POLYPUBLIE

Analyse biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manoeuvres de correction de la scoliose

Juan Felipe Henao

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

Date	2015
Type	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis Mémoire de maîtrise/Master's thesis
URL de PolyPublie **PolyPublie URL**	https://publications.polymtl.ca/1793/
Conditions d'utilisation **Terms of use**	© Tous droits réservés / All rights reserved
Référence **Citation**	Henao, J. F. (2015). Analyse biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manoeuvres de correction de la scoliose [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/1793/

Détails de la thèse
Thesis details

Directeurs de recherche **Advisors**	Carl-Éric Aubin, Pierre-Jean Arnoux, & Hubert Labelle
Programme **Program**	Génie biomédical

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal
https://publications.polymtl.ca

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DES CONTRAINTES ET DÉFORMATIONS EXERCÉES SUR LA MOELLE ÉPINIÈRE ET LES NERFS RACHIDIENS LORS DES MANOEUVRES DE CORRECTION DE LA SCOLIOSE

JUAN FELIPE HENAO

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE BIOMÉDICAL)

JUIN 2015

© Juan Felipe Henao, 2015.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DES CONTRAINTES ET DÉFORMATIONS EXERCÉES SUR LA MOELLE ÉPINIÈRE ET LES NERFS RACHIDIENS LORS DES MANOEUVRES DE CORRECTION DE LA SCOLIOSE

présenté par : HENAO Juan Felipe

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

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

Mme VILLEMURE Isabelle, Ph. D., présidente

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

M. ARNOUX Pierre-Jean, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

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

M. WAGNAC Éric, Ph. D., membre

DÉDICACE

« Todos sabemos algo. Todos ignoramos algo.

Por eso, aprendemos siempre. »

Paulo Freire

« Nous savons tous quelque chose. Nous ignorons tous quelque chose.

Par conséquent, nous apprenons toujours. »

Paulo Freire

REMERCIEMENTS

J'aimerai remercier en premier lieu mon directeur de recherche, le Dr. Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, pour m'avoir donné l'opportunité de travailler au sein de son équipe multidisciplinaire. Son expérience en tant qu'ingénieur et chercheur m'a beaucoup guidé tout au long de la maîtrise.

Je tiens aussi à remercier mes codirecteurs de recherche. Tout d'abord, le Dr. Pierre-Jean Arnoux, pour m'avoir donné des conseils très utiles sur les aspects techniques du projet ainsi que pour mon plan de carrière. De plus, j'aimerais le remercier de m'avoir accueilli pendant 3 mois au sein de son équipe de recherche au Laboratoire de Biomécanique Appliqué (LBA) de Marseille, afin de réaliser des essais numériques de l'algorithme de personnalisation. Ensuite, j'aimerais remercier mon deuxième codirecteur, le docteur Hubert Labelle pour ses conseils très pertinents sur les aspects cliniques du projet de maîtrise.

Je désire également remercier mes collègues qui ont contribué au déroulement du projet. Du côté de l'équipe de modélisation multicorps flexible, je tiens à remercier Giuditta Salvi, Franck Le Navéaux et Laure Boyer pour leur aide et conseil avec les simulations avec le modèle multicorps. D'un autre côté, je remercie aussi les membres de l'équipe SM2S, Léo Fradet, Rohan-Jean Bianco et Éric Wagnac, pour leur assistance technique, leur disponibilité, leurs conseils pertinents et leurs activités extracurriculaires tout au long de ce projet de maîtrise.

Un grand merci à tous mes collègues de laboratoire à l'École Polytechnique, au CHU Ste-Justine ainsi qu'au LBA Marseille avec qui j'ai pu passer des moments très agréables et qui m'ont donné de la motivation tout au long de la maîtrise: Bahe Hachem, Édouard Auvinet, Claire Bruna-Rosso, et tous les autres que je n’ai pas nommés.

Je remercie également la professeure Isabelle Villemure du département de génie mécanique à l’École Polytechnique ainsi que le professeur Éric Wagnac du département de génie mécanique à l’École de Technologie Supérieure pour avoir accepté de faire partie du jury et d’évaluer ce mémoire.

Un grand merci à ma famille, mes amis et mes collègues d'études à l'École Polytechnique, qui indirectement m'ont aidé à garder la motivation tout au long de ma maîtrise.

Ce projet a été réalisé et financé dans le cadre du programme de formation MÉDITIS/CRSNG et de la chaire de recherche industrielle CRSNG-Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale.

RÉSUMÉ

La scoliose est une déformation complexe du rachis qui se manifeste dans les trois plans anatomiques (Asher et coll., 2006; Morcuende et coll., 2003) ainsi que sur la position de la moelle épinière à l'intérieur du canal rachidien (Smorgick et coll., 2012). Lorsque la déformation atteint un certain niveau de sévérité (angle de Cobb de 50°), une procédure chirurgicale de fusion par instrumentation postérieure est souvent utilisée afin de corriger et arrêter la progression de la déformation (Cavali, 2012). Cette instrumentation consiste à appliquer des forces et déplacements complexes sur le rachis par l'intermédiaire d'implants tels des vis pédiculaires, des crochets et des tiges pour redresser le rachis. Les forces importantes générées lors de manœuvres de correction peuvent causer des blessures à la moelle épinière et aux nerfs rachidiens (Fujioka et coll., 2006; Miguel et coll., 2012) dans 0,5% de cas instrumentés (Miguel et coll., 2012). La pathomécanique et l'impact biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manœuvres de correction n'est pas encore bien compris (Persson et coll., 2011). Quelques études *in vitro* ont produit des données quantitatives sur l'effet neurologique de forces en tension sur la moelle épinière (Jarzem et coll., 1992; Owen et coll., 1988) et de contraintes en compression sur les nerfs rachidiens (Rydevik et coll., 1991). Cependant, aucune étude biomécanique n'a encore abordé les blessures médullaires suite à des manœuvres chirurgicales.

L'objectif de ce projet de recherche était de développer un modèle biomécanique du rachis et de la moelle épinière personnalisable, permettant d'évaluer les contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors de manœuvres de correction de déformations scoliotiques.

Pour atteindre cet objectif, tout d'abord, un protocole de simulation basé sur une modélisation hybride, composée d'un modèle multicorps flexible du rachis et d'un modèle éléments finis (MÉF) du rachis et de la moelle épinière, a été mis à point et vérifié. Pour cette première étude, les données cliniques d'un cas contrôle (cas #1) ainsi que celles d'un patient avec complication neurologique peropératoire (cas #2) ont été utilisées. La géométrie du MÉF a été adaptée à celle du patient en utilisant un algorithme de personnalisation basé sur des reconstructions 3D du rachis du patient, obtenues à partir des radiographies biplanaires calibrées, ainsi qu'une méthode de déformation élastique, le krigeage dual géométrique 3D. Afin de donner

une représentation réaliste au MÉF de la moelle épinière scoliotique, les matières blanches et grises ont été déplacées du côté concave de la courbe scoliotique selon les données de Smorgick et coll. (2012). Les propriétés mécaniques des composants membranaires de la moelle épinière ont été calibrées selon des données expérimentales, dans la plupart des cas obtenues dans des conditions dynamiques (Tunturi, 1978; Wilcox et coll., 2003). Pour les autres structures modélisées, les propriétés mécaniques d'origine ont été utilisées. Les simulations d'instrumentations chirurgicales ont suivi un processus à deux niveaux: premièrement, une simulation multicorps flexible a permis d'obtenir les déplacements des marqueurs vertébraux situés au centre des plateaux vertébraux supérieurs et inférieurs ainsi que sur les sommets des pédicules. Cette cinématique 3D a été ensuite introduite dans le MÉF personnalisé afin de reproduire l'instrumentation. Pour chacun de deux scénarios chirurgicaux, des paramètres biomécaniques en tension tels la pression intra médullaire (PIM) et les déformations ont été comparés aux limites critiques reportées dans la littérature pour la moelle épinière (0,0067 MPa et 0,1 mm/mm, respectivement), et en compression, aux seuils critiques de fonctionnement neurologique des nerfs rachidiens (0,01 MPa). Pour les contraintes en cisaillement, des limites critiques sont inexistantes dans la littérature, par conséquent, les résultats obtenus ont été comparés entre chaque simulation.

Dans un deuxième temps, afin d'évaluer l'effet biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens suite à une instrumentation de correction, trois manœuvres chirurgicales ont été simulées individuellement, en exploitant la géométrie préopératoire d'un patient scoliotique (angle de Cobb de 63˚) : 1) la distraction de Harrington, 2) une manœuvre de translation segmentaire et 3) une chirurgie segmentaire basée sur une approche de rotation, composée d'une manœuvre de dérotation de la tige suivie de dérotations vertébrales directes et des distractions localisées. Des paramètres biomécaniques moyens de PIM, cisaillement, compressions des nerfs et de déformations en tension ont été évalués pour chaque scénario chirurgical sur trois régions, et par la suite comparés entre chaque technique.

L'algorithme de personnalisation a été partiellement validé lors d'un projet de stage au Laboratoire de Biomécanique de l'Université Aix-Marseille, à l'aide de reconstructions 3D basées sur des images CT-scan d'un patient cyphotique et des IRM de trois patients avec différentes déformations rachidiennes. Le processus de validation préliminaire était divisé en

deux étapes: premièrement, le modèle personnalisé était superposé sur la reconstruction 3D afin d'évaluer visuellement leur concordance. Ensuite, des écarts moyens et maximums entre certains paramètres géométriques vertébraux et médullaires mesurés sur les modèles personnalisés et leur reconstruction 3D correspondante ont été évalués.

Tout d'abord, les résultats de l'étude de vérification ont montré la capacité du modèle hybride à détecter des problèmes intraopératoires potentiels liés aux contraintes et déformations subies par la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manœuvres de correction. Les résultats de cette étude ont montré que pour le cas #1, les paramètres en tension et en compression ainsi que des contraintes en cisaillement sont jusqu'à 80 % moins élevées, contrairement au cas #2. De plus, les contraintes et déformations mesurées sont dans le même ordre de grandeur que les seuils neurologiques de la littérature. Par contre, ces résultats peuvent ne pas représenter une complication neurologique à cause de l'influence du choix de calibration des propriétés mécaniques des structures membranaires de la moelle épinière sur les réponses mécaniques générales du MÉF.

La deuxième étude a montré que pour la distraction de Harrington, des contraintes et déformations importantes étaient mesurées au niveau de la région thoracolombaire. Dans la région centrale thoracique, la manœuvre de translation génère 15% plus de cisaillement, 25% plus de déformations et 62% moins de compression des nerfs, comparée à la distraction de Harrington. Finalement, l'instrumentation segmentaire induit 18% plus de déformations au niveau de l'apex de la courbe ainsi que 72%, 57% et 7% moins de PIM, compression de nerfs et déformations dans la partie thoracique proximale, comparé à la manœuvre de distraction de Harrington.

Finalement, la validation partielle de l'algorithme de personnalisation a montré que, globalement, la méthode proposée arrive à reproduire la géométrie symptomatique du rachis et de la moelle épinière des 4 cas ciblés. Des écarts importants mesurés sur certains paramètres géométriques reliés aux pédicules ont été obtenus à cause du manque de précision des IRM (ex. des écarts entre 2,8 et 4,3 mm pour le diamètre transverse du canal rachidien ainsi que des écarts entre 2,1 et 2,9 mm pour la longueur des pédicules). De plus, des écarts maximums de 2,9 et 2,2 mm ont été observés sur les diamètres sagittal et transverse de la moelle épinière, ce qui peut être

causé par la modélisation d'origine du MÉF de la moelle épinière, obtenue à partir des IRM cadavériques.

Ce projet de recherche a permis de développer un modèle hybride personnalisable du rachis et de la moelle épinière capable de reproduire différentes manœuvres de correction de la scoliose afin d'évaluer biomécaniquement l'effet des contraintes et déformations générées par ces manœuvres sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens. À long terme, le modèle biomécanique présenté dans ce projet de recherche permettra d'améliorer les connaissances reliées aux effets neurologiques des manœuvres chirurgicales, ainsi que de concevoir des manœuvres plus sécuritaires.

