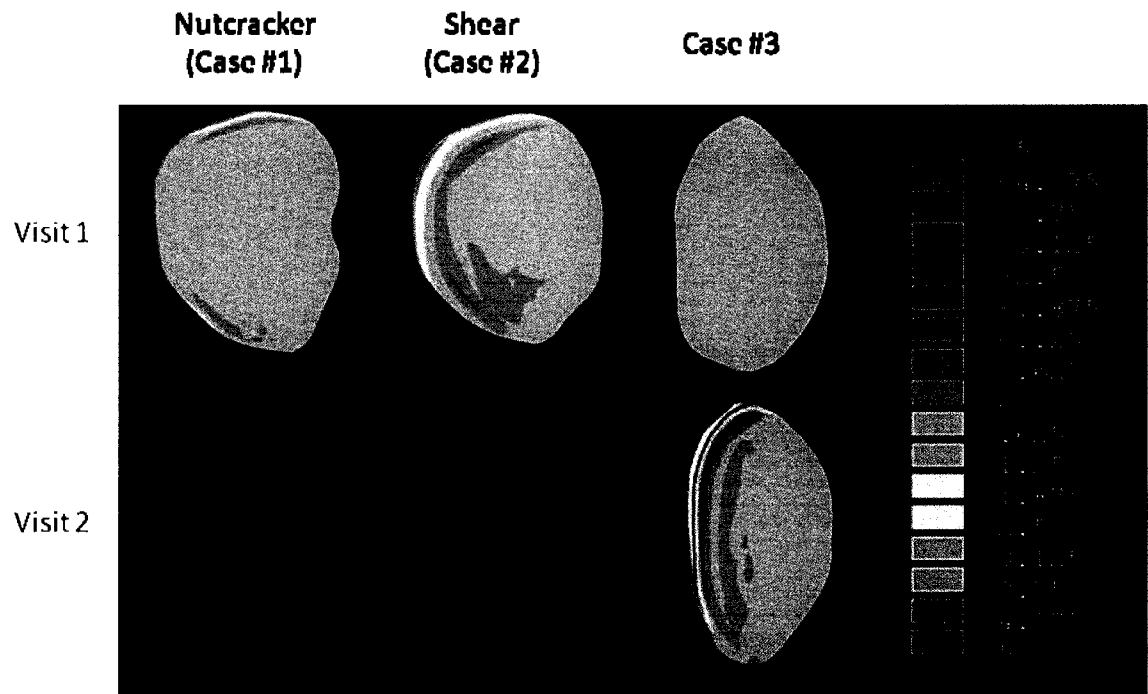


Figure 2: Maximal normal stress on the growth plate and the endplate of L5 for the three cases





**Figure 3: Normal stress on the transverse view of the growth plate of S1 for the three cases (B and F represent the respectively the posterior and the anterior regions)**



**Figure 4: Shear stress (MPa) on the transverse view of the endplate of L5 for the three cases (B and F represent the respectively the posterior and the anterior regions)**

Table 1 : Clinical characteristics of the three studied patients

No	Type	Age (years)	Height (cm)	Weight (Kg)	Grade	PI	SS	PT
1	Shear	14	157.2	45.5	2	61°	52°	9°
2	Nutcracker	15	178.5	66.4	1	34°	27°	7°
3	Nutcracker	14	153.7	40.6	2	42°	28°	17°
Visit 1								
Visit 2	Balanced pelvis	16.5	174.0	56.0	3	44°	40°	4°



### ***3.3 Discussion complémentaire de l'article***

L'utilisation de patients différents pour l'étude du spondylolisthésis implique plusieurs confondants tels le poids, la hauteur et la morphologie des vertèbres. Afin de mieux isoler l'effet propre de la configuration shear et nutcracker, il aurait fallu utiliser un seul patient avec une anatomie définie et faire varier individuellement les différents paramètres morphologiques et d'orientation du bassin (PI, SS, PT). Cette méthode aurait été cependant difficilement applicable en pratique puisque la variation d'un paramètre implique la modification de d'autres paramètres. Par exemple, une modification de la SS, en plus d'impacter sur la modification de la PI et/ou de la PT, impliquerait de choisir une autre configuration pour la lordose lombaire, la cyphose thoracique et/ou la hauteur des disques intervertébraux. D'autres paramètres confondants seraient donc également impliqués si une variation de configuration à partir d'un seul patient était utilisée. De plus, les différentes géométries du rachis générées ne représenteraient pas des modèles de patients réels et donc, les conclusions tirées à partir de tels modèles hypothétiques ne s'appliqueraient pas directement sur des patients réels.

Bien qu'une méthode de reconstruction personnalisée a été utilisée afin d'effectuer une étude de cas sur différents patients réels atteints de spondylolisthésis bas grade, les conclusions tirées pour ces patients à partir du modèle ne concordent pas avec les observations cliniques de plusieurs littératures (Roussouly et al., 2006, Labelle et al., 2005, Mac-Thiong and Labelle, 2006). En effet, selon ces littératures, le

spondylolisthesis affecterait le disque intervertébral et le plateau supérieur de S1, et non le plateau inférieur de L5 tel que proposé par nos résultats. De plus, une fracture de la physe du plateau inférieur de L5 ne serait également pas observée. Aussi, il y aurait souvent un ostéophyte de traction dans la partie postérieure de la plaque de croissance, ce qui est à l'opposé des contraintes de compression observées par nos simulations. Ces divergences par rapport aux conclusions de l'article pourraient être expliquées par les hypothèses de modélisation dans la jonction lombosacrée. Par exemple, la quantité d'éléments musculaires, étant supérieure dans la partie postérieure du rachis par rapport à sa partie antérieure, expliquerait les contraintes de compression concentrées dans la partie postérieure de la plaque de croissance pour tous les patients. En outre, les déformations, impliquées dans les plaques de croissance et le disque dues à leur faible rigidité, ainsi que l'inclinaison plus horizontale du plateau inférieur de L5 par rapport au plateau supérieur de S1 expliqueraient que les contraintes normales sont plus élevées dans le plateau inférieur de L5. Par conséquent, les diverses conclusions de l'article, à savoir entre autres le glissement par rapport à la plaque de croissance et une fracture au niveau de la physe, ne sont que des propositions de mécanismes de progression supplémentaires et donc, ne contredisent aucunement les mécanismes de progression cliniques observés dans la littérature (Roussouly et al., 2006, Labelle et al., 2005, Mac-Thiong and Labelle, 2006). Un raffinement des hypothèses de modélisation de la jonction lombosacrée ainsi que des simulations sur plusieurs autres patients devraient être faits afin de compléter et valider davantage le modèle numérique.

Il n'est pas possible, à partir des résultats de simulations, de déterminer et de prédire un glissement pour les patients. En effet, les contraintes reportées à la première visite du 3<sup>e</sup> patient, étant inférieures à ceux des deux autres patients, ne suggèrent pas une progression du glissement tel que reportée par les radiographies à sa 2<sup>e</sup> visite. Cela est dû au fait que les simulations numériques ont été seulement faites à partir de la géométrie reconstruite des patients et donc, l'effet de différentes positions anatomiques dans le plan sagittal n'est pas connu. Par conséquent, d'autres simulations, pour différentes postures, devraient être effectuées afin de calculer les contraintes, selon différentes positions anatomiques, qui pourraient être responsables de la progression du glissement pour les patients analysés.

## CHAPITRE 4 : ÉTUDES COMPLÉMENTAIRES

Dans cette section, les études complémentaires au mémoire non incluses dans l'article seront présentées. Le même MEF est utilisé sur les mêmes patients atteints de spondylolisthésis bas grade, deux patients atteints de spondylolisthésis haut grade et un patient non pathologique. Si non spécifié autrement dans la description des aspects méthodologiques, les mêmes hypothèses de modélisation sont utilisées que celles décrites dans l'article du chapitre 3. Les aspects méthodologiques seront présentés dans la section 4.1 et les résultats seront présentés à la section 4.2. La discussion de ces résultats sera faite au chapitre 5.

### *4.1 Aspects méthodologiques*

#### *4.1.1 Étude de la spondylolyse (objectifs O1a et O2)*

En vue de répondre à l'objectif O1a et O2, le modèle décrit dans l'article du chapitre 3 a été utilisé afin de faire une étude de l'analyse des contraintes impliquées dans la rupture du pars des patients atteints de spondylolyse.

Les patients analysés dans l'article du chapitre 3 étaient atteints de spondylolyse. Un cas hypothétique sans lyse de ces patients a été généré afin d'analyser la mécanique de rupture de la spondylolyse. Rappelons que l'un des patients est de type nutcracker et possède une faible incidence pelvienne de  $34^\circ$  et une faible pente sacrée de  $27^\circ$ ; l'autre, de type shear, possède une haute incidence pelvienne de  $61^\circ$  et une haute pente sacrée de



52°. Les résultats ont été comparés avec ceux d'un patient non pathologique (Ctrl). Des simulations tenant compte des efforts musculaires et de gravité ont été faites pour ces patients. Les contraintes principales ont été analysées dans le pars afin d'identifier les mécanismes impliqués dans sa rupture.