ABSTRACT

Scoliosis is a complex spine deformation manifesting itself in the three anatomic planes (Asher et coll., 2006; Morcuende et coll., 2003) as well as on the spinal cord positioning inside the spinal canal (Smorgick et coll., 2012). When deformities reach a certain degree of severity (Cobb angle of 50°), a surgical procedure consisting on a posterior instrumentation and fusion is often required to correct and stop the progression of the deformities (Cavali, 2012). This instrumentation consists in applying complex forces and displacements on the spine through implants such as pedicle screws, hooks and rods in order to straighten the spine. The important forces generated during corrective maneuvers may cause spinal cord and spinal nerves injuries (Fujioka et coll., 2006; Miguel et coll., 2012), which occurs in 0.5% of the instrumented cases (Miguel et coll., 2012). The pathomechanisms and biomechanical impact of the stresses and strains exerted on the spinal cord and nerves during correction maneuvers is not yet well understood (Persson et coll., 2011). Few *in vitro* studies have addressed this type of injury, producing data on the neurological impact of tensile forces on the spinal cord (Jarzem et coll., 1992; Owen et coll., 1988) and compressive stresses on the spinal nerves (Rydevik et coll., 1991). However, biomechanical studies have not yet studied intra-operative spinal cord injuries.

The objective of this research project was to develop a patient-specific biomechanical model of the spine and the spinal cord, capable of assessing the stresses and strains exerted on the spinal cord and nerves during a scoliosis correction maneuver.

To achieve this objective, first, a simulation protocol based on a hybrid modeling, composed of a flexible multi-body model of the spine as well as a comprehensive finite element model (FEM) of the spine and spinal cord was developed and verified. For this first study, clinical data from a control case (case #1) as well as from a case with per-operative neurological complications (case #2) were utilized. The FEM geometry was personalized to patient-specific configuration by using 3D spine reconstructions from calibrated bi-planar radiographs and an elastic deformation method called the 3D geometric kriging. In order to have a more realistic representation of the FEM of the scoliotic spinal cord, the gray and white matter of the personalized model were displaced towards the concave side of the scoliotic curve, following the data from Smorgick et al. (2012). Mechanical properties of membranous components of the spinal cord were calibrated according to experimental data, mainly from dynamic set-ups. For

other components of the model, the original mechanical properties from the FEM were utilized. Surgical instrumentation simulations were performed in a two level manner: first, a multi-body simulation was performed in order to obtain the displacement of vertebral landmarks located on the center of the top and bottom end-plates as well as at the top and bottom of the pedicles. Second, the displacement data obtained were imported to the personalized comprehensive FEM in order to reproduce the instrumentation maneuvers. For each one of the two surgical scenarios, tensile biomechanical parameters such as the internal medullar pressure (IMP) and strain were compared to the critical limits reported on the literature for the spinal cord (0.0067 MPa et 0.1 mm/mm, respectively), and compressive parameters, to the critical limits for spinal nerves (0.01 MPa). For the shear stress analysis, as there were no critical thresholds reported, the simulated results were compared between each simulation.

In order to evaluate the biomechanical effect of the stresses and strains exerted on the spinal cord and nerves during scoliosis correction maneuvers, 3 curve correction maneuvers were individually simulated using the preoperative geometry of a scoliotic patient (Cobb angle of 63˚): 1) a Harrington distraction, 2) a segmental translation maneuver, and 3) a segmental rotation-based instrumentation composed of a rod derotation followed by direct vertebral derotation and localized vertebral distraction. Average biomechanical parameters of IMP, shear stresses, nerve compression and tensile strain were evaluated for each surgical scenario over three regions and compared between each technique.

The personalization algorithm was partially validated during an internship research project at the Laboratoire de Biomécanique de l'Université Aix-Marseille, by using 3D reconstructions based on CT-scan images of a kyphotic patient as well as MRI of 3 patients with different spinal deformities. The preliminary validation process was divided in two steps: First, the patient-specific model was superimposed to its corresponding 3D reconstruction in order to visually evaluate their equivalences. Then, the average and maximum difference between several vertebral and medullary parameters measured on the patient-specific models and their corresponding 3D reconstruction were assessed.

Results from the verification study showed the capacity of the patient-specific hybrid model to detect the possible intra-operative problems related to the stresses and strains generated by the correction maneuvers. The simulated results of this study showed that for case #1 the

evaluated tensile and compressive parameters as well as the shear stress were as much as 80% lower as compared to case #2. Moreover, the computed results have the same order of magnitude as the critical thresholds reported in the literature. However, these results might not represent a neurological complication due to the influence of calibration choices for the mechanical properties of the membranous components on the spinal cord FEM on the overall mechanical response of the FEM.

The second study showed that the Harrington distraction measured stresses and strains are important, mainly, in the thoracolumbar region. In the main thoracic region, the translation maneuver induced 15% more shear stress and 25% more strain as well as 62% less compression, compared to the Harrington distraction. Finally, the segmental rotation-based instrumentation generated 18% more deformation at the apical level, as well as 72%, 57% and 7% less IMP, nerve compression and strain on the upper thoracic region, compared to the Harrington distraction.

Finally, the partial validation of the personalisation algorithm shows that, in general, the proposed method is able to reproduce the symptomatic geometry of the spine and spinal cord of the 4 target cases. Important differences of were measured on some geometrical parameters related to the pedicles due to the low quality of the MRI (i.e. between 2.81 and 4.25 mm for the transverse diameter of the spinal canal and between 2.1 and 2.9 mm for the length of the pedicle). Moreover, maximum differences of 2.9 and 2.2 mm were obtained for the sagittal and transverse diameter of the spinal cord, respectively, which may be caused by the original modeling of the spinal cord FEM from cadaveric MRI.

This research project presents a patient-specific hybrid model of the spine and spinal cord, capable of reproducing different scoliosis correction maneuvers, aiming to assess the biomechanical effects of the stresses and strains generated by the instrumentation on the spinal cord and spinal nerves. In the long term, the biomechanical model presented will help to improve the knowledge related to the intraoperative neurological complications as well as to design safer surgical maneuvers.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE III

REMERCIEMENTS IV

RÉSUMÉ VI

ABSTRACT X

TABLE DES MATIÈRES XIII

LISTE DES TABLEAUX XVII

LISTE DES FIGURES XVIII

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XXI

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES 3

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale 3

1.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la moelle épinière 6

1.3 La scoliose 7

1.3.1 Méthodes de mesure clinique de la scoliose 8

1.3.2 Méthodes de mesure de la scoliose en 3D 9

1.4 Traitements chirurgicaux 11

1.4.1 Traitements par fusion postérieure 11

1.4.2 Complications peropératoires 14

1.5 Modélisation numérique du rachis et de la moelle épinière 17

1.5.1 Modélisation multicorps flexible 18

1.5.2 Modélisation par éléments finis 20

1.5.3 Personnalisation géométrique des MÉF du rachis 24

CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET 26

2.1 Résumé de la problématique 26

2.2 Question de recherche 26

2.3 Objectif général 27

2.4 Objectifs spécifiques 27

2.4.1 Objectif spécifique 1 27

2.4.2 Objectif spécifique 2 27

2.4.3 Objectif spécifique 3 27

CHAPITRE 3 MODÈLE ÉLÉMENTS FINIS PERSONNALISÉ DU RACHIS ET DE LA MOELLE ÉPINIÈRE POUR ÉVALUER L'IMPACT NEUROLOGIQUE DE LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE : APPLICATION SUR DEUX CAS AVEC ET SANS COMPLICATIONS NEUROLOGIQUES INTRAOPÉRATOIRES 28

3.1 Présentation de l'article I 28

3.2 Article I: Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: Preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications 29

3.2.1 Abstract 29

3.2.2 Introduction 30

3.2.3 Methods 31

3.2.4 Results 35

3.2.5 Discussion 36

3.2.6 Conclusion 39

3.2.7 Acknowledgments 39

3.2.8 References 39

3.2.9 Tables 43

3.2.10 Figures 44

3.3 Détails sur les simplifications apportées sur le MÉF du rachis et de la moelle épinière et sur les conditions limites utilisées 50

3.3.1 Propriétés des matériaux des méninges 50

3.3.2 Interfaces de contact 50

3.3.3 Hypothèses de simulation 51

3.3.4 Conditions limites 52

CHAPITRE 4 SIMULATION BIOMÉCANIQUE DES CONTRAINTES ET DÉFORMATIONS EXERCÉES SUR LA MOELLE ÉPINIÈRE ET LES NERFS RACHIDIENS LORS DES MANŒUVRES DE CORRECTION DE LA SCOLIOSE 54

4.1 Présentation de l'article II 54

4.2 Article II: Biomechanical simulation of stresses and strains exerted on the spinal cord and nerves during scoliosis correction maneuvers 54

4.2.1 Structured Abstract 55

4.2.2 Key Words 56

4.2.3 Key Points 56

4.2.4 Mini abstract/précis 56

4.2.5 Introduction 57

4.2.6 Methods 58

4.2.7 Results 61

4.2.8 Discussion 61

4.2.9 Conclusion 63

4.2.10 Acknowledgements 63

4.2.11 References 64

4.2.12 Table 69

4.2.13 Figures 70

CHAPITRE 5 ÉVALUATION DE L'ALGORITHME DE PERSONNALISATION 74

5.1 Introduction 74

5.2 Méthodologie 74

5.3 Évaluation qualitative 78

5.4 Évaluation quantitative 81

CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE 83

CHAPITRE 7 CONCLUSIONS ET RECOMMENDATIONS 90

RÉFÉRENCES 93

LISTE DES TABLEAUX

Table 1: Material properties of the FEMs of the spine and spinal cord 43

Table 2: Material properties of the FEM of the spine and spinal cord utilized in this study 69

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1: Plans et système d'axes anatomiques (adapté de Wikipedia.org).....3

Figure 1-2: i) Anatomie et courbures naturelles du rachis et Anatomie vertébrale ii) vue latérale et iii) vue de dessus (images adaptées de Wikipedia.org).....4

Figure 1-3: a) Anatomie des DIV (vue de dessus) b) Ligaments rachidiens (images adaptées de Wikipedia.org).....5

Figure 1-4: a) Moelle épinière b) voies ascendantes et descendantes c) anatomie de la moelle épinière (images adaptées de Wikipedia.org) 7

Figure 1-5: Angle de Cobb dans le plan sagittal (adapté de Wikipedia.org) 9

Figure 1-6: Instrumentation par fusion postérieure: a) distraction de Harrington, b) Translation graduelle des vertèbres et c) instrumentation Cotrel-Dubousset.....12

Figure 1-7: Implants chirurgicaux a) vis pédiculaires et crochets apophysaires (adapté de Cammarata 2013) b) tige cintrée insérée sur les vis du côté concave.....13

Figure 1-8 : Exemple de Dérotation Vertébrale Directe (DVD) au niveau de T10 14

Figure 1-9: Modèle multicorps flexible 18

Figure 1-10: Spinal Model for Safety and Surgery (SM2S) a) modèle ostéoligamentaire et b) modèle de la moelle épinière.....23

Figure 3-1: Finite element model of the spine and spinal cord (IVD and spinal ligament elements removed for visualisation purposes) 44

Figure 3-2: Stress-strain tabulated for the white and gray matter (Ichihara, Taguchi, Shimada, Sakuramoto, Kawano and Kawai 2001).....45

Figure 3-3 : Computed angle measurement 45

Figure 3-4: Personalization vertebrae landmarks.....46

Figure 3-5: Patient specific FEM for case #1 (left) and case #2 (right) . The spinal cord is represented on the side for visualization purposes.....47

Figure 3-6: Finite element simulation results for case #1. Average as well as maximum values are shown on the graphs. Compression on a) left spinal nerves b) right spinal nerves and c) pressure as well as d) tensile strain inside the white and gray matter during distraction maneuvers. Maximum shear stress during e) rod derotation and f) DVD 48