#### 4.1.2 Modélisation des mouvements physiologiques dans le plan sagittal (objectifs O3b et O3c)

Une limite de la technique de reconstruction utilisée concerne le fait qu'elle est basée sur les radiographies d'un patient en position debout. Par conséquent, la géométrie obtenue après reconstruction et krigeage correspond à celle d'un patient soumis aux charges musculaires et de gravité. L'application directe des charges musculaires et de gravité serait donc incorrecte car la configuration finale obtenue serait différente de celle obtenue après reconstruction et krigeage. Sylvestre (2007) (Sylvestre, 2007), ayant conçu un modèle détaillé de la région lombaire sans effet musculaire, se sont intéressés au problème et l'ont résolu en appliquant une charge opposée à la gravité pour ensuite l'annuler en réappliquant les charges gravitaires dans la bonne direction.

Lors de la simulation de mouvements de flexion ou d'extension, l'approche simplifiée proposée par Sylvestre (2007) ne peut s'appliquer en raison de l'amplitude des déplacements plus élevée. Une double méthode d'optimisation est proposée afin de tenir compte de la non-linéarité du modèle pour des mouvements de grandes amplitudes.

#### 4.1.2.1 Description de la méthode d'optimisation pour la simulation des mouvements de flexion et d'extension

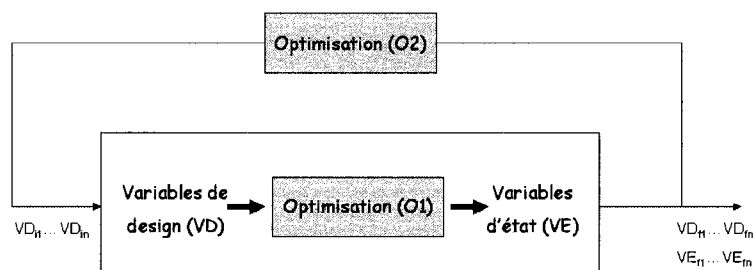
Le module d'élasticité d'un faisceau musculaire  $j$  est fonction de sa déformation  $ISTRN$  et de sa longueur instantanée  $\lambda_j$  durant la simulation quasi-statique (équation 4.1).

$$E_j = k_j \left[ \frac{(\exp(0.112 * ISTRN_j * \lambda_j)) - 1}{ISTRN_j} \right]$$

**Équation 4. 1 : Modèle élastique non-linéaire des muscles**

La nouvelle approche proposée dans le présent travail vise à introduire un vecteur de 8  $k_i$  propre à chaque groupement musculaire. La méthode d'optimisation du gradient a été utilisée afin de minimiser la valeur des variables d'états, représentées par la différence entre le déplacement résultant de la combinaison de l'effet musculaire et des charges externes, et le mouvement volontaire voulant être réalisé. Les variables de design à déterminer sont les facteurs  $k_i$  et le pourcentage de recrutement pour chaque groupe musculaire. La valeur du point de départ a été trouvée selon une méthode d'optimisation de recherche par coordonnées adaptatif (Audet & Dennis, 2003, 2006). Cette deuxième méthode d'optimisation consiste à évaluer la réponse du système selon différents points de départ choisis à pas égal autour d'une valeur centrale. Les différents points de départs sont testés et lorsque le meilleur point de départ est trouvé, on divise le pas de moitié. On procède ainsi de manière itérative jusqu'à ce que la taille du treillis soit suffisamment petite. Cette méthode permet de trouver un optimum autour de domaine de réalisation. La figure 4.1 résume de façon simplifiée la méthodologie adoptée pour la

détermination des variables de design VD et d'état VE selon les différents points de départ  $VD_i$  utilisés pour la détermination des paramètres optimaux  $VD_f$  et  $VE_f$ . O1 réfère à la méthode d'optimisation du gradient et O2 à la méthode d'optimisation de recherche par coordonnées adaptatif.



**Figure 4. 1 : Double méthode d'optimisation pour représenter la non-linéarité pour les mouvements de grandes amplitudes**

#### 4.1.2.2 Application du modèle d'optimisation au MEF

Le temps d'une simulation numérique pour un patient du chapitre 3 est estimé à trois heures. Cela est dû entre autres au nombre élevé de nœuds dans le modèle (27992 noeuds), au nombre de pas de calcul durant le calcul non linéaire ainsi qu'aux diverses sources de non-linéarité tels les éléments contacts et les facettes articulaires. Il est donc évident qu'une double méthode d'optimisation pour simuler l'effet de la posture en utilisant ce MEF augmentera significativement le temps de calcul. Afin de répondre à l'objectif O3b et O3c, les différents mouvements de flexion et d'extension ont été simulés par les muscles et la gravité seulement pour le patient de type shear du chapitre 3.

Les radiographies pour ces positions étant non-disponibles pour ce patient, des mouvements d'extension et de flexion, fixés arbitrairement à 40° et 30° respectivement par rapport au centre du plateau de S1, ont été appliqués au MEF, avec lyse du pars, en effectuant un déplacement en x du centre de la vertèbre T1. Cette étape a permis de déterminer les configurations finales à atteindre par les muscles et la gravité à l'aide des méthodes d'optimisation décrites précédemment. Ces processus d'optimisation nous permettent d'évaluer l'effort nécessaire requis pour chaque groupe musculaire afin d'atteindre la configuration désirée. Pour la méthode d'optimisation de recherche par coordonnées adaptatif, les points de départ utilisés pour les  $k_i$  initiaux sont 1 et les pourcentages de recrutement musculaire initiaux sont de 0.75 fois la contribution du mouvement total pour tous les groupes musculaires. Le pas initial pour les  $k_i$  et pour le pourcentage de recrutement musculaire est  $p_k=p_m=0.5$ . Les contraintes principales et de cisaillement maximales ont été reportées dans la jonction lombosacrée.

#### 4.1.3 Modélisation du spondylolisthesis haut grade (objectif O4)

Pour réaliser l'objectif O4 fixé au chapitre 2, des simulations du modèle adapté sur des patients atteints de spondylolisthesis haut grade ont été faites. La technique de modélisation utilisée pour représenter le dôme est basée grandement sur les méthodes de mesure de la littérature (Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005; Mac-Thiong & Labelle, 2006; O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2004).

Le MEF, avec lyse au niveau du pars interarticulaire, a été utilisé pour la simulation des hauts grades. Deux patients différents atteints de spondylolisthésis haut grade ont été sélectionnés pour l'étude. Leurs caractéristiques morphologiques sont décrites au tableau 4.1. L'un des patients est de type « bassin balancé » et l'autre, de type « bassin rétroversé ».

**Tableau 4. 1 : Caractéristiques morphologiques pour les patients atteints de spondylolisthésis haut grade**

<b>Type</b>	<b>Hauteur (cm)</b>	<b>Poids (Kg)</b>	<b>Grade</b>	<b>PI (°)</b>	<b>SS (°)</b>	<b>PT (°)</b>
<b>Bassin balancé</b>	169.4	58	<b>4</b>	89	<b>61</b>	<b>28</b>
<b>Bassin rétroversé</b>	173.6	55	<b>3</b>	75	<b>43</b>	<b>31</b>

La modélisation du dôme est représentée sur la figure 4.2. Un plan des moindres carrés a été généré à partir des nœuds du plateau de S1. Ces nœuds ont tous été projetés sur ce plan afin de former  $B_{S1}$  (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2004). Quatre splines ont été générées à partir du plateau planaire S1 et quatre courbes d'Hermite ont été également utilisées afin de générer les éléments filaires du dôme. Ces courbes ont été choisies puisque leur dérivée première et leur norme aux extrémités sont paramétrables. Il est donc possible, grâce à leurs propriétés mathématiques, de faire varier l'angle des courbes et leurs profils aux extrémités. Plus précisément, chaque courbe d'Hermite permet d'optimiser 4 paramètres mathématiques afin que le profil du dôme reconstruit

corresponde au profil du dôme mesuré sur les radiographies. La hauteur  $h$  ainsi que la position et l'orientation de  $B_{S1}$ , PSCL et ASCL ont été directement obtenues à partir des mesures radiologiques. Des surfaces de Coons ont été générées à partir des courbes et un volume a finalement été créé et maillé à partir de la géométrie surfacique fermée. Les plaques de croissances ont été par la suite générées par extrusion de la surface externe du dôme. La direction de cette extrusion est définie par la normale du plan des moindres carrés des nœuds formant la surface externe du dôme. Le disque intervertébral a été par la suite généré à partir de 4 autres courbes d'Hermite rejoignant les plaques de croissance conjointes au plateau de L5. Le maillage volumique du disque s'est fait à partir d'un maillage surfacique structuré sur les surfaces externes du disque. Cela permet donc d'inclure les fibres collagènes dans la matrice du disque selon une méthode similaire utilisée pour les patients bas grades (Iatridis & Gwynn, 2004). Sachant que la fraction volumique des fibres est  $V_f=0.15$ , que la fraction volumique de la matrice du disque est 0.85, que le module de la matrice est  $E_m=0.5$  MPa et que le module longitudinal d'une couche d'annulus est de 136 MPa, le module des fibres a été calculé selon une loi des mélanges ( $E_f=E_l-E_mV_m/V_f$ ).