Figure 3-7: Finite element simulation results for case #2. Average as well as maximum values are shown on the graphs. Compression on a) left spinal nerves b) right spinal nerves and c) pressure as well as d) tensile strain inside the white and gray matter during compression maneuvers. Maximum shear stress during e) rod derotation and f) DVD 49

Figure 3-8: Marqueurs vertébraux servant à piloter le déplacement de chaque vertèbre ainsi que les courbes de déplacement en X, Y et Z en fonction du temps pour chaque marqueur 51

Figure 3-9: Condition limite de la moelle épinière au niveau de T1.....52

Figure 3-10: Exemple de déplacement imposé 53

Figure 4-1: Stress-strain material properties tabulated for the white and gray matter.....70

Figure 4-2: Finite Element Model of the spine and the spinal cord.....71

Figure 4-3: Pre- and post-operative angles and 3D reconstructed FEM 71

Figure 4-4: Average results of the post-processing of the FE surgical simulations of Harrington distraction (HD), segmental translation technique and the segmental rotation-based procedure (Rod derotation (RD) + direct vertebral derotation (DVD) + vertebral distraction (VD)) for values of internal medullar pressure (IMP), shear stress, nerve compression and strain over the upper thoracic region (UTR), main thoracic region (MTR) and the thoracolumbar region (TLR) 72

Figure 4-5: Top view example of strain distribution at different cross-sections after simulating the three surgical maneuvers.....73

Figure 5-1: Patients 75

Figure 5-2: Paramètres géométriques vertébraux.....76

Figure 5-3: Paramètres géométriques de la moelle épinière (les trois dernières images ont été adaptées de Wikipedia.org) 77

Figure 5-4: Patient 1 (CT-scan).....78

Figure 5-5: Patients 2,3 et 4 (IRM) 79

Figure 5-6: Écarts moyens et maximum entre les modèles personnalisés et les reconstructions 3D 81

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Bidimensionnel (le)
3D	Tridimensionnel (le)
AIS	Adolescent Idiopathic Scoliosis
CD	Cotrel-Dubousset
CT-scan	Computed Tomography
DVD	Direct Vertebral Derotation
FEM	Finite Element Model
HD	Harrington Distraction
IMP	Internal Medullar Pressure
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
LAT	Latéral
LCS	Lateral Cord Space
MÉF	Modèle par Éléments Finis
mm	Millimètres (millimeters)
MPA	Mega Pascal
PA	Postéro-Antérieur
PIM	Pression Intra-Médullaire
SIA	Scoliose Idiopathique de l'Adolescence
SM2S	Spinal Model For Safety and Surgery
ST	Segmental Translation technique

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique adolescente est une déformation rachidienne tridimensionnelle qui se manifeste entre l'âge de 10 et 18 ans, affectant de 2 à 3% de la population (Asher et coll., 2006; Morcuende et coll., 2003). Les déformations rachidiennes induites par la scoliose sont visibles dans les trois plans anatomiques. Ces déformations causent un rapprochement de la moelle épinière du côté concave de la courbe (Smorgick et coll., 2012). Lorsque la déformation progresse rapidement et dépasse un certain niveau de sévérité (> 50°), un traitement chirurgical par instrumentation et fusion est favorisé (Cavali, 2012). Cette instrumentation consiste à utiliser des manœuvres de dérotation, de translation et de compression/distraction afin de redonner au rachis une position corrigée et balancée (Cavali, 2012). Elle implique des mouvements complexes et des forces importantes appliquées sur les vertèbres, qui peuvent, dans de rares cas, causer des complications neurologiques pour le patient. Ainsi, les blessures de la moelle épinière lors de l'instrumentation sont observées dans 0,5 % cas, principalement occasionnées par des manoeuvres de distraction (Fujioka et coll., 2006; Miguel et coll., 2012). Jusqu'à maintenant, plusieurs études numériques et expérimentales se sont penchées sur l'évaluation de la biomécanique de blessures de la moelle épinière suite à des contusions traumatiques (Fradet, 2014b; Greaves et coll., 2008; Li et coll., 2010). Par contre, des blessures de la moelle épinière de caractère intraopératoire ont seulement été étudiées expérimentalement. Ces études ont permis d'obtenir des seuils de fonctionnement neurologiques pour la moelle épinière, basés sur des paramètres en tension telles la pression médullaire interne (0,0067 MPa (Bassi et coll., 2009)) et la déformation en tension (10 % (Owen et coll., 1988)), ainsi que la compression limite des nerfs rachidiens (0,01 MPa (Rydevik et coll., 1991)). Afin de mieux comprendre la biomécanique des blessures intraopératoires de la moelle épinière et des nerfs rachidiens, des modèles numériques du rachis et de la moelle épinière peuvent être utilisés.

L'objectif principal du projet de maîtrise est de développer un modèle biomécanique personnalisable du rachis et de la moelle épinière permettant d'évaluer l'impact biomécanique de chirurgies de correction de déformations scoliotiques sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens. À plus long terme, ce modèle est développé en vue de donner aux chirurgiens un outil préopératoire d'évaluation des manœuvres de correction chirurgicale afin de diminuer les risques de complications neurologiques.

Le premier chapitre du mémoire est consacré à une revue de littérature sur la problématique de recherche. Les concepts et notions décrits tout au long de ce chapitre sont nécessaires à la compréhension de la méthodologie expliquée dans les chapitres suivants. Tout d'abord, l'anatomie ostéoligamentaire de la colonne vertébrale ainsi que celle de la moelle épinière est décrite. Ensuite, l'étiologie de la scoliose, les méthodes de mesure de cette pathologie rachidienne en 2D et 3D, ainsi que les techniques de correction chirurgicales et leurs possibles risques de complications neurologiques sont introduits. Finalement, une revue des principaux modèles biomécaniques du rachis et de la moelle épinière est présentée. Le Chapitre 2 énonce les objectifs qui découlent de la problématique de recherche suite à la revue de littérature. Le corps principal du mémoire est organisé autour de deux articles scientifiques. Le Chapitre 3 présente le premier article scientifique, qui décrit une modélisation hybride permettant d'évaluer l'effet biomécanique des contraintes et déformations sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors de deux cas d'instrumentation (avec et sans complication neurologique pendant l'instrumentation). D'une façon similaire, le Chapitre 4 présente un deuxième article scientifique centré sur l'évaluation de l'impact biomécanique de trois manœuvres de correction des déformations scoliotiques sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens. Le Chapitre 5 présente une validation préliminaire de l'algorithme de personnalisation réalisée lors d'un projet de stage au Laboratoire de Biomécanique Appliquée de l'Université Aix-Marseille. Ensuite, le Chapitre 6 présente une discussion générale du projet de recherche qui se concentre sur les points forts et les limites de celui-ci. Finalement, le dernier chapitre présente les conclusions de cette étude ainsi que les points à améliorer pour des futurs travaux.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

Ce chapitre expose les concepts importants pour la compréhension du projet. Tout d'abord, l'anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis et de la moelle épinière est décrite. Ensuite, la scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA), déformation rachidienne au centre du projet, les traitements chirurgicaux pour la corriger ainsi que les risques neurologiques associés à ces procédures sont présentés. Ce chapitre se termine par une revue critique des modèles numériques du rachis et de la moelle épinière utilisés actuellement en recherche, ainsi que des méthodes de personnalisation géométrique.

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale

Dans le but de mieux positionner des éléments rachidiens dans l'espace, un système de référence anatomique doit être décrit. Tout au long de ce mémoire, les plans anatomiques utilisés sont exposés sur la Figure 1-1. Les plans anatomiques principaux sont le plan sagittal, le plan frontal et le plan transverse.

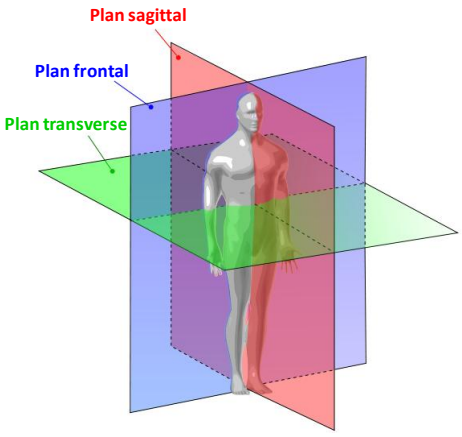


Figure 1-1: Plans et système d'axes anatomiques (adapté de Wikipedia.org)

La colonne vertébrale, ou rachis, est une structure anatomique qui supporte l'ensemble du squelette humain permettant ainsi d'un point de vue fonctionnel de remplir des impératifs de mobilité, de stabilité, de support et de transmission de charges (Figure 1-2 (i)). Le rachis est un assemblage des 32 à 34 vertèbres, articulées entre elles grâce à des éléments flexibles tels les disques intervertébraux, les ligaments, les muscles et les articulations zygapophysaires.

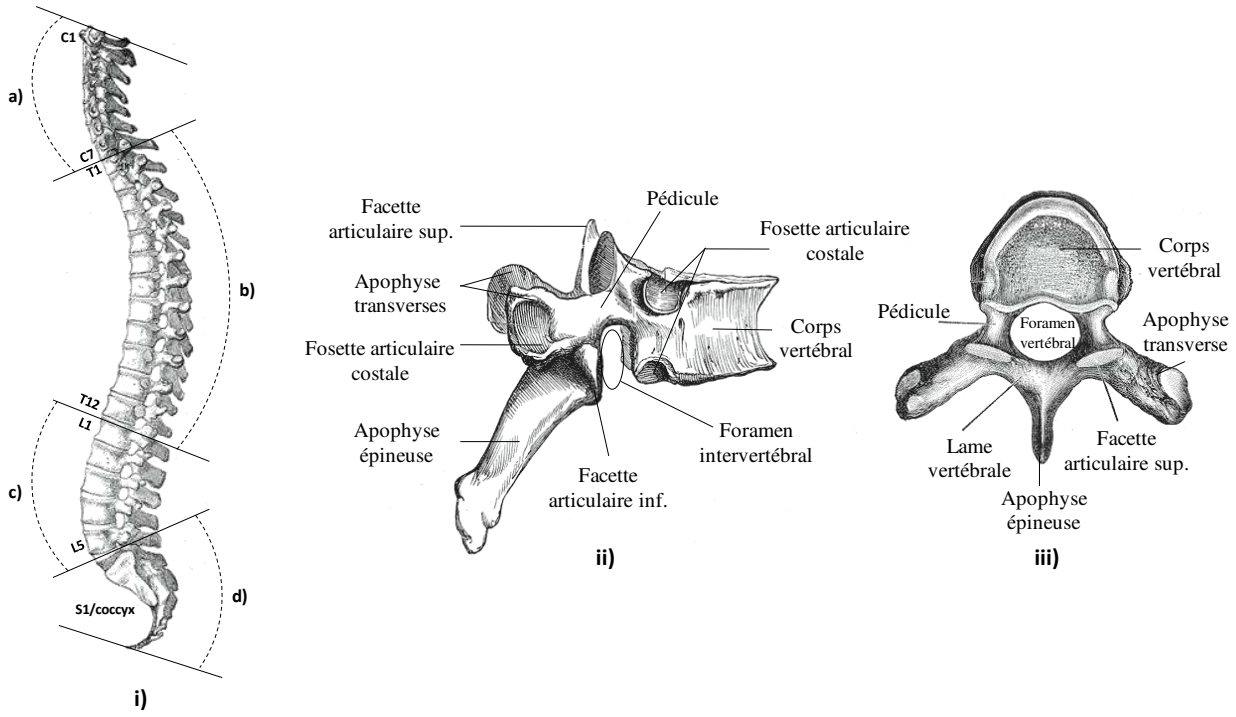


Figure 1-2: i) Anatomie et courbures naturelles du rachis et Anatomie vertébrale ii) vue latérale et iii) vue de dessus (images adaptées de Wikipedia.org)

La colonne vertébrale peut se diviser en cinq segments principaux: le segment cervical (C1 à C7), thoracique (T1 à T12), lombaire (L1 à L5), sacré (S1 à S5) et coccygien (3 à 5 vertèbres). Dans le cas d'un rachis asymptomatique, la colonne vertébrale est rectiligne et symétrique lorsque projetée dans le plan frontal. Par ailleurs, dans le plan sagittal, la colonne possède des courbures naturelles selon les différentes régions rachidiennes déjà présentées (Figure 1-2 (i)): lordose cervicale (a), cyphose thoracique (b), lordose lombaire (c) ainsi qu'une cyphose sacrée (d)).