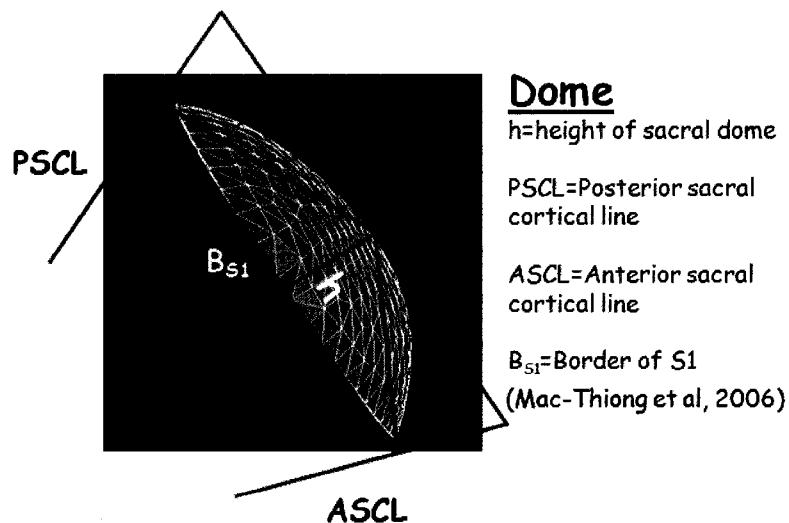
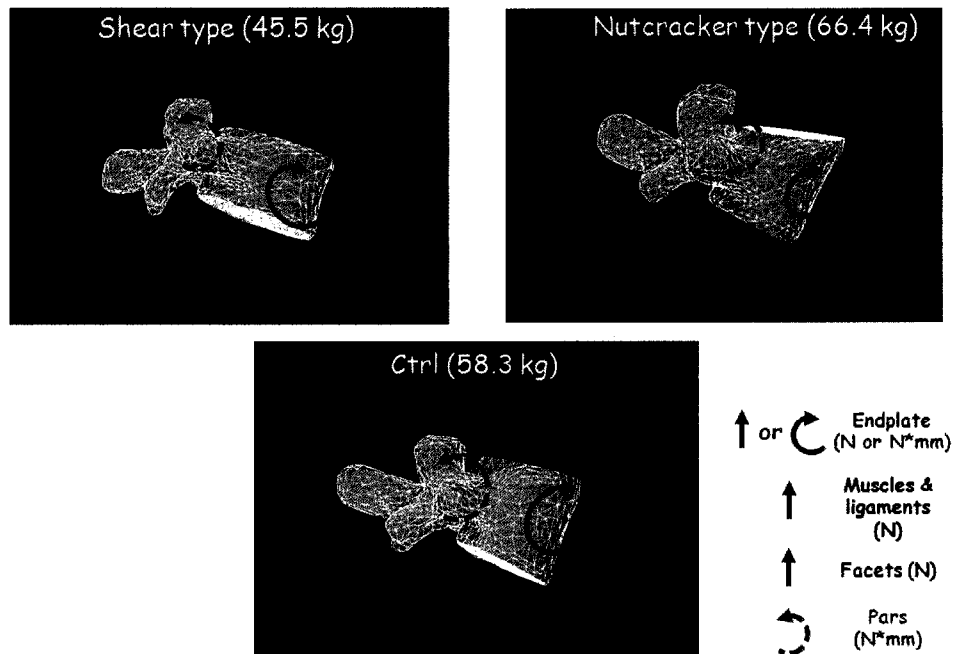


Figure 4. 2 : Modélisation du dôme pour les patients hauts grades

## 4.2 Résultats

### 4.2.1 Résultats de l'étude de la spondylolyse (objectifs O1a et O2)

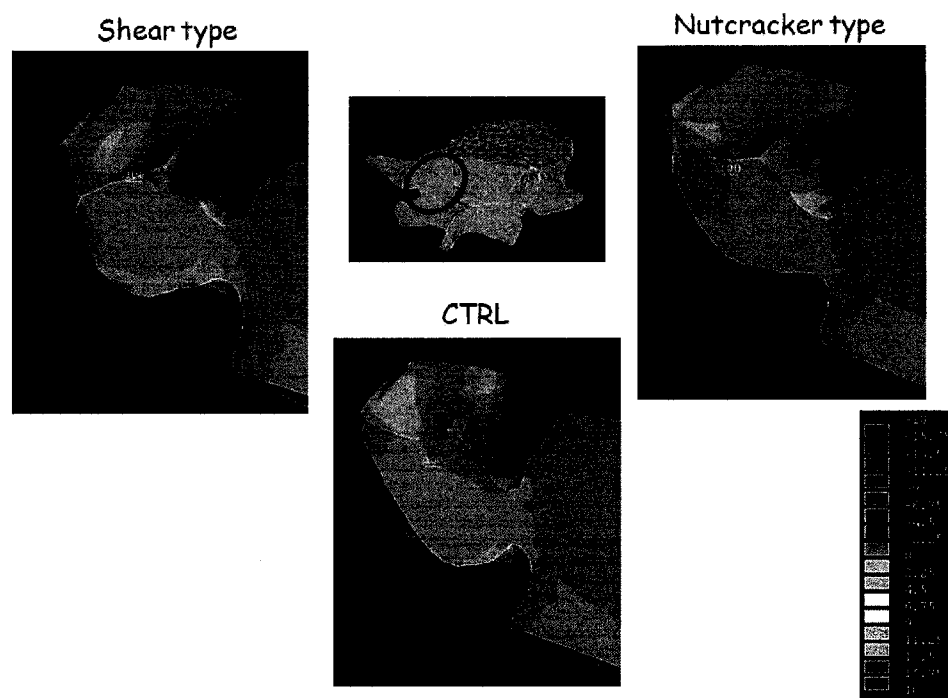
Les simulations ont permis de tracer le diagramme de corps libre (DCL) de la vertèbre L5 pour chacun des patients. Les DCL sont illustrés à la figure 4.3. Des contraintes d'extension sont mesurées au niveau du pars interarticulaire pour les deux patients pathologiques et le sujet contrôle. La contribution des efforts musculaires dans la partie postérieure de L5 est supérieure pour les patients pathologiques. La force de compression sur les facettes inférieures de L5 est supérieure pour les patients de type shear et nutcracker comparativement au patient contrôle.



**Figure 4.3 : DCL de la vertèbre L5. Les forces et moments sont en Newtons (N) et Newtons millimètres (N\*mm) respectivement**

La figure 4.4 illustre les contraintes principales sur une vue de coupe du pars interarticulaire dans le plan sagittal pour chaque patient. La coupe a été effectuée dans la région encerclée en rouge sur la figure 4.4. Des contraintes de tension sont localisées dans la région inférieure du pars et sont plus importantes pour le patient de type shear. À mesure que l'on s'approche du pédicule, les contraintes diminuent et se changent en contraintes de compression à ce niveau.





**Figure 4. 4 : Contraintes principales maximales en MPa orientées dans le plan sagittal du patient**

#### 4.2.2 Résultats de simulations des mouvements de flexion et d'extension (objectifs O3b et O3c)

La figure 4.5 illustre les contraintes normales maximales dans les plaques de croissances et le plateau de L5. Pour les 2 mouvements simulés dans le plan sagittal, ces contraintes sont plus élevées que celles engendrées par une posture debout neutre. De plus, le cisaillement en valeur absolu dans le plan sagittal (figure 4.6) reste localisé dans la partie postérieure (B) du plateau de L5 peu importe la posture adoptée (à gauche sur la représentation en coupe sur la figure 4.6 de chaque plateau). Ce cisaillement est plus important lorsque le patient est en flexion.

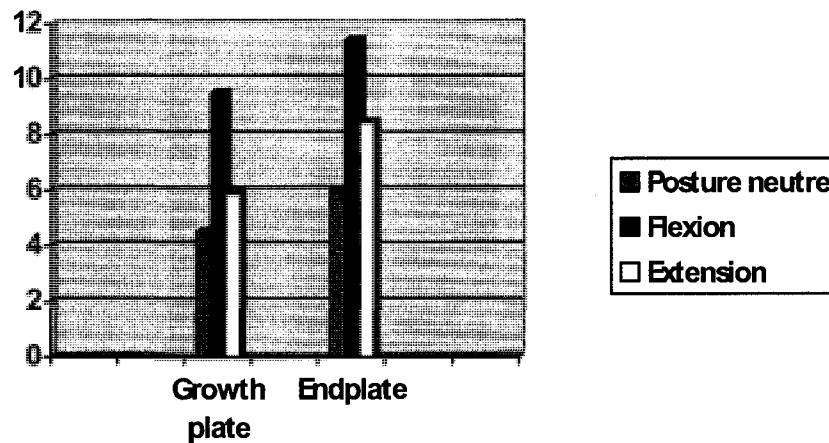


Figure 4. 5 : Contraintes normales maximales en MPa sur la plaque de croissance et sur le plateau de L5 pour des mouvements de flexion et d'extension