Les vertèbres possèdent une morphologie complexe adaptée aux différentes fonctions physiologiques et biomécaniques du rachis (Figure 1-2 (i, ii)). Même si l'anatomie varie d'une région rachidienne à l'autre, leur architecture de base est définie selon deux éléments principaux : le corps vertébral et l'arc vertébral. Le corps vertébral, la partie plus volumineuse de la vertèbre, est situé dans la partie antérieure. L'arc vertébral est localisé dans la partie postérieure de la vertèbre et il se lie au corps vertébral à travers les pédicules. Cette partie de la vertèbre contient aussi les lames vertébrales, une apophyse épineuse, deux apophyses transverses et quatre

apophyses articulaires, qui s'emboitent avec les apophyses articulaires des vertèbres adjacentes à l'aide d'articulations facettaires. Le foramen formé par la liaison de la partie postérieure et antérieure de la vertèbre est dénommé le canal rachidien. Le rôle principal du canal est de protéger la moelle épinière contre toute agression externe. Deux ouvertures de chaque côté des vertèbres contigües permettent la sortie de nerfs rachidiens.

La mobilité entre les vertèbres est assurée par des articulations intervertébrales antérieures et postérieures. L'articulation intervertébrale antérieure est une amphiarthrose constituée des disques intervertébraux et des ligaments longitudinaux antérieurs et postérieurs. Les disques intervertébraux sont des fibrocartilages situés entre les corps vertébraux de deux vertèbres contigües (Figure 1-3 (a)). Dans la partie extérieure, les disques sont composés des lamelles successives de tissue fibrocartilagineux appelées anneaux fibreux (annulus fibrosus), et au centre, d'une substance viscoélastique appelée le noyau pulpeux (nucleus pulposus). Le rôle principal du disque intervertébral est de supporter les charges mécaniques transmises à la colonne vertébrale sans compromettre sa mobilité. Les ligaments longitudinaux antérieurs et postérieurs sont des bandes fibreuses qui s'étendent du crâne jusqu'au sacrum, reliant respectivement la partie antérieure et postérieure des corps vertébraux (Figure 1-3 (b)).

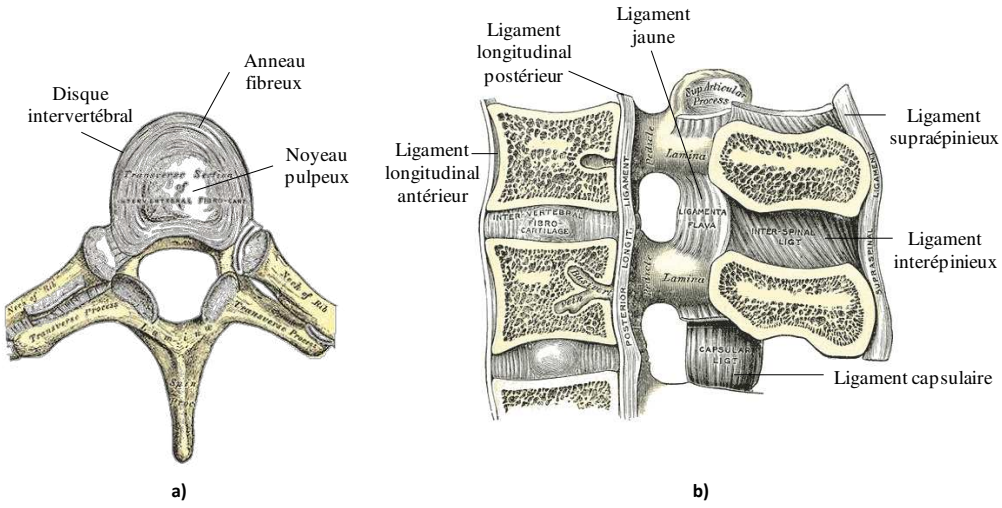


Figure 1-3: a) Anatomie des DIV (vue de dessus) b) Ligaments rachidiens (images adaptées de Wikipedia.org)

D'un autre côté, l'articulation intervertébrale postérieure relie les lames et les apophyses vertébrales des vertèbres adjacentes à travers une série de ligaments intervertébraux. Le ligament

jaune (Figure 1-3 (b)), très épais, se situe à l'intérieur du canal rachidien et relie les lames des vertèbres adjacentes. Son rôle est d'aider à maintenir ou à retourner à une position rachidienne droite lors d'un mouvement en flexion du rachis. Les ligaments supra- et interépineux (Figure 1-3 (b)) relient les apophyses épineuses des vertèbres adjacentes tandis que les ligaments interapophysiaires relient les apophyses transverses. Finalement, les ligaments capsulaires (Figure 1-3 (b)) s'accrochent aux facettes articulaires afin de réduire l'amplitude des rotations vertébrales en plus de protéger les disques intervertébraux de mouvements importants (Drake et coll., 2009).

1.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la moelle épinière

Au-delà de des contributions fonctionnelles, le rachis humain abrite et protège la moelle épinière qui est une structure du système nerveux central, composée principalement de tissu nerveux et de cellules gliales (Figure 1-4 (a)). La moelle est logée à l'intérieur du canal rachidien, s'allongeant de la première vertèbre cervicale (C1) jusqu'au plateau supérieur du corps vertébral de la deuxième vertèbre lombaire (L2). À ce point-ci, la moelle épinière converge vers une forme conique (cône médullaire) qui continue à s'amincir pour finir en un filament délicat appelé le filum terminal. Celui-ci descend le long du canal sacré jusqu'à la première région coccygienne. En coupe transversale, la matière grise, en forme de papillon, contient des interneurones, corps cellulaires et dendrites des neurones efférents, les axones de neurones afférents et de cellules gliales (Drake et coll., 2009). La matière grise peut se diviser en deux sections: la partie sensitive, située sur le côté postérieur de la moelle épinière, est chargée d'envoyer l'information provenant des nerfs périphériques vers le cerveau. La partie motrice, située sur le côté antérieur, reçoit des informations du cerveau pour ensuite les acheminer vers les nerfs périphériques. Tout autour de la matière grise se trouve la matière blanche qui est composée en grande partie de groupes d'axones myélinisés et de quelques groupes d'axones amyélinisés. Ces neurofibres sont classifiées selon leur fonction: les neurofibres ascendantes sont utilisées pour envoyer des signaux de la moelle épinière vers le cerveau, les neurofibres descendantes (Figure 1-4 (b)) acheminent les signaux du cerveau vers différentes régions de la moelle épinière, et finalement, les neurofibres commissurales servent comme voies de communication entre les axones ascendantes et descendantes (Marieb, 2005)

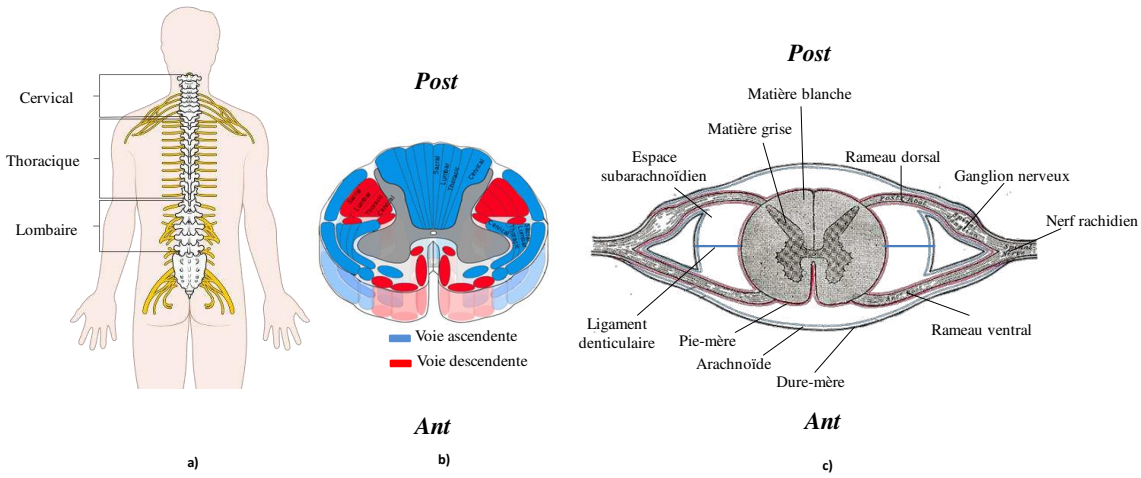


Figure 1-4: a) Moelle épinière b) voies ascendantes et descendantes c) anatomie de la moelle épinière (images adaptées de Wikipedia.org)

La moelle épinière est enveloppée par trois couches de membranes protectrices appelées les méninges. La dure mère, située plus à l'extérieur, est une membrane épaisse, composée principalement de fibres de collagène. Cette membrane s'attache à la partie antérieure et postérieure de la vertèbre via les ligaments épiduraux. Ensuite, l'arachnoïde, méninge située entre la dure-mère et la pie-mère, est une membrane délicate et très mince. Elle est séparée de la pie-mère par la cavité sub-arachnoïdenne qui est remplie de liquide céphalo-rachidien. La dernière membrane protectrice, la pie-mère, est un tissu mou fibreux très mince qui est collé aux matières blanches et grises. Des bandes fibreuses formant le ligament denticulaire qui s'étendent de la pie-mère et s'attachent à la dure-mère (Figure 1-4 (c)). Le ligament denticulaire a un rôle important dans la répartition des chargements induits sur la moelle épinière lors des déplacements vertébraux notamment pour stabiliser son positionnement relatif au canal rachidien ainsi que pour protéger la moelle contre toute agression mécanique externe ou interne (Harrison et coll., 1999b). 31 paires de nerfs rachidiens sortent de la moelle épinière à travers des foramens intervertébraux (Figure 1-4 (a)). Chacun des nerfs a deux types de racine, antérieure et postérieure. Cette dernière est caractérisée par la présence d'un ganglion nerveux.

1.3 La scoliose

La scoliose est une pathologie rachidienne qui est définie comme une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale, du bassin et de la cage thoracique (Asher et coll.,

2006; Deacon et coll., 1984; Nnadi et coll., 2010; Pope et coll., 1983). Il existe différents types de scoliose, mais la forme la plus répandue est la scoliose idiopathique, notamment la scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) (Asher et coll., 2006; Devedžić et coll., 2012; Little et coll., 2011), dont les mécanismes physiologiques déclencheurs sont encore méconnus. La SIA affecte de 2 à 3% de la population et se manifeste entre l'âge de 10 et 18 ans (Errico et coll., 2009; Morcuende et coll., 2003; Nie et coll., 2008). Les traits caractéristiques de cette pathologie sont la déviation du rachis de son axe de symétrie dans le plan frontal, ainsi que la rotation axiale des vertèbres et des côtes dans le plan transverse. Dans le plan sagittal, la scoliose peut accentuer ou diminuer les courbures naturelles du rachis. De nos jours, la classification chirurgicale la plus utilisée est celle proposée par Lenke et coll (2001).

1.3.1 Méthodes de mesure clinique de la scoliose

1.3.1.1 Angle de Cobb

L'angle de Cobb est une mesure obtenue à partir d'une radiographie frontale du patient (Figure 1-5). Il est défini par l'intersection entre les droites tangentes qui passent par les plateaux supérieurs et inférieurs des vertèbres limites. Même si ce paramètre ne décrit que la courbure scoliotique en 2D du patient, plusieurs études démontrent sa fiabilité et reproductibilité pour le diagnostic (Carman et coll., 1990; Diab et coll., 1995; Kuklo et coll., 2005; Vrtovec et coll., 2009). Par conséquent, l'angle de Cobb est le paramètre géométrique principal dans l'évaluation de la scoliose. Lorsque l'angle de Cobb est supérieur à 10˚, le patient est considéré scoliotique (Reamy et coll., 2001). Si l'angle de Cobb est compris entre 20˚ et 40˚, le médecin peut suggérer au patient le port d'un corset pour corriger la courbure. Par contre, si la déformation évolue à un taux rapide et que la courbure dépasse un angle de 50˚, alors, un traitement de correction par chirurgie est recommandé par le chirurgien (Cavali, 2012; Hawes, 2006).