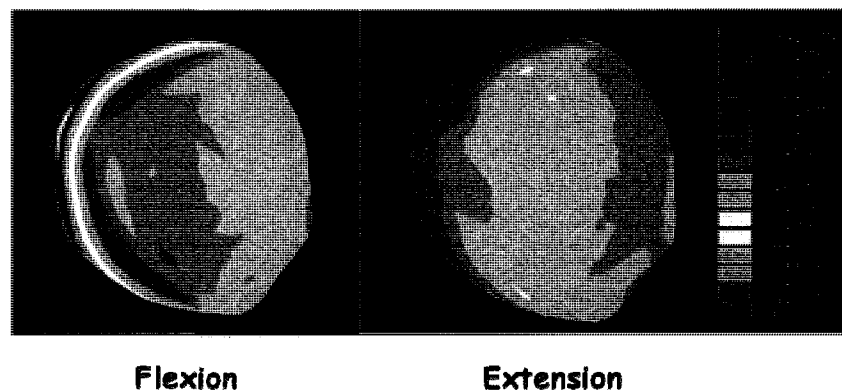
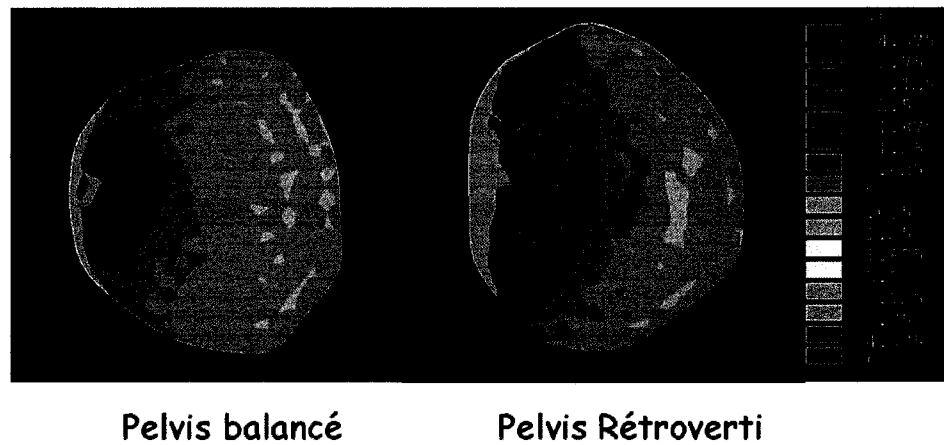


Figure 4. 6 : Cisaillement en MPa dans le plan sagittal sur plateau inférieur de L5, au niveau de sa plaque de croissance. B correspond à la partie postérieure du plateau et F, à la partie antérieure

#### 4.2.3 *Résultats de simulations pour les cas haut grade (objectif O4)*

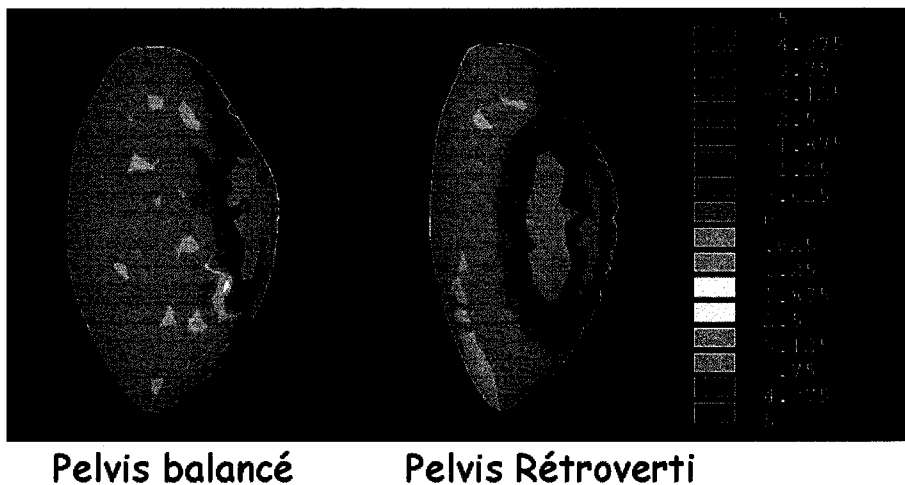
Les contraintes pour le patient de type « bassin rétroversé » sont plus élevées que pour le patient de type « bassin balancé ». La figure 4.7 illustre les contraintes principales sur le plateau inférieur de L5, à la jonction de la plaque de croissance. Les contraintes

prédominantes sont en compression et sont concentrées dans la partie postérieure (B) du plateau.



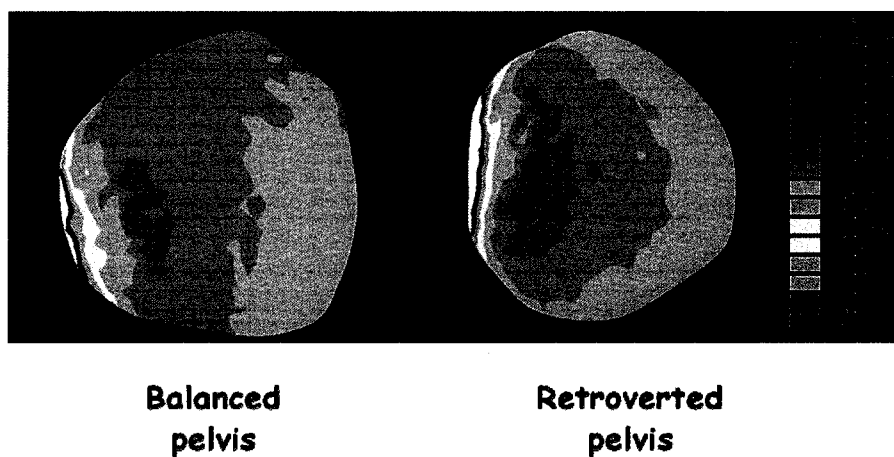
**Figure 4. 7 : Contraintes maximales sur le plateau inférieur de L5, à la jonction de sa plaque de croissance (les zones grisées correspondent à des contraintes inférieures à 5 MPa). B correspond à la partie postérieure du plateau et F, à la partie antérieure**

Les contraintes de compression sur la plaque de croissance de la vertèbre S1 sont illustrées à la figure 4.8, Pour le patient de type « bassin balancé », les contraintes sont concentrées dans la partie antérieure de la plaque (F). Pour le patient de type « bassin rétroversé », les contraintes de compression sont distribuées de la partie antérieure de la plaque jusqu'au centre du dôme.



**Figure 4. 8 : Contrainte de compression sur la plaque de croissance dômée de S1 (les zones grisées correspondent à des contraintes inférieures à 5 MPa)**

Pour les 2 patients atteints de spondylolisthésis haut grade, le cisaillement est concentré dans la partie postérieure (B) du plateau inférieure de L5, à la jonction de la plaque de croissance. Les résultats sont reportés à la figure 4.9. Les zones blanches correspondent à des contraintes supérieures à 5 MPa.



**Figure 4. 9 : Contraintes de cisaillement en MPa sur le plateau de L5 (la zone blanche signifie que les contraintes sont plus élevées que 5 MPa)**

## CHAPITRE 5 : DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

Pour tous les patients analysés, le mécanisme suggère une rupture du pars en extension tel que rapporté dans la littérature (Hu, Tribus, Diab, & Ghanayem, 2008). Ce moment d'extension est plus important pour le patient de type shear. D'un point de vue biomécanique, le DCL de la figure 4.3 suggère que les efforts musculaires et ligamentaires postérieurs augmentent afin de réagir à la tendance de glissement de la vertèbre. Cela entraîne donc une augmentation de la pression au niveau des facettes articulaires de L5 et donc, un accroissement de la contrainte en extension dans le pars interarticulaire. Ceci est en accord avec les résultats de la littérature affirmant que des mouvements d'extension ont pour effet d'augmenter le risque de rupture du pars interarticulaire chez les patients non atteints de spondylolyse (Hu, Tribus, Diab, & Ghanayem, 2008; Mac-Thiong & Labelle, 2006).

D'un point de vue biomécanique, la spondylolyse se produit soit par fatigue ou soit de manière traumatique. La biomécanique de cette pathologie est décrite à la section 1.2.1. Les contraintes normales, représentées dans la coupe du pars à la figure 4.4, ont été recalculées dans le plan sagittal du patient afin de déterminer le mécanisme de rupture du pars au niveau de ce plan. Puisque des contraintes de compression sont présentes dans les pédicules de L5 et des contraintes de tension sont présentes dans le pars, le plan neutre de la contrainte d'extension n'est pas localisé à cet endroit. Aussi, les contraintes

de tension pour le patient de type shear étant plus élevées que celles du sujet sain (Ctrl) dans la partie inférieure du pars, cela suggère un mécanisme de rupture en extension au cours du temps (du moins si une rupture traumatique n'apparaît pas avant). Pour le patient de type nutcracker, puisque les contraintes dans le pars sont en dessous de celles du patient sain, cela signifie que le patient aurait pu éviter une rupture du pars, en extension selon la figure 4.4, en adoptant un mode de vie permettant de réduire les mouvements de flexion et d'extension (El Rassi, Takemitsu, Woratanarat, & Shah, 2005; Hu, Tribus, Diab, & Ghanayem, 2008; Konz, Regina J. et al., 1999; Rosenberg, Bargar, & Friedman, 1981). Le port d'un corset aurait pu aider le patient à limiter ces types de mouvement. Des simulations, sans lyse du pars, devraient être effectuées pour ce patient afin de vérifier qu'il y ait une augmentation de l'amplitude des contraintes dans le pars pour ces types de mouvement.

Par ailleurs, les résultats présentés aux figures 4.5 et 4.6 suggèrent aussi que, suite à une lyse du pars interarticulaire, des mouvements de flexion sont à éviter pour ce patient. Un tel mouvement augmente l'intensité des contraintes principales sur le plateau inférieur de L5, à la jonction de sa plaque de croissance. Le risque de fracture de cette région, si un tel mouvement est exécuté de manière répétitive, devient donc plus élevé. Ceci est en accord avec plusieurs études de la littérature (Farfand, Osteria, & Lamy, 1976; Sairyo, Koichi et al., 2006a; Sairyo, Koichi et al., 2006b). Aussi, le cisaillement étant plus important à cette région pour un mouvement de flexion, le risque de glissement subséquent pour le patient exerçant souvent ce mouvement devient également plus

élevé. Par contre, tel qu'illustré à la figure 4.6 du chapitre 4, le sens des contraintes de cisaillement s'inverse dans la partie postérieure du plateau inférieur de L5, à la jonction de la plaque de croissance. Par conséquent, une posture en extension inhiberait le glissement postéro-antérieur dû au cisaillement.

Au niveau des simulations du spondylolithésis haut grade, les contraintes principales au niveau du plateau vertébral de L5, à la jonction de sa plaque de croissance (figure 4.7) confirment les résultats de Sairyo et coll. (2006), qui affirment que les concentrations élevées de contraintes dans la région entourant la plaque de croissance entraînerait une fracture de cette région et possiblement un glissement de la vertèbre apicale. L'augmentation des contraintes de cisaillement au niveau du plateau inférieur de la vertèbre L5, à la jonction de sa plaque de croissance, suggère une augmentation du risque de glissement à cette région (figure 4.9). Plus le glissement observé est élevé, plus les contraintes de cisaillement à la jonction de la plaque de croissance de L5 sont élevées et donc, plus le risque de glissement est élevé. Il n'y a donc aucun effet biomécanique stabilisant le risque de glissement en cours de progression. De plus, le concept de fracture de stress au niveau de la plaque chondrale comme mécanisme de progression est différent de ce qui est documenté par d'autres études basées sur l'imagerie médicale, qui révèlent plutôt un mécanisme de déformation du disque (El-Rich, M., Villemure, Labelle, & Aubin, 2008; Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005; Roussouly, Gollogly, Berthonnaud, Labelle, & Weidenbaum, 2006). Cela pourrait s'expliquer par le fait que la plaque de croissance épiphysaire a un rôle de couche

protectrice en cisaillement au niveau du disque intervertébral. S'il y a ossification de cette plaque chondrale suite à une fracture à sa jonction, le cisaillement augmenterait au niveau du disque intervertébral et donc, le risque de glissement augmenterait à ce niveau. Toutefois, si aucune ossification au niveau de la plaque chondrale est observée, les contraintes de cisaillement seraient diminuées au niveau du disque et donc, tel que proposé par notre modèle et plusieurs autres données cliniques et biomécaniques de la littérature (Farfan, Osteria, & Lamy, 1976; Hu, Tribus, Diab, & Ghanayem, 2008; Sairyo, Koichi et al., 2006a; Sairyo, K., Goel, Grobler, Ikata, & Katoh, 1998; Sairyo, Koichi et al., 2004), le risque de glissement serait plus élevé au niveau de la plaque de croissance. Aussi, le disque à la jonction L5-S1 et les ligaments sont « relaxés » au cours du temps, c'est-à-dire que les contraintes dans cette région diminuent lorsque la déformation, sous l'effet des charges physiologiques, demeure constante. Cela expliquerait également la raison pour laquelle les contraintes au niveau du disque sont diminuées et donc, qu'aucune dégénération du disque n'est observée durant le glissement (Sairyo, Koichi et al., 2004). Par conséquent, les deux mécanismes de glissements au niveau de la jonction lombosacrée seraient possibles. Une étude sur plusieurs autres patients devrait être faite afin de confirmer cette hypothèse de glissement au niveau de la plaque de croissance.

Pour le patient atteint de spondylolisthésis haut grade de type « bassin balancé », la formation du dôme aurait tendance à subsister durant la période de croissance puisque les contraintes de compression au niveau de la plaque de croissance « dômée » sont



concentrées dans la partie antérieure. Pour le patient haut grade de type « bassin rétroversé », les contraintes de compression étant concentrées au niveau de la partie antérieure jusqu'au milieu de la plaque de croissance « dômée » de S1, cela suggère un affaissement du dôme pendant la croissance. Pour les deux patients atteints de spondylolisthésis haut grade analysés, de telles distributions de contraintes favoriseraient une croissance plus rapide de la partie postérieure par rapport à la partie antérieure puisque, selon le principe de Hueter-Volkman et les travaux expérimentaux de Stokes (Stokes, 2002), la croissance osseuse est retardée par l'augmentation d'une contrainte de compression. Aussi, d'autres changements permanents de la morphologie et de l'orientation du bassin des patients pourraient être observés au cours du temps. Selon la méthode de mesure du dôme proposée par le Spinal Deformity Study Group (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2004), un tel déséquilibre de la croissance changerait la représentation originale du plateau S1 calculé. Ce changement résulterait d'une augmentation de la pente sacrée et de l'incidence pelvienne des patients.

Tel que discuté précédemment, des changements physiologiques permanents apparaissent à mesure que le patient pathologique progresse vers un spondylolisthésis haut grade. Bien que différents changements, telle la formation du dôme sur S1, aient été pris en compte, certains d'entre eux n'ont pas été modélisés. Par exemple, lorsque le glissement à la jonction lombosacrée est important, on observe souvent sur les images radiologiques une élongation des pédicules et une rupture du pars interarticulaire de la vertèbre L5. Même si les différentes régions sont correctement identifiées sur les

radiographies lors de la reconstruction du patient, il n'est pas possible de représenter adéquatement cette déformation à l'aide de la technique de krigeage utilisée dans ce projet. En effet, les éléments au niveau du pars et des pédicules ne pourront pas être générés en raison de la trop grande distorsion des éléments. Pour contourner ce problème, une solution consisterait à supprimer les éléments postérieurs de la vertèbre L5 lors du processus de krigeage et de développer un modèle spécifique pour représenter cette déformation. Cela donnerait comme résultat au final une vertèbre dont les éléments postérieurs ne sont pas étirés et distordus. Par ailleurs, la position et l'orientation des facettes articulaires du modèle solide ne sont pas nécessairement exactement celles des patients puisque le MEF de L5, utilisé pour le krigeage, provient d'un spécimen non pathologique. Nous n'avons pas à notre disposition d'images médicales suffisamment précises pour définir avec précision la position et l'orientation des facettes. De plus, la correction appliquée sur le modèle solide des facettes, décrite en annexe A, ne peut pas s'appliquer dans ce cas-ci puisque cela générerait également des éléments étirés et distordus dans la partie postérieure de L5. Par conséquent, seules les facettes simplifiées, ayant subies une correction des défauts de reconstruction, transmettent les efforts aux facettes articulaires par l'intermédiaire de poutres rigides reliées aux facettes solides. Ce problème est inexistant pour les patients bas grades pour lesquelles la correction présentés à l'annexe A peut s'appliquer.

Ainsi, pour les patients atteints de spondylolisthesis haut grade, les charges au niveau des pédicules sont probablement sous-estimées à cause de leur trop grande dimension

et/ou distorsion. Le problème de précision sur la position et l'orientation des facettes peut aussi avoir un effet sur les contraintes au niveau du pars. Cependant il est difficile de quantifier cet effet. Une méthode qui pourrait être adoptée pour obtenir des résultats plus précis à ces régions anatomiques serait de refaire la segmentation d'une vertèbre L5 appartenant à un patient pédiatrique atteint de spondylolisthésis isthmique haut grade, à partir d'images par résonance magnétique ou CT-scan. Aussi, le nouveau système de radiologie biplanare EOS permettrait possiblement une meilleure reconstruction de cette géométrie (Dubousset et al., 2005). Une autre méthode, facilement adaptable au modèle existant, serait de kriger séparément la partie antérieure, incluant les pédicules, et postérieure, incluant les facettes articulaires. Dans ce cas, bien que la dimension de la lyse serait surestimée, la transmission des charges dans les différentes parties anatomiques serait plus adéquate puisque la position et l'orientation des facettes articulaires seraient corrigées.

La méthode employée pour la modélisation des hauts grades, bien que simplifiée, n'affecte pas les résultats concernant les contraintes à la jonction lombosacrée présentés à la section 4.3.2. En effet, puisqu'une lyse est déjà présente au niveau du pars interarticulaire de la vertèbre L5, les facettes articulaires n'affectent donc pas les contraintes dans la jonction lombosacrée. Par conséquent, les conclusions préliminaires tirées dans cette recherche pour les patients hauts grades sont adéquates.

Le modèle par éléments finis hybride complet du rachis qui a été développé dans ce projet permet d'étudier l'implication des forces et contraintes responsables de la progression de la spondylose et du spondylolisthésis chez l'enfant (objectif O1). Cette première étape de développement du modèle était nécessaire puisque plusieurs paramètres importants n'étaient pas adéquatement représentés par les modèles existants dans la littérature (El-Rich, M., 2007; El-Rich, Marwan, Aubin, Villemure, & Labelle, 2006; Konz, Regina J. et al., 1999; Mackerle, 2006; Natarajan et al., 2003; Sairyo, Koichi et al., 2006a; Sairyo, Koichi et al., 2006b). En effet, la balance sagittale complète du rachis n'étant pas clairement représentée, les points d'applications des forces, moments et déplacements ne pouvaient pas être déterminés pour les modèles non personnalisés. En ce qui concerne les modèles adaptés sur des patients pathologiques spécifiques, ces points d'applications peuvent être déterminés que si l'information de la position de toutes les vertèbres est disponible. La méthode employée dans cette recherche pour tenir compte des forces de gravité (Liu, Y. K., Laborde, & Van Buskirk, 1971; Liu, Y. King & Wickstrom, 1973) permet de déterminer un centre de masse différent pour chacun des patients modélisés. Par conséquent, les forces et moments résultants pour chaque coupe vertébrale sont personnalisés selon le poids des patients.