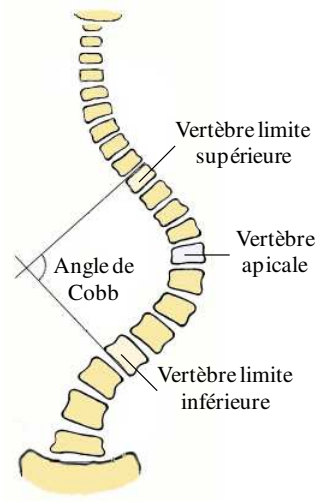


Figure 1-5: Angle de Cobb dans le plan sagittal (adapté de Wikipedia.org)

1.3.2 Méthodes de mesure de la scoliose en 3D

Dans les dernières décennies, la nature 3D de déformations rachidiennes est devenue importante pour l'évaluation de la scoliose, ce qui a soutenu le développement de nouveaux outils de reconstruction 3D (Cheriet et coll., 2007; Devedžić et coll., 2012; Goethem et coll., 2007; Pazos et coll., 2007; Smith et coll., 2011). Ces nouvelles méthodes d'analyse clinique ont beaucoup aidé les chirurgiens dans la compréhension de la biomécanique de la correction du rachis afin d'obtenir des meilleures planifications chirurgicales pour des cas des déformations complexes (Smith et coll., 2011). En effet, l'analyse 3D de déformations rachidiennes apporte des informations supplémentaires sur le plan transverse (ex. rotation axiale des vertèbres) qui ne peuvent pas être détectées sur des radiographies 2D. Certains paramètres cliniques mesurés en utilisant des modèles géométriques en 3D ont démontré une bonne fiabilité lors de l'évaluation de la scoliose idiopathique adolescente (Aubin et coll., 2011).

Au cours des dernières années, des protocoles de reconstruction 3D basés sur la stéréoradiographie et l'autocalibrage (Delorme et coll., 2003; Kadoury et coll., 2007; Pomero et coll., 2004) ont été développés comme alternative aux reconstructions obtenues à base des techniques tels le CT-scan ou l'IRM. Ce type de techniques pose des limitations comme le changement postural du patient induisant un changement des courbures scoliotiques, l'exposition à un grand taux de radiation pour avoir des images à haute résolution (CT-scan) (Biswas et coll.,

2009; Smith et coll., 2011; Tins, 2010), ainsi qu'une incompatibilité postopératoire avec les éléments métalliques installés lors de la correction (IRM) (Stokes et coll., 2006; Tins, 2010).

La stéréoradiographie se fonde sur le principe selon lequel la troisième dimension d'un marqueur anatomique vertébral peut être obtenue à partir de la représentation 2D de celui-ci sur des images radiographiques prises à différents angles d'incidence. Une des premières techniques de reconstruction 3D du rachis qui exploite le principe de la stéréoradiographie utilisait trois radiographies du patient (André et coll., 1994; Dansereau et coll., 1988): postéro antérieure avec une incidence normale (PA 0˚), postéro antérieure avec une incidence de 20˚ vers le bas (PA 20˚) et latérale (LAT). Les marqueurs anatomiques 2D sont repérés manuellement sur les radiographies par un technicien et puis la correspondance entre les marqueurs est effectuée en suivant un algorithme de «Direct Linear Transformation» (DLT). Par la suite, afin de donner une apparence plus réaliste au rachis reconstruit, une technique de krigeage dual géométrique 3D (Trochu, 1993) peut être utilisée afin de déformer des vertèbres types suivant les repères anatomiques reconstruits (Aubin et coll., 1997; Aubin et coll., 1995; Pomero et coll., 2004). Afin de réduire la dose des rayons X reçue par le patient, la radiographie PA 20˚ a été délaissée. De plus, cette configuration n'apportait pas une bonne précision. Ainsi, des nouvelles techniques utilisant les radiographies PA 0˚ et LAT ont été développées (Delorme et coll., 2003; Mitton et coll., 2000).

Actuellement, au Centre Hospitalier Universitaire Sainte-Justine (CHU Ste-Justine), le système d'imagerie médicale EOS™ (EOS imaging, France) est utilisé pour obtenir des modèles géométriques 3D du patient (Dubousset et coll., 2010). L'acquisition d'images radiographiques, de face et de profil, est faite simultanément. Cette technique d'imagerie permet de réduire de 8 à 10 fois la dose de rayons X reçue par le patient (Dubousset et coll., 2010; Smith et coll., 2011). L'acquisition d'images se fait en utilisant deux sources radiographiques orthogonales qui balaient le patient de la tête jusqu'aux pieds, ce qui permet de réduire les problèmes de distorsion. Le logiciel couramment exploité pour obtenir des reconstructions 3D semi-automatiques du rachis est SterEOS (EOS imaging, France). Sommairement, l'opérateur choisit quatre points par corps vertébral sur les deux images radiographiques. Un modèle préliminaire est construit à partir d'une base de données de vertèbres types et par la suite projeté sur les images radiographiques. Ensuite, l'opérateur peut corriger manuellement le positionnement de marqueurs vertébraux pour ainsi

obtenir une meilleure précision. À la fin du processus, une reconstruction 3D des vertèbres du rachis (de T1 à S1) est obtenue, avec environ 250 marqueurs par vertèbre.

1.4 Traitements chirurgicaux

1.4.1 Traitements par fusion postérieure

La scoliose peut être traitée par différentes approches selon le degré de sévérité des courbures. Par contre, si la progression de la scoliose n'est pas arrêtée par l'utilisation du corset, dans la plupart des cas, une chirurgie de correction est utilisée afin de réaligner le rachis dans le plan sagittal (Cavali, 2012; Hawes, 2006). La planification chirurgicale est basée sur différents facteurs comme l'âge du patient, la flexibilité du rachis, la classification de la courbure scoliotique, entre autres (Cavali, 2012).

Depuis plusieurs années, les chirurgies d'instrumentation et fusion vertébrale ont été utilisées comme traitement pour corriger la scoliose. La première technique développée pour redresser la colonne était l'instrumentation de distraction et fusion de Harrington (1962) (Figure 1-6(a)). La déformation était corrigée à l'aide d'une tige avec un mécanisme de cliquet placée sur le côté concave ainsi que par des crochets, préalablement insérés. Les principaux désavantages de cette technique sont la correction de la courbure seulement dans le plan frontal, ce qui, parfois, mène au développement du phénomène du dos plat dans le plan sagittal (Farcy et coll., 1997) et des complications neurologiques intraopératoires, avec une incidence de 0,72% selon l'étude de MacEwen (1975).

Quelques années plus tard, le docteur Eduardo Luque (1982) a développé un système de correction de la scoliose en utilisant des câbles qui s'enroulaient autour de la partie postérieure de la vertèbre, traversant le canal rachidien, et qui étaient ensuite fixés à des tiges cintrées. La correction mécanique de la courbure scoliotique était produite par les forces exercées par les câbles sur les vertèbres. Même si cette approche offre plus d'endroits pour fixer les tiges, le passage des câbles par le canal rachidien pose des risques neurologiques potentiels (McMaster, 1991). Cependant, une des variantes de cette technique est encore utilisée pour corriger les cas de scoliose neuromusculaire (Gau et coll., 1991). Une deuxième variante de la technique de Luque est couramment utilisée par certains chirurgiens pour corriger la scoliose idiopathique adolescente(Figure 1-6(b)). Cette procédure vise à corriger les déformations scoliotiques par la

translation graduelle des vertèbres vers des tiges préalablement cintrées et placées directement dans le plan sagittal (Clement et coll., 2012; Delorme et coll., 2000). En 1983, les médecins Y. Cotrel et J. Dubousset ont introduit une nouvelle technique d'instrumentation pour la chirurgie du rachis (Cotrel et coll., 1988). L'instrumentation de Cotrel-Dubousset (CD) repose sur trois types d'implants soit des tiges flexibles préalablement cintrées, des vis pédiculaires et des crochets laminaires ou apophysaires (Figure 1-6(c)). Contrairement aux procédures chirurgicales antérieures, l'instrumentation CD corrige les déformations scoliotiques en trois dimensions grâce à l'ajout d'une manœuvre de dérotation de la tige, située sur la partie concave de la courbe. Ce type d'instrumentation est à la base des systèmes chirurgicaux contemporains de correction de la scoliose.

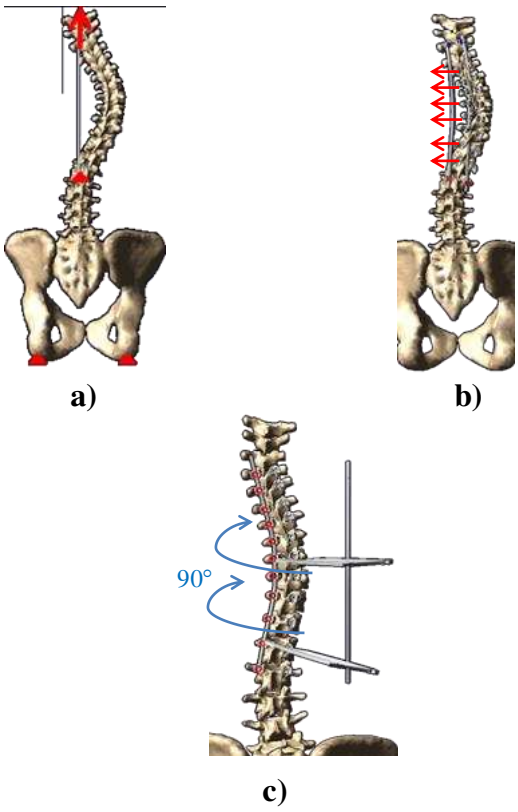


Figure 1-6: Instrumentation par fusion postérieure: a) distraction de Harrington, b) Translation graduelle des vertèbres et c) instrumentation Cotrel-Dubousset

Les simulations numériques d'instrumentation segmentaire de correction effectuées lors du projet de recherche présenté dans ce mémoire se basent sur des étapes globales dérivées de l'instrumentation CD (Suk, 2011).

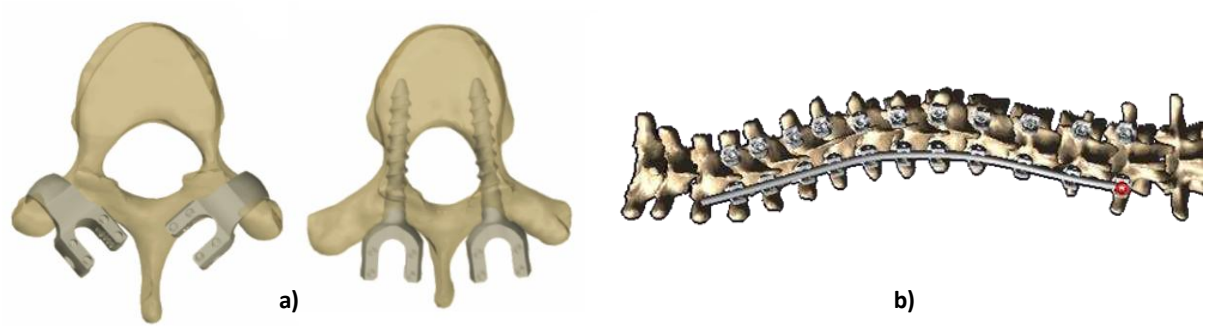


Figure 1-7: Implants chirurgicaux a) vis pédiculaires et crochets apophysaires (adapté de Cammarata 2013) b) tige cintrée insérée sur les vis du côté concave

Premièrement, la procédure chirurgicale commence par une insertion d'implants (vis pédiculaires et crochets) qui a pour objectif de fournir des points d'ancrage plus solides pour les tiges ainsi que pour les outils chirurgicaux. Il existe différents types de vis pédiculaires et de crochets, et parmi ce choix, des crochets apophysaires ainsi que des vis uni- et multiaxiales ont été utilisées dans ce projet.