L'effet de la gravité, représenté par des forces ponctuelles, et la partie active et passive de l'activité musculaire, représentée par des éléments câbles, ont pu être simulés distinctement par le modèle. Chacun des éléments musculaires sont attachés à deux nœuds du modèle numérique. La limite majeure de cette méthode de modélisation est

que certains éléments sont soumis à des contraintes locales importantes. En effet, un élément musculaire en tension, attaché sur la vertèbre L5 par exemple, va engendrer des contraintes importantes au niveau des éléments environnant le point d'attache. Si la zone où se situe le point d'attache est une région d'intérêt pour l'analyse, ces éléments ne peuvent être considérés puisque le gradient de contrainte de ces éléments par rapport aux éléments voisins est considérablement élevé. Ce problème était inexistant dans l'analyse des structures anatomiques du projet puisque qu'aucun muscle n'a été modélisé au niveau du pars et de la jonction lombosacrée.

Le modèle qui a été développé, comme tous ceux sur la spondylolyse et le spondylolisthésis dans la littérature, est fondé sur une formulation implicite. Cette formulation est souvent choisie pour des analyses statiques (ou quasi-statique pour le modèle développé) où seule la réponse en régime permanent est requise. Cela impose de choisir des conditions frontières pour que le système converge vers un état stable pour chaque incrément du pas de calcul (loadstep). Tel que mentionné dans l'article du chapitre 3, une rotation dans le plan sagittal est permise au niveau du bassin. Afin de tenir compte des muscles passifs des membres inférieurs, les acétabula du bassin sont couplés à deux ressorts de torsion (Taylor, Evans, & Goldie, 2001). Lorsqu'une posture debout neutre est représentée, cette condition de déplacement au niveau du bassin n'est pas suffisante pour contraindre entièrement le modèle. En effet, des déplacements anormaux du rachis sont obtenus par le MEF lorsqu'aucune autre contrainte de déplacement, autre qu'au niveau de l'axe bi-fémoral, n'est définie. Ce comportement a

été également observé par d'autres modèles dans la littérature (Beauséjour, 1999; Clin, 2005; Huynh, 2006; Shirazi-Adl, Sadouk, Parnianpour, Pop, & El-Rich, 2002). Cela pourrait être dû au fait que les muscles ne sont pas modélisés en quantité suffisante pour assurer un équilibre sous l'effet des forces de gravité. Cette hypothèse est également émise pour certains modèles de la littérature (Shirazi-Adl, Sadouk, Parnianpour, Pop, & El-Rich, 2002). Afin d'assurer un équilibre dans le plan sagittal et de minimiser le déplacement du centre de masse, les déplacements au centre de la vertèbre T1 sont bloqués transversalement (Shirazi-Adl, Sadouk, Parnianpour, Pop, & El-Rich, 2002). Cette hypothèse, bien que très simple, est souvent utilisée dans la littérature pour les modèles complets du rachis. Tel que mentionné au chapitre 4, elle permet d'obtenir, pour les modèles ayant une faible non-linéarité, des résultats précis sans augmenter le temps de calcul. Des résultats plus précis auraient possiblement été obtenus par la double méthode d'optimisation que nous avons développée. Cependant, comme expliqué à la section 4.1.2.2, étant donné le temps considérable que prendrait ce calcul, cette méthode n'a pas été choisie. Lorsque les mouvements de flexion et d'extension sont simulés, cette condition en T1 doit être éliminée afin de permettre l'exécution du mouvement désiré.

Un modèle dynamique aurait pu être utilisé pour les simulations numériques. Cela aurait permis de fournir plusieurs informations pertinentes relatives au régime transitoire. Les forces auraient alors été transformées en masses ponctuelles. La matrice d'amortissement aurait pu être choisie arbitrairement. En effet, le nouveau système étant

de deuxième ordre, la matrice d'amortissement ne change pas la réponse du régime permanent. Elle aurait été alors considérée dans ce cas comme un moyen, tout comme les substeps ou loadsteps générés par le logiciel, d'améliorer la convergence du modèle. Aussi, cette approche dynamique aurait permis de laisser le modèle sous-contraint. Dans ce cas, ce n'est pas la réponse en régime permanent qui aurait été importante, mais plutôt la réponse à un temps spécifique  $t_f$  non connu qui dépendrait de la matrice d'amortissement. Lorsque ce temps  $t_f$  serait atteint, le modèle atteindrait exactement la même configuration finale que dans le cas quasi-statique. Cette approche dynamique aurait été avantageuse pour une étude plus approfondie des conditions limites puisque qu'aucune condition de stabilité statique du modèle n'est requise. Ce type d'approche est simple à implémenter au niveau logiciel puisqu'elle s'applique exactement sur le même modèle implicite. Seule la méthode de calcul diffère.

Le modèle développé est personnalisé sur des patients pédiatriques pathologiques et est paramétrable afin de minimiser les erreurs engendrées durant les phases de reconstruction et de personnalisation. Bien que des résultats intéressants aient été extraits du modèle, celui-ci comporte plusieurs limites et aspects à améliorer. Par exemple, la modélisation des muscles et ligaments pourrait être faite par des éléments volumiques et surfaciques afin de diminuer les problèmes de contraintes locales élevées dans certains éléments. La non-linéarité de certaines structures considérées linéaires, tels les ligaments et les fibres de collagènes, pourrait être également représentée. Aussi, plusieurs problèmes de convergence ont été observés pour certaines simulations. Par

exemple, il était difficile de faire effectuer au MEF une flexion plus grande que 30° car cela causait de la distorsion dans les éléments postérieurs du disque intervertébral de la jonction lombosacrée. Afin d'y parvenir, il faudrait soit éliminer les éléments de trop mauvaise qualité en cours de simulation, soit développer un modèle explicite du MEF. Cette dernière formulation peut être utilisée lorsque la non-linéarité du modèle est très élevée. Cependant, elle aurait été difficilement applicable pour ce projet car cela aurait nécessité de convertir au complet le rachis avec des éléments explicites. De plus, cette formulation nécessite la connaissance de paramètres supplémentaires pouvant faire l'objet d'une recherche complète et donc, cette approche pourrait faire l'objet d'un autre projet.

Les simulations faites dans ce projet ne sont pas suffisantes pour déterminer les mécanismes impliqués dans la spondylolyse et le spondylolisthésis pour toutes les classes de patients. Par conséquent, les hypothèses émises au chapitre 2 ne peuvent pas être entièrement vérifiées. Cela est dû en partie à l'insuffisance des données cliniques disponibles afin de réaliser les simulations requises. Par exemple, les radiographies avant la progression des patients atteints de spondylolisthésis bas grade n'étaient pas disponibles afin d'effectuer l'étude de la spondylolyse. Aussi, les images CT-scan des vertèbres avec une dysplasie de leurs éléments postérieurs n'étaient pas disponibles afin de réaliser la reconstruction des patients atteints de spondylolisthésis haut grade. De plus, tel que discuté dans la section 3.3, les résultats de simulations de ce projet ne concordent pas avec plusieurs littératures cliniques (Roussouly et al., 2006, Labelle et



al., 2005, Mac-Thiong and Labelle, 2006). Par conséquent, un raffinement des hypothèses de modélisation et une validation, par comparaison avec les résultats numériques et clinique de la littérature, devraient être faits afin de compléter l'étude. Des simulations pour d'autres postures dans le plan sagittal (flexion et extension) pourraient également être faites pour tous les patients afin de déterminer les postures critiques de progression de la spondylolyse et du spondylolisthésis. Cela complèterait l'étude préliminaire effectuée à la section 4.1.2. Étant donné la difficulté de trouver des images radiologiques de telles postures pour les patients atteints de spondylolisthésis, cela impliquerait de choisir diverses paramètres dans le plan sagittal, telles la lordose lombaire et la cyphose thoracique, et donc, cette étude pourrait faire l'objet d'un autre projet.

## CONCLUSION

Le but principal du projet était de développer un modèle par éléments finis personnalisé et complet du rachis afin d'étudier les pathomécanismes impliqués dans la spondylolyse et le spondylolisthesis bas grade et haut grade chez quatre patients pédiatriques. Le modèle développé permet de simuler l'effet des muscles et de la gravité de manière personnalisée pour chaque patient. Il a été testé, de façon préliminaire, pour différentes positions dans le plan sagittal et il informe, dans l'article du chapitre 3, sur le risque de l'évolution du glissement pour les patients bas grades.

Concernant l'étude de la spondylolyse, deux patients, atteints de spondylolisthesis bas grade et ayant une morphologie différente à la jonction lombosacrée, ont été choisis. Des simulations de cas hypothétiques sans lyse ont été faites afin d'étudier les contraintes dans le pars interarticulaire. Pour tous les patients analysés atteints de spondylolisthesis bas grade, un mécanisme d'extension serait impliqué dans la rupture du pars interarticulaire. En effet, les simulations suggèrent que sous l'effet des charges musculaires et de gravité, la pression au niveau des facettes articulaires engendre un moment résultant d'extension au niveau du pars. Le patient de type nutcracker est moins susceptible de former une spondylolyse puisque les contraintes de tension au niveau du pars sont moins élevés que ceux d'un sujet non pathologique. Par contre, le patient de type shear est le plus à risque de développer une spondylolyse au cours du temps.

De plus, lorsqu'une lyse est créée dans le pars interarticulaire, les simulations suggèrent que le patient de type nutcracker est moins à risque de progresser que le patient de type shear. Les patients de type shear et nutcracker sont à risque de développer une rupture du plateau inférieur de L5, à la jonction de la plaque de croissance. L'analyse de compression de la plaque de croissance sur le sacrum suggère un mécanisme de formation de dôme à long terme pour les deux types de patients.

Les résultats extraits des simulations pour les patients atteints de spondylolisthésis haut grade suggèrent que les contraintes de cisaillement sur le plateau inférieur de L5 sont plus élevées que ceux des patients atteints de spondylolisthésis bas grade. Le risque de glissement pour ces patients aurait donc eu tendance à augmenter tout au long de la progression à partir d'un bas grade. Pour le patient de type « bassin rétroversé », l'intensité de la contrainte de cisaillement est plus élevée que celle du patient de type « bassin balancé ». Aussi, la masse des patients de type nutcracker et « bassin balancé » est plus élevée que celle des patients de type shear et « bassin rétroversé » respectivement.

Dans le futur, le modèle développé pourrait être amélioré et utilisé afin d'approfondir certains sujets non traités dans ce projet. Une étude de sensibilité pourrait être faite afin d'évaluer l'effet des changements de paramètres morphologiques sur les contraintes normales et le cisaillement à la jonction lombosacrée. Aussi, une étude longitudinale de patients pathologiques pourrait être faite afin de valider et compléter les méthodes de

classification existantes de la littérature. Différents traitements chirurgicaux suggérés pourraient par la suite être testés par le modèle afin de prédire l'issue d'une opération. Les résultats de Mac-Thiong et coll. (2006) pourraient être utilisés à cet effet.

Donc, en définitive, ce travail, en plus de confirmer plusieurs études cliniques citées dans la littérature, permet d'identifier différents types de progression du spondylolisthésis possibles chez les enfants. Il propose en effet un glissement au niveau de la plaque chondrale pour les patients analysés et donc, suggère des pistes de recherches cliniques et biomécaniques à d'autres littératures n'ayant pas observées ou analysées ce type de progression (El-Rich, M., Villemure, Labelle, & Aubin, 2008; Labelle, Roussouly, Berthonnaud, Dimnet, & O'Brien, 2005; Roussouly, Gollogly, Berthonnaud, Labelle, & Weidenbaum, 2006). Le modèle numérique développé comporte cependant plusieurs limites de modélisation et le nombre de simulations est nettement insuffisant afin de tirer des conclusions définitives sur la progression de la spondylolyse et du spondylolisthésis des quatre patients analysés. Les hypothèses émises au chapitre 2 ne peuvent donc pas être complètement vérifiées à partir des résultats de cette recherche. Ce travail fait ressortir toutefois plusieurs points de modélisation importants à considérer et différentes idées cliniques possibles à analyser dans de futurs projets.

## RÉFÉRENCES

- Andre, B., Trochu, F., & Dansereau, J. (1996). Approach for the Smoothing of Three-Dimensional Reconstructions of the Human Spine Using Dual Kriging Interpolation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 34(3), 185-191.
- Aubin, C.-E. (1995). *Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse*. Ph.D. thèse de PhD, Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), Canada.
- Aubin, C. E. (2000). Finite element analysis for the biomechanical study of scoliosis. In *Spine State of the Art Review on the Etiology of Idiopathic Scoliosis* (pp. 4849-4504).
- Audet, C., & Dennis, J. E. (2003). Analysis of generalized pattern searches. *Journal on optimization*, 13(3), 889-903.
- Audet, C., & Dennis, J. E. (2006). Mesh adaptative direct search algorithms for constrained optimization. *Journal on optimization*, 17(1), 188-217.
- Audet, C., & Dennis Jr., J. E. (2003). Analysis of generalized pattern searches. *SIAM journal on control and optimization*, 13(3), 889-903.
- Audet, C., & Dennis Jr., J. E. (2006). Mesh adaptive direct search algorithms for constrained optimization. *SIAM journal on control and optimization*, 17(1), 188-217.
- 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.
- Berlemann, U., Jeszenszky, D. J., Bühler, D. W., & Harms, J. (1999). The role of lumbar lordosis, vertebral endplate inclination, disc height, and facet orientation in degenerative spondylolisthesis. *Journal of spinal disorders*, 12(1), 68-73.
- Berthonnaud, E., Labelle, H., & Roussouly, P. (2004). A variability study of sagittal spinopelvic radiological measurements of trunk balance. *Spine*, 29(18), 2049-2054.
- 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.
- Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C. E., Labelle, H., & De Guise, J. A. (1999). Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 13(5), 761-779.
- Clin, J. (2005). *Simulation biomecanique du traitement de la scoliose idiopathique par orthese: Application a la conception rationnelle de corsets*. M.Sc.A. inédit, Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), Canada.
- Curylo, L. J., Edwards, C., & DeWald, R. W. (2002). Radiographic markers in spondyloptosis : implications for spondylolisthesis progression. *Spine*, 27(18), 2021-2025.
- Danielson, B., Frennered, A., & Irstam, L. (1991). Radiologic progression of isthmic lumbar spondylolisthesis in young patients. *Spine*, 16(4), 422-425.
- 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.
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., De Guise, J. A., et al. (2005). Le système EOS - Nouvelle Imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout. *e-mémoire de l'Académie Nationale de Chirurgie*, 4(4), 22-27.
- El-Rich, M. (2007). Mechanical loading effects on isthmic spondylolytic lumbar segment : finite element modeling using a personalized geometry. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, In Press.
- El-Rich, M., Aubin, C.-É., Villemure, I., & Labelle, H. (2006). A biomechanical study of L5-S1 low-grade isthmic spondylolisthesis using a personalized finite-element model. *The 6th International Research Society of Spinal Deformities (IRSSD) Scientific meeting - June 21-24, 2006, Ghent, Belgium* (pp. 431-434)IOS Press.
- El-Rich, M., Villemure, I., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2008). Mechanical loading effects on isthmic spondylolytic lumbar segment: finite element modelling using a personalised geometry. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, 26:1(1), [Epub ahead of print].

- El Rassi, G., Takemitsu, M., Woratanarat, P., & Shah, S. A. (2005). Lumbar spondylolysis in pediatric and adolescent soccer players. *Am J Sports Med.*, *33*, 1688-1693.
- Farfan, H., Osteria, V., & Lamy, C. (1976). The mechanical etiology of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin. Orthop.*, *117*, 40-55.
- Farfan, H., Osteria, V., & Lamy, C. (1976). The mechanical etiology of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin. Orthop.*, *117*, 40-55.
- Feldman, A. (1986). Once more on the equilibrium-point hypothesis (lambda model) for motor control. *Journal of motor behavior*, *18*, 17-54.
- Feldman, A., & Levin, M. (1995). The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behavioral and brain sciences*, *18*, 723-806.
- Garceau, P. (2000). *Modelisation du controle neural des muscles du tronc*. M.Sc.A. inédit, Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), Canada.
- Gibson, L. J., & Ashby, M. F. (1988). *Cellular solid : structure and properties*. Oxford, England: Pergamon Press.
- 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.
- Hecht, E. (1998). *Physique* (T. Becherrawy, Trans. 3 éditions<sup>e</sup> éd.). Paris: De Boeck Université.
- 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.
- Hu, S. S., Tribus, C. B., Diab, M., & Ghanayem, A. (2008). Spondylolisthesis and spondylolysis. *The journal of bone and joint surgery*, *90*, 656-671.
- Huynh, A.-M. (2006). *Etude biomecanique des deformations rachidiennes dans la dystrophie musculaire de Duchenne*. Ph.D. inédit, 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*(8), 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. 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.
- 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 & Biological Engineering & Computing*, 45(6), 591-602.
- 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.
- 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.
- Liu, Y. K., Laborde, J. M., & Van Buskirk, W. C. (1971). Inertial properties of a segmented cadaver trunk : their implications in acceleration injuries. *Aerosp Med*, 42, 650-657.
- Liu, Y. K., & Wickstrom, J. K. (1973). Estimation of the inertial property distribution of the human torso from segmented cadaveric data. *Perspect biomed eng.*, 203-213.



- 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.
- Mac-Thiong, J.-M., Labelle, H., Berthonnaud, E., Betz, R. R., & Roussouly, P. (2007). Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. *European Spine Journal*, 16(2), 227-234.
- Mackerle, J. (2006). Finite element modeling and simulations in orthopedics: a bibliography 1998-2005. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 9(3), 149 - 199.
- 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<sup>e</sup> éd., Vol. 1, pp. 1211-1254). Philadelphia: Lippincott-Raven.
- Marzan, G. T. (1976). *Rational design for close-range photogrammetry*. University of Illinois at Urbana-Champaign, Illinois.
- Meyerding, H. W. (1932). Spondylolisthesis. *Journal of surgery, gynecology and obstetrics*, 54, 371-377.
- 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.
- Natarajan, R. N., Williams, J. R., & Andersson, G. B. J. (2003). Finite element model of a lumbar spinal motion segment to predict circadian variation in stature. *Computers & Structures*, 81(8-11), 835-842.
- 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.
- Peer, K. S., Fascionne, Jeanna M. (2007). Spondylolysis - A review and treatment approach. *Orthopaedic Nursing*, 26(2).