Tout d'abord, l'insertion des vis pédiculaires est faite en suivant un trou de trajectoire idéale percé à l'aide des instruments chirurgicaux du côté de la lame vertébrale. Par la suite, selon la planification chirurgicale, des crochets apophysaires, fixés sur les apophyses transverses, peuvent être utilisés sur certaines vertèbres (Figure 1-7(a)). Lorsque l'étape d'insertion d'implants est terminée, une tige préalablement cintrée est insérée sur la tête des implants localisés sur le côté concave de la courbe (Figure 1-7(b)). La tige est ensuite attachée aux implants en suivant l'une des différentes approches couramment utilisées: attachement à partir de l'implant distal vers le proximal ou vice-versa, ou attachement, d'abord, à l'implant distal et proximal, et ensuite, attachement successif vers la vertèbre apicale, entre autres. Ensuite, la première tige est tournée d'environ 90° afin de corriger la scoliose et, aussi, pour rétablir la cyphose et/ou la lordose du patient. Des manœuvres de correction dans le plan transverse ainsi que des manœuvres de finition (compression/distraction) peuvent être appliquées suite à la dérotation de la tige. Plusieurs manœuvres de correction dans le plan transverse ont été développées au courant des années. Parmi ces manœuvres, la dérotation vertébrale directe est

celle qui a été utilisée lors des simulations chirurgicales de ce projet de recherche (Figure 1-8). Cette manœuvre consiste à utiliser de longues tiges (dérotateurs), insérées sur les vis pédiculaires, afin de générer un moment nécessaire pour la correction axiale de chaque vertèbre selon l'axe longitudinal local. Suite à la correction du rachis dans le plan transverse, une compression/distraction vertébrale peut être effectuée sur quelques vertèbres afin de diminuer les courbures sagittales du rachis obtenues après la dérotation de la tige. Finalement, une deuxième tige cintrée selon le contour cherché est placée dans le côté convexe de la courbe. Cette tige peut-être attachée soit en suivant des approches semblables à celles décrites pour la tige concave ou soit tout au long des manœuvres de correction locales.

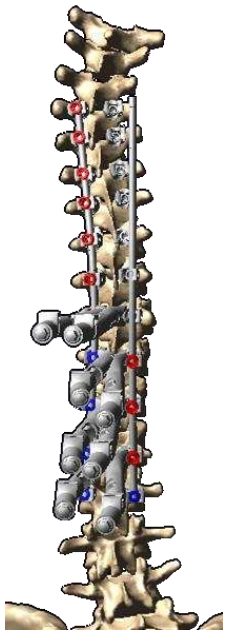


Figure 1-8 : Exemple de Dérotation Vertébrale Directe (DVD) au niveau de T10

1.4.2 Complications peropératoires

Depuis plusieurs années, les techniques chirurgicales de correction du rachis scoliotique ont évolué énormément permettant d'obtenir des corrections plus stables et sécuritaires. Par contre, certaines complications peuvent encore se manifester lors de la chirurgie (Coe et coll., 2006; Miguel et coll., 2012). Celles-ci peuvent causer soit des problèmes mineurs qui se manifestent par de faibles douleurs, soit des problèmes qui nécessitent la révision immédiate de l'instrumentation ou, dans les cas extrêmes, des problèmes qui peuvent amener à des paralysies temporaires ou prolongées des membres moteurs ou des organes.

Parmi les complications peropératoires les plus communes, on retrouve des blessures vasculaires ou viscérales, des problèmes hémodynamiques, des complications gastro-intestinales, entre autres (Miguel et coll., 2012). Dans le cadre du projet présenté dans ce mémoire, l'impact biomécanique des manœuvres de correction sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens a été étudié. Dans la prochaine section, une revue de connaissances sur les complications neurologiques est abordée.

1.4.2.1 Complications neurologiques peropératoires

Les complications neurologiques surviennent lors des contusions traumatiques de la moelle épinière, avec un instrument chirurgical ou avec des implants vertébraux, ou lors des chargements mécaniques excessifs transmis sur la moelle épinière suite à une manœuvre chirurgicale. Généralement, ces chargements peuvent affecter le flux sanguin passant par les cellules nerveuses et, par conséquent, leur capacité à bien fonctionner. Lorsque cette complication n'est pas détectée à temps, les dommages neurologiques peuvent devenir alors irréversibles (Fujioka et coll., 2006).

Des nos jours, les chirurgiens peuvent apporter plus de correction sur le rachis scoliotique grâce au développement d'ancrages plus solides. Parfois, pour arriver à la correction voulue, des forces importantes sont appliquées sur les vertèbres, pouvant causer des problèmes neurologiques chez le patient. Les manœuvres qui représentent des risques potentiels pour la moelle épinière et les nerfs rachidiens sont les suivantes (Miguel et coll., 2012):

- Compression/distraction: Cette manœuvre de correction peut avoir un effet adverse sur différents éléments de la moelle épinière. Tout d'abord, un excès de traction de la moelle épinière suite à cette manœuvre peut affecter l'approvisionnement en sang de la moelle épinière. Une diminution importante du flux sanguin ainsi que des potentiels évoqués a été remarquée lorsque la pression à l'intérieur des matières blanches et grises atteint une valeur de 50 mmHg (0,0067 MPa) (Jarzem et coll., 1992). De plus, Owen et coll. (1988) ont démontré qu'une diminution de l'amplitude des potentiels évoqués de plus de 50% est survenue lorsque la déformation en tension de la moelle épinière arrivait à 10% (0,1 mm/mm). D'un autre côté, une compression ou distraction excessive des vertèbres amène à une compression importante des nerfs rachidiens, ce qui diminue la conduction afférente et efférente des nerfs rachidiens. Rydevik et coll. (1991) ont démontré que lorsque des

racines nerveuses de la «cauda equina» subissaient une pression proche de 75 mmHg (0,01 MPa), la conduction afférente et efférente des signaux diminuait significativement.

- Dérotation de la tige du côté concave de la courbure scoliotique: Lorsque la tige concave est tournée du plan frontal vers le plan sagittal, les nerfs du côté convexe de la courbe scoliotique développent des forces de réactions en tension dans le sens contraire du mouvement, ce qui est connu sur le nom de « tethering ». Kulkarni et coll. (2007) ont étudié le chargement en tension nécessaire pour causer une rupture des nerfs rachidiens. Ainsi, ils ont trouvé des forces de traction ultime de 0,79 N et 0,88 N pour les nerfs droits et gauches respectivement. Des forces de cisaillement sont aussi présentes sur la moelle épinière lors de la rotation de la tige, ce qui peut générer des contraintes en cisaillement importantes à l'intérieur du tissu nerveux et ainsi causer des complications (Harrison et coll., 1999a).

- Dérotations vertébrales: Les couples appliqués sur les implants vertébraux transmettent des forces de cisaillement transverse sur la moelle épinière, ce qui génère aussi des contraintes en cisaillement à l'intérieur du tissu nerveux, pouvant causer des complications (Harrison et coll., 1999a).

1.4.2.2 Test de surveillance de l'activité neurologique de la moelle épinière

Afin de diminuer les risques de complications neurologiques, des tests de surveillance de l'activité neurophysiologique de la moelle épinière sont utilisés pendant la chirurgie de correction des déformations scoliotiques. Pendant plusieurs années, la méthode standard pour l'évaluation neurologique peropératoire était le test d'éveil de Stagnara (Miguel et coll., 2012). Ce test consiste à évaluer la motricité des bras et des jambes du patient en diminuant la dose d'agents anesthésiques temporairement afin de donner verbalement une série des commandes au patient. Si le test s'avère positif, le dosage anesthésique augmente à nouveau afin de finaliser la chirurgie. Dans le cas contraire, la correction du rachis est révisée. Des limitations du test d'éveil concernent entre autres l'impossibilité à détecter des faibles fluctuations électrophysiologiques qui peuvent causer des dommages à long terme, ainsi que l'évaluation partielle de quelques régions médullaires seulement (Fujioka et coll., 2006).

Depuis quelques décennies, une technique de surveillance neurologique par potentiels évoqués est utilisée fréquemment lors de la chirurgie de correction de la scoliose (MacDonald, 2006; Rossi et coll., 2007; Sakaki et coll., 2012). Cette approche vise à enregistrer et analyser le signal transmis par la moelle épinière suite à un faible stimulus pendant toute la chirurgie afin de détecter des anomalies de fonctionnement de la moelle épinière. Actuellement, au CHU Ste-Justine, deux types de potentiels évoqués sont enregistrés lors de la chirurgie de correction de la scoliose, soit les potentiels évoqués somesthésiques (PES) et les potentiels évoqués moteurs (PEM). Ces deux types de potentiels évoqués sont utilisés afin de surveiller d'une façon plus poussée les fonctions neurologiques de la moelle épinière. Les PES sont utilisés pour évaluer l'activité neurologique des voies ascendantes (signal à partir des membres moteurs vers le cerveau). Les sites de stimulation couramment utilisés sont le nerf médian au niveau du poignet, le nerf péronier commun au niveau du genou et le nerf tibial postérieur (Legatt et coll., 2014). Lors de la sollicitation du nerf, le signal se rend jusqu'au cortex somatosensoriel du cerveau en suivant une voie ascendante spécifique. L'activité cérébrale suite à l'arrivée du signal au cerveau est enregistrée par des électrodes placées à des endroits spécifiques sur le cuir chevelu. À la différence des PES, les PEM surveillent les voies neurologiques descendantes (signal à partir du cerveau vers les membres moteurs). L'excitation du cortex moteur est accomplie à l'aide des électrodes positionnées sur le cuir chevelu. La réponse au stimulus est enregistrée au niveau des certains muscles des mains, des jambes et/ou des pieds.

1.5 Modélisation numérique du rachis et de la moelle épinière

Des modèles biomécaniques du rachis et de la moelle épinière ont été développées dans les dernières années afin de mieux comprendre des aspects biomécaniques de l'instrumentation du rachis ou, dans le cas de la moelle épinière, pour comprendre différents mécanismes de contusions traumatiques médullaires. Ces modèles numériques sont exploités lorsque des essais expérimentaux *in vitro* et *in vivo* sont difficiles ou même impossibles à réaliser. Jusqu'à présent, deux approches de modélisation numériques sont utilisées: la modélisation multicorps flexible ou la modélisation par éléments finis.

1.5.1 Modélisation multicorps flexible

La modélisation multicorps consiste à définir un système mécanique composé de corps rigides reliés entre eux par des éléments flexibles, qui se déforment selon des lois mécaniques de comportement prédéfinies (Figure 1-9). Ce système est décrit par des équations différentielles dynamiques qui décrivent les déplacements des corps rigides en fonction des efforts. Lorsque des forces ou des moments externes sont appliqués sur les éléments rigides, les efforts internes sont calculés en utilisant les déformations subies par les éléments flexibles.

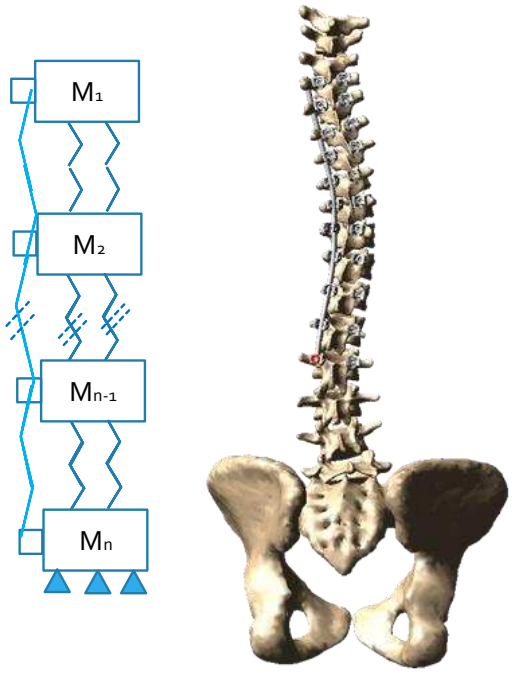


Figure 1-9: Modèle multicorps flexible

Une première étude de faisabilité sur la modélisation biomécanique multicorps d'une instrumentation du rachis a été effectuée par Poulin et coll. (1997). Le modèle du rachis présenté dans l'étude était défini par des vertèbres (corps rigides) et par des éléments intervertébraux (corps flexibles). La géométrie rachidienne préopératoire a été obtenue à partir des reconstructions 3D stéréoradiographiques. Deux types de manœuvres ont été simulés, soit le déplacement et ancrage des implants ainsi que la rotation de la tige. La cohérence entre les deux cas simulés a permis de démontrer la robustesse du calcul de la modélisation biomécanique décrite.