- 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.
- Rosenberg, N. J., Bargar, W. L., & Friedman, B. (1981). The incidence of spondylolysis and spondylolisthesis in non-ambulatory patients. *Spine*, *6*, 35-38.
- 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., Masuda, A., Vishnubhotla, S., Faizan, A., Biyani, A., et al. (2006a). 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., Grobler, L. J., Ikata, T., & Katoh, S. (1998). The pathomechanism of isthmic lumbar spondylolisthesis. A biomechanical study in immature calf spines. *Spine*, *23*, 1442-1446.
- Sairyo, K., Goel, V. K., Masuda, A., Vishnubhotla, S., Faizan, A., Biyani, A., et al. (2006b). 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., 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.
- Schwab, F., Farcy, J., & Roye, D. (1997). The sagittal pelvic tilt index as a criterion in the evaluation of spondylolisthesis. *Spine*, *22*(14), 1661-1667.
- Seitsalo, S., Osterman, K., Hyvarinen, H., Tallroth, K., Schlenzka, D., & Poussa, M. (1991). Progression of spondylolisthesis in children and adolescents. A long-term follow-up of 272 patients. *Spine*, *16*, 417-421.
- Shirazi-Adl, A., El-Rich, M., Pop, D., & Parnianpour, M. (2005). Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads - application of kinematics-based algorithm. *Eur Spine J*, *14*, 381-392.

- Shirazi-Adl, A., Sadouk, S., Parnianpour, M., Pop, D., & El-Rich, M. (2002). Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. *European Spine Journal*, 11(6), 519-526.
- Simper, L. (1986). Spondylolysis in Eskimo skeletons. *Acta Orthop Scand*, 57, 78-90.
- Stokes, I. A. (2002). Mechanical effects on skeletal growth. *J musculoskel neuron interact*, 2, 277-280.
- Sylvestre, P.-L. (2007). *Modélisation par éléments finis des plaques de croissance dans un modèle volumique du rachis*. École Polytechnique de Montreal, Montréal.
- Takahashi, K., Yamagata, M., Takayanagi, K., Tauchi, T., Hatakeyama, K., & Moriya, H. (2000). Changes of the sacrum in severe spondylolisthesis: a possible key pathology of the disorder. *Journal of Orthopaedic Science*, 5(1), 18-24.
- 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.
- Vaz, Vaz, G., Roussouly, Roussouly, P., Berthonnaud, Berthonnaud, E., et al. (2002). Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *European Spine Journal*, 11(1), 80-87.
- 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.
- Vidal, J., & Marnay, T. (1983). La morphologie et l'équilibre corporel antéropostérieur dans le spondylolisthesis L5-S1. *Rev Chir Orthop Réparatrice Appar Mot*, 69, 17-28.
- 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.
- Ward, C., Latimer, B., Alander, D., Parker, J., Ronan, J., Holden, A., et al. (2007). Radiographic assessment of lumbar facet distance spacing and spondylolysis. *Spine*, 32(2), E85-E88.
- Wiltse, L. L., Newman, P. H., & Macnab, I. (1976). Classification of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin. Orthop.*, 117, 23-29.

- Wiltse, L. L., Widell, E. H., & Jackson, D. (1975). Fatigue fracture : the basic lesion in isthmic spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 57, 17-22.
- 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.

## **ANNEXE A : MÉTHODE DE CORRECTION POUR LA PARAMÉTRISATION DES FACETTES ARTICULAIRES**

Cette annexe présente une méthode permettant de modéliser et corriger la représentation des facettes articulaires. Cet algorithme est nécessaire afin de corriger certaines limites du modèle solide. En effet, les différentes structures anatomiques sont difficilement paramétrables et certaines données, obtenues par reconstruction ou par krigeage, sont erronées. Par exemple, lors de la reconstruction, les facettes articulaires du modèle solide sont déterminées par aucun ou un seul point de contrôle. Par conséquent, leur orientation obtenue par krigeage n'est pas nécessairement représentative de la réalité. De plus, puisqu'il existe une erreur maximale de 3 mm sur le point choisi durant la reconstruction, une interférence peut exister sur les facettes en contact. Un algorithme de correction a donc été conçu afin de déterminer l'orientation et la position des facettes articulaires du modèle solide.

Le point de départ utilisé pour la correction des facettes articulaires du modèle solide est la position des nœuds après krigeage sur leur surface de contact. Ce point de départ traduit implicitement l'hypothèse que la position des nœuds choisie, après krigeage, n'est pas fautive (sans dire qu'elle est correcte) et qu'ils peuvent donc servir à la détermination de nouveaux points de krigeage qui serviront à la correction du décalage et de l'orientation des facettes. Une correction est appliquée à toutes les facettes du

modèle solide, c'est-à-dire sur le segment L4-bassin. Afin de faciliter la compréhension de l'algorithme de correction, le processus est expliqué uniquement sur un binôme de contacts.

Les nœuds sont tout d'abord sélectionnés sur la facette articulaire supérieure de la vertèbre. Un plan des moindres carrés est par la suite calculé. Cette étape est répétée sur la facette sous-jacente et un plan milieu par rapport aux deux plans créés précédemment est calculé en position et en orientation. Finalement, un décalage de 0.25 mm est effectué de part et d'autre du plan milieu pour simuler un espace total de 0.5 mm. Quatre à six points sont choisis, tel que montré sur la figure A.1, et sont destinés comme nouveaux points de krigage. Ce processus de krigage peut s'effectuer jusqu'à l'obtention d'un résultat jugé satisfaisant pour l'utilisateur. Dans le cadre du projet, une seule itération supplémentaire de krigage a été jugée satisfaisante.

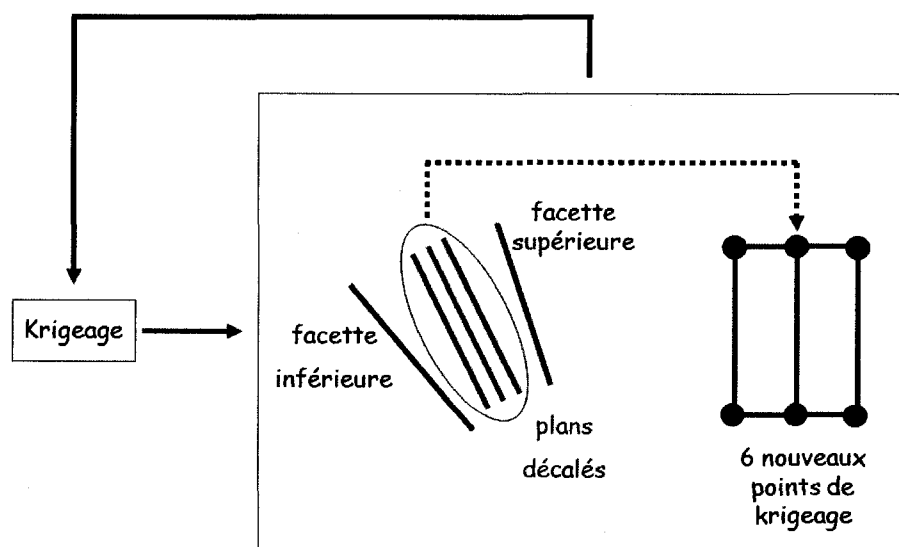


Figure A. 1 : Processus de correction des facettes articulaires volumiques

Une fois la position et l'orientation des facettes articulaires du modèle volumique déterminée, des facettes simplifiées, les même que celles du modèle filaire, sont positionnées et orientées selon les plans décalés de la figure 3.3. Un nœud moyen est calculé selon la surface des facettes solides et des poutres rigides servent de liaisons entre les facettes détaillées et simplifiées. Cette méthode, en plus de corriger les incohérences existantes après reconstruction et krigeage du modèle, permet d'avoir un contrôle sur le décalage et l'orientation de chaque paire de facettes articulaires sur chaque niveau vertébral corrigé.

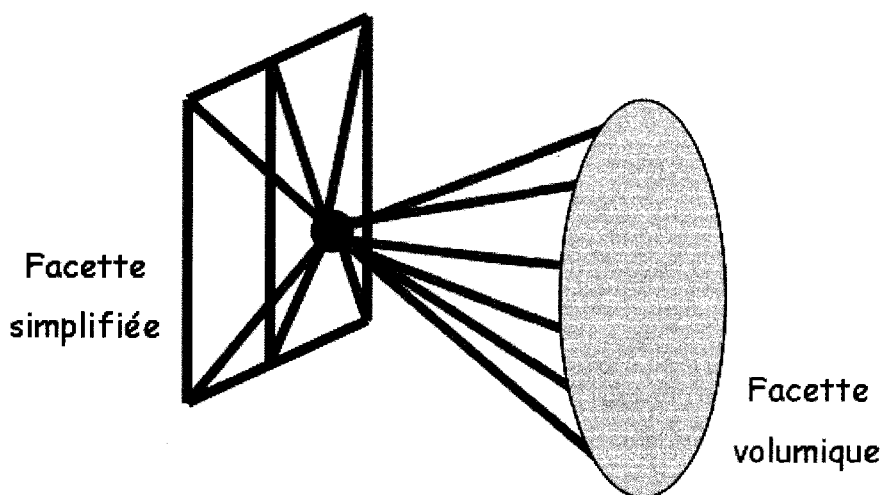


Figure A. 2 : Correction des facettes articulaires