En exploitant le modèle de Poulin, Aubin et coll. (2003) ont simulé une chirurgie CD Horizon sur trois cas. L'innovation apportée au modèle par Aubin était l'utilisation du krigeage pour personnaliser des vertèbres détaillées, appartenant à un atlas de référence, à la géométrie du patient. Les mesures d'indices cliniques postopératoires de la chirurgie comparées aux résultats obtenus lors de la simulation ont démontré une différence maximale de 6˚ pour l'angle de Cobb et l'angle de cyphose. Des forces de réaction de plus de 1 000 N ont été observées entre certaines liaisons vertèbres/implants causées par la forte rigidité de la tige modélisée et par l'absence de personnalisation des propriétés mécaniques des éléments intervertébraux.

Un simulateur chirurgical de planification préopératoire a été mis en place par Aubin et coll. (2008) en se basant sur des modélisations déjà mentionnées ainsi que sur des améliorations apportées par d'autres études (Luce, 2004; Petit, 2002; Stirbu, 2004). Le « Spine Surgery Simulator » (S3) est un logiciel permettant au chirurgien de choisir les implants de l'instrumentation et de tester différents types des manœuvres. Ainsi, le chirurgien peut évaluer la correction apportée par différentes approches d'instrumentation afin de planifier une procédure chirurgicale efficace. Dans cette étude, dix patients scoliotiques ont été simulés en utilisant S3 (Aubin et coll., 2008). Les différences moyennes entre les indices cliniques postopératoires et les résultats de la simulation étaient inférieures à 5˚. Depuis cette époque, plusieurs études ont utilisé cette approche pour aborder différents aspects biomécaniques d'instrumentations chirurgicales comme les facteurs de risque de la cyphose jonctionnelle proximale (Cammarata, 2013), l'effet d'instrumentations avec vis iliaques (Desrochers-Perrault, 2013), l'effet biomécanique des ostéotomies sur l'instrumentation du rachis cyphotique (Salvi, 2014), entre autres.

Bien que les modèles multicorps offrent une grande facilité de modélisation ainsi qu'une rapidité de calcul considérable, ils n'apportent que des résultats sur le comportement général en termes de forces et moments au niveau des liaisons des éléments flexibles. En conséquence, des phénomènes locaux, en termes des concentrations de contraintes et déformations, ne peuvent pas être étudiés avec ce type de modèle. De plus, des lois de comportement non-élastique sont difficiles à intégrer avec la modélisation multicorps ce qui induit des simplifications du comportement mécanique pour les simulations.

1.5.2 Modélisation par éléments finis

Des modèles par éléments finis de la colonne vertébrale ont été souvent utilisés par le passé pour étudier la réponse biomécanique du rachis à différents types de chargements, ou pour étudier des traitements correctifs pour des pathologies comme la scoliose (Aubin et coll., 2015; Carrier et coll., 2004; Fagan et coll., 2002; Lafage et coll., 2004; Wang et coll., 2014). Cette méthode numérique possède l'avantage de décrire avec précision des géométries complexes à l'aide des géométries primitives simples. De plus, divers types de résultats telles des contraintes et déformations peuvent être obtenus lors d'une analyse éléments finis contrairement à des analyses expérimentales (Wang et coll., 2014) ou à la modélisation multicorps.

1.5.2.1 Modèles éléments finis simplifiés

Aubin et coll. (1995) ont développé un MÉF du rachis afin d'étudier les déformations scoliotiques ainsi que des méthodes de traitement. Ce MÉF était personnalisé à la géométrie du patient à partir de reconstructions stéréoradiographiques 3D du rachis et du thorax, des données morphométriques des côtes ainsi que des reconstructions 3D des vertèbres cadavériques de référence obtenues à partir d'images CT-scan. LeBorgne et coll. (1999) ont par la suite repris le modèle afin de personnaliser mécaniquement les composants intervertébraux en utilisant des tests d'inflexion latérale. Une simulation chirurgicale d'un patient atteint de SIA, instrumenté en suivant la méthode CD, a été effectuée sur le MÉF personnalisé géométriquement et mécaniquement. Les étapes chirurgicales simulées étaient les suivantes: 1) traction du rachis et insertion des crochets, 2) cintrage et insertion de la tige concave, 3) dérotation de la tige. Les résultats de la simulation par éléments finis ont montré une cohérence avec les corrections obtenues lors de la chirurgie du patient. Lafage et coll. (2004) ont exploité le modèle de Le Borgne pour simuler la correction d'une instrumentation CD plus complète. Deux étapes ont été rajoutées à la procédure chirurgicale: soit l'attachement de la deuxième tige et le retour du patient vers une position verticale. Le même modèle a été utilisé dans plusieurs autres études par la suite (Carrier et coll., 2004; Clin et coll., 2007; Driscoll et coll., 2009; Duke et coll., 2005; Dumas et coll., 2005; Lafon et coll., 2010).

1.5.2.2 Modèles éléments finis détaillés du rachis et de la moelle épinière

Plusieurs modèles éléments finis ont été développés dans les dernières années pour étudier les blessures de la moelle épinière suite à des contusions traumatiques thoracolombaires (Sparrey et coll., 2009; Wilcox et coll., 2004; Yan et coll., 2012) ou pour mieux comprendre les lésions cervicales (Imajo et coll., 2009; Li et coll., 2009). La modélisation de la moelle épinière proposée par toutes ces études, à l'exception du modèle présenté par Yan et coll.(2012), représente seulement des segments discrets de la moelle épinière. En ce qui concerne la modélisation proposée par Yan et coll.(2012), celle-ci représente une géométrie simplifiée de la moelle épinière et de la dure mère. Une simplification importante du modèle était l'utilisation d'interfaces de contact entre la dure mère et la matière blanche afin de reproduire l'effet mécanique produit physiologiquement par le liquide céphalo-rachidien.

En ce qui concerne les blessures de la moelle épinière suite à des manœuvres chirurgicales, seulement des essais expérimentaux *in vitro* ont été réalisés (Bassi et coll., 2009; Jarzem et coll., 1992; Owen et coll., 1988; Rydevik et coll., 1991). Seule l'étude conduite par Kim et al. (2009), propose un MÉF du rachis lombaire, des composants intervertébraux et des nerfs rachidiens pour analyser les contraintes subies par ces derniers lors d'une scoliose dégénérative lombaire. Les vertèbres étaient modélisées avec des éléments 3D pour l'os spongieux entourés d'une couche d'éléments coques 2D pour l'os cortical, à partir des images CT-scan d'un sujet sans aucune déformation rachidienne. La modélisation 3D des disques intervertébraux représentait l'anneau fibreux avec des couches concentriques de fibres de collagène, et le noyau pulpeux. Les ligaments étaient représentés par une couche 2D d'éléments coques. Finalement, les nerfs rachidiens étaient reconstruits à partir des données de la littérature et modélisés par des éléments hexaédriques. Les propriétés mécaniques de différents matériaux étaient sélectionnées parmi plusieurs sources de la littérature. Les résultats ont démontré l'augmentation des contraintes dans les nerfs rachidiens suite à l'application mécanique des certains mécanismes pathologiques de la scoliose sur le MÉF.

Dans les dernières années, le Laboratoire international associé en biomécanique des blessures et pathologies de la colonne vertébrale a développé un MÉF détaillé du rachis et de la moelle épinière. Le « Spinal Model for Safety and Surgery » (SM2S) est utilisé entre autres pour étudier les fractures (Fradet, 2014b; Wagnac, 2011), la biomécanique des vis vertébrales sur

quelques vertèbres (Bianco et coll., 2013; Bruna-Rosso, 2014), et l'impact des contusions traumatiques ou dégénératives sur la moelle épinière (Fradet, 2014b; Taso et coll., 2014).

Le MÉF détaillé de la colonne vertébrale (T1-Sacrum) a été construit à partir des images CT-scan d'un sujet sain près du 50ième percentile européen (El-Rich et coll., 2009; Wagnac, 2011) (Figure 1-10 (a)). Chaque vertèbre est composée d'os spongieux entouré d'os cortical, modélisés par des éléments tétraédriques et coques à trois nœuds respectivement. L'épaisseur d'os cortical est variable selon la région anatomique. De plus, l'os spongieux est compartimenté en plusieurs régions pour prendre en compte l'inhomogénéité du matériau. Des interfaces de contact entre les facettes articulaires ont été modélisées pour assurer des mouvements physiologiques corrects du rachis. Les disques intervertébraux, divisés en anneau fibreux et noyau pulpeux, sont modélisés par des éléments hexaédriques. Des fibres de collagène, intégrées dans l'anneau fibreux, sont représentées par des ressorts activés en tension. Les principaux ligaments du rachis sont modélisés par des éléments coques à quatre nœuds, attachés aux vertèbres. L'attachement des disques et des ligaments aux vertèbres est assuré par des interfaces d'attachement rigide. Le MÉF du rachis inclut l'utilisation des lois de comportement décrivant l'élastoplasticité de l'os (loi de type Johnson-Cook), l'hyperélasticité des composants du disque intervertébral (loi de type Mooney-Rivlin) et la viscoélasticité des ligaments (loi de type Maxwell-Kelvin-Voigt). Les propriétés des matériaux ont été récupérées d'essais expérimentaux (Garo et coll., 2009; Wagnac et coll., 2011) ou tirées de la littérature (Shirazi-Adl et coll., 1986; Yang, 1998).

Le modèle de la moelle épinière a été construit à partir d'IRMs cadavériques d'un sujet humain sain (Kameyama et coll., 1994) (Figure 1-10 (b)). La géométrie médullaire s'étend de la première vertèbre thoracique (T1) jusqu'au milieu de la première vertèbre lombaire (L1). Le MÉF est composé des deux membranes médullaires: la dure-mère et la pie-mère. Le ligament denticulaire, qui est une extension de la pie-mère, s'attache à quelques endroits spécifiques à la dure-mère. Ces composants médullaires sont modélisés par des éléments coques à 3 nœuds. Les matières blanches et grises sont enveloppées par la pie-mère, et elles sont composées par des éléments tétraédriques. Finalement, les nerfs rachidiens sont représentés par un ganglion nerveux (éléments tétraédriques), et par des racines nerveuses (ressorts 2D) attachées à la fois aux ganglions nerveux et à la pie-mère. Du liquide céphalo-rachidien est modélisé entre la dure-mère et la pie-mère par des éléments hexaédriques. Du côté des membranes et du ligament denticulaire, le comportement mécanique est représenté par une loi linéaire élastique (loi de type

Hooke). Les matières blanches et grises sont représentées par un comportement viscoélastique (loi de type mousse viscoélastique). Les ganglions ont la même caractéristique que la matière grise. Finalement, la modélisation du liquide céphalo-rachidien est formulée en Euler-Lagrange arbitraire, loi utilisée pour décrire les interactions fluide/structure. Les propriétés mécaniques du MÉF sont tirées de la littérature (Bilston et coll., 1995; Cheng et coll., 2008; Ichihara et coll., 2001).

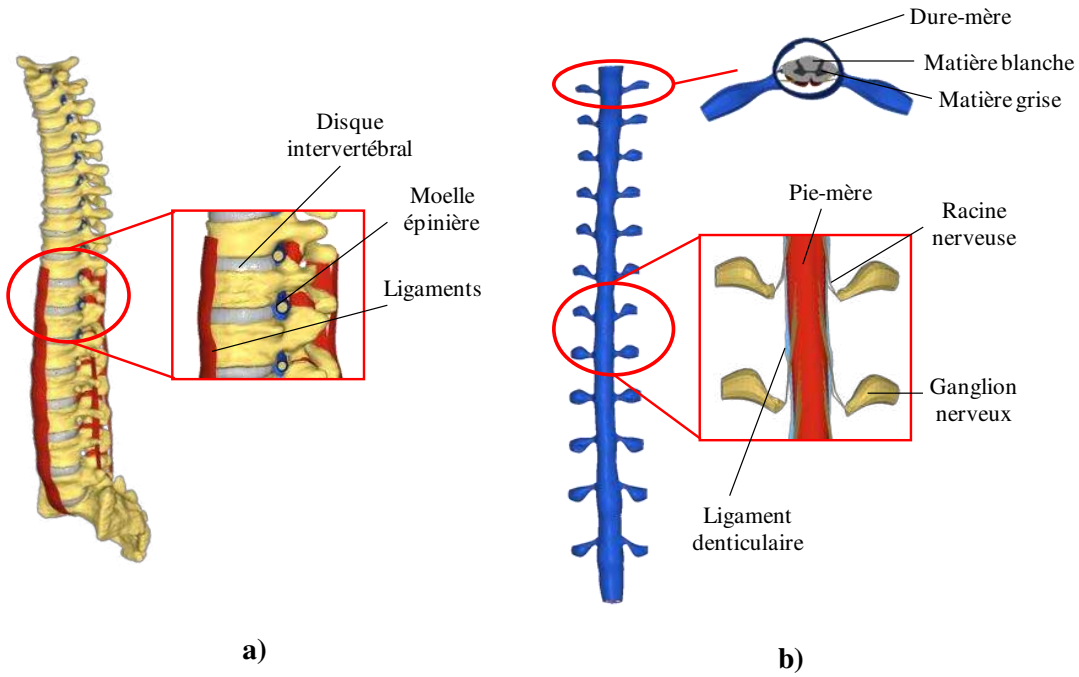


Figure 1-10: Spinal Model for Safety and Surgery (SM2S) a) modèle ostéoligamentaire et b) modèle de la moelle épinière

La faisabilité du modèle du rachis a été établie tout d'abord par l'étude d'El-Rich et coll.(2009) qui visait à évaluer l'effet biomécanique des flexions sagittales dynamiques sur l'unité fonctionnelle L2-L3. Par la suite, Wagnac et coll. (Wagnac et coll., 2012) ont étudié l'influence du taux de chargement dans des conditions d'impact traumatiques sur la colonne lombaire. Quelques années plus tard, Fradet et coll. (2014b) se sont penchés sur l'amélioration de propriétés mécaniques anistropiques du corps vertébral ainsi que sur des fractures vertébrales suite à différentes conditions cinématiques. Du côté du modèle de la moelle épinière, Fradet et coll. (2014b) ont étudié l'influence du liquide céphalo-rachidien lors d'impacts traumatiques sur

la moelle épinière. Suite à cette étude, la géométrie du modèle de la moelle épinière a été améliorée à partir d'un atlas de la moelle épinière humaine *in vivo* (Taso et coll., 2014).

1.5.3 Personnalisation géométrique des MÉF du rachis

1.5.3.1 Personnalisation géométrique utilisant des images CT-scan et IRM

Afin d'obtenir des modèles personnalisés et détaillés du rachis du patient, des techniques de reconstruction 3D basées sur des modalités d'imagerie médicale, tels le CT-scan ou l'IRM, peuvent être utilisées. Selon la structure anatomique à modéliser (os, tissu mou, etc.), une technique va être plus privilégiée qu'une autre. En effet, pour obtenir des reconstructions 3D d'os, l'imagerie par CT-scan est plutôt favorisée. Par contre, pour modéliser le tissu mou, l'IRM sera donc utilisée. Dans les deux cas, l'approche de reconstruction volumique est semblable. Le processus commence tout d'abord par l'acquisition d'images du patient. Pour avoir une bonne représentation du volume imagé, des tranches maximales de 1,5 mm d'épaisseur sont recommandées (Tins, 2010). Par la suite, un traitement d'image par segmentation est utilisé afin de séparer les structures anatomiques recherchées du reste de l'image. Les tranches anatomiques résultantes de la segmentation sont empilées afin d'avoir une modélisation surfacique 3D (coquille). Finalement, à partir du modèle surfacique 3D, des volumes sont reconstruits afin de discrétiser la géométrie 3D du MÉF.

Les techniques de reconstruction 3D présentées ont été à la base de la personnalisation des quelques MÉF du rachis scoliotiques, utilisés afin d'évaluer les résultats d'une chirurgie de correction (Little et coll., 2011; Zhang et coll., 2013) ou pour évaluer des traitements de la SIA par corset (Nie et coll., 2009). Même si cette approche offre des reconstructions avec une bonne précision, le processus d'obtention de MÉF est long et doit être appliqué à chaque fois qu'une nouvelle géométrie est requise. De plus, l'utilisation du CT-scan représente des taux de radiations non négligeables pour le patient, surtout pour des jeunes patients, car leur tissu est plus radiosensible (Tins, 2010).

1.5.3.2 Personnalisation géométrique par la méthode du krigeage dual géométrique 3D

Le krigeage dual géométrique 3D est une technique d'interpolation basée sur des théorèmes statistiques. À partir des observations sur un objet géométrique, cette technique permet de

construire un modèle mathématique qui s'approche de la forme de l'objet (Trochu, 1993). Par le passé, la méthode de krigeage dual géométrique 3D a déjà été utilisée pour personnaliser des MÉF simplifiés ainsi que des MÉF détaillés du rachis. Comme déjà présenté à la section 1.5.2.1 Aubin et coll. (1994) ont développé un MÉF de référence du rachis et de la cage thoracique à partir d'une reconstruction 3D, basée sur des images CT-scan des vertèbres types et de la cage thoracique. Ce MÉF était personnalisé à la géométrie du patient en utilisant le krigeage géométrique 3D ainsi qu'une méthode de reconstruction 3D basée sur la stéréoradiographie. Ainsi, les structures anatomiques du MÉF de référence étaient recalées le plus fidèlement possible sur les données géométriques du patient. Comme chaque vertèbre était personnalisée séparément, la géométrie des facettes articulaires devait être revue afin de corriger toute pénétration du maillage. Cette technique de personnalisation des MÉF simplifiés a été utilisée par la suite dans d'autres études biomécaniques (Carrier et coll., 2005; Lafage et coll., 2004; LeBorgne et coll., 1999). Quelques années plus tard, Lalonde et coll. (2013) ont utilisé la technique du krigeage géométrique 3D afin de recaler un MÉF détaillé (vertèbres, disques intervertébraux et ligaments) sur des rachis asymptomatiques d'un enfant de 10 ans et d'une personne âgée de 82 ans. La méthode de personnalisation était semblable à celle mise en place par Aubin et coll. (1994) avec certaines différences. Tout d'abord, le MÉF du rachis était personnalisé d'un seul trait, ce qui élimine les pénétrations du maillage observées avec la méthode d'Aubin. De plus, dans la méthode mise en place par Lalonde, une soixantaine des marqueurs vertébraux entourant les vertèbres ont été utilisés. Cette méthode de personnalisation a donné des résultats encourageants sur les deux rachis asymptomatiques utilisés pour l'étude. Par contre, pour la personnalisation des rachis scoliotiques, cette technique s'avère très complexe à utiliser parce qu'elle utilise un grand nombre de marqueurs qui parfois sont difficile à obtenir. De plus, cette approche n'est pas adéquate pour la personnalisation du MÉF de la moelle épinière, car elle ne tient pas en compte les déplacements induits par la déformation scoliotique sur la moelle épinière (Smorgick et coll., 2012). Par conséquent, l'approche de personnalisation pour des MÉF détaillés doit être revue afin de diminuer la complexité du processus de personnalisation, d'inclure des cas des patients avec déformations scoliotiques, et finalement, afin d'introduire la personnalisation du MÉF de la moelle épinière avec une représentation fidèle de la géométrie d'un patient scoliotique.

CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET

2.1 Résumé de la problématique

La revue de connaissances a permis de dégager les principaux éléments de la problématique de recherche:

- La scoliose est une déformation 3D complexe du rachis, entrainant un changement positionnel de la moelle épinière dans le canal médullaire. Dans les cas d'une déformation sévère, une chirurgie d'instrumentation est nécessaire pour corriger les déformations rachidiennes.
- L'instrumentation du rachis se caractérise par l'insertion d'implants tels des vis pédiculaires, des crochets et des tiges. Les vis pédiculaires permettent aux chirurgiens orthopédistes une manipulation plus efficace des vertèbres. Par conséquent, des forces importantes peuvent être appliquées sur les implants afin de permettre la correction de la scoliose dans les trois plans anatomiques.
- Les complications neurologiques liées aux manœuvres de correction ont une incidence de 0,5%. Ce type de complication chirurgicale représente des risques accrus pour la motricité du patient lorsqu'elle n'est pas détectée à temps. De nos jours, des techniques de surveillance de l'activité neurologique comme les potentiels évoqués sont utilisés pendant la chirurgie de correction afin de diminuer les risques de complications neurologiques.
- Il y a un manque de compréhension biomécanique sur les blessures médullaires intraopératoires. Jusqu'à présent, seules des études expérimentales ont été réalisées pour évaluer ce type de blessures, ce qui a permis de trouver des seuils neurologiques de fonctionnement pour la moelle épinière et les nerfs rachidiens. Par contre, en terme de simulation numérique, seules les blessures médullaires causées par des impacts traumatiques ont été étudiées.

2.2 Question de recherche

À la lumière des éléments de la problématique, une question de recherche est dégagée:

« Quelle est la relation entre les contraintes et déformations induites sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens, et les différentes manœuvres de correction lors de l'instrumentation du rachis scoliotique ? »

2.3 Objectif général

L'objectif général de ce projet était de développer un modèle biomécanique du rachis et de la moelle épinière personnalisable, permettant d'évaluer les contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors de l'instrumentation de correction de la scoliose.

Afin de satisfaire les besoins de recherche nécessaires pour le déroulement du projet, trois objectifs spécifiques ont été définis.

2.4 Objectifs spécifiques

2.4.1 Objectif spécifique 1

Développer un algorithme de personnalisation du modèle par éléments finis détaillé du rachis et de la moelle épinière (SM2S) en utilisant une technique de reconstruction 3D basée sur des radiographies biplanaires préopératoires calibrées, ainsi qu'une méthode de déformation élastique, le krigeage dual géométrique 3D.

2.4.2 Objectif spécifique 2

Développer et vérifier la faisabilité d'un modèle biomécanique hybride (multicorps/Éléments finis) personnalisable du rachis et de la moelle épinière, capable d'évaluer les contraintes et déformations induites sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manœuvres chirurgicales de correction de la scoliose.

2.4.3 Objectif spécifique 3

Exploiter le modèle biomécanique hybride personnalisable afin d'analyser l'effet biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors de différentes manœuvres de correction de la scoliose.

CHAPITRE 3 MODÈLE ÉLÉMENTS FINIS PERSONNALISÉ DU RACHIS ET DE LA MOELLE ÉPINIÈRE POUR ÉVALUER L'IMPACT NEUROLOGIQUE DE LA CORRECTION DE LA SCOLIOSE : APPLICATION SUR DEUX CAS AVEC ET SANS COMPLICATIONS NEUROLOGIQUES INTRAOPÉRATOIRES

3.1 Présentation de l'article I

L'article présenté dans cette section porte sur la description et vérification par étude de cas d'un modèle éléments finis personnalisé du rachis et de la moelle épinière utilisé pour évaluer l'impact neurologique des manœuvres de correction de la scoliose. Le MÉF était personnalisé à la géométrie du patient à l'aide d'une reconstruction 3D du rachis, basée sur des radiographies bi-planaires calibrées, ainsi que par la méthode de déformation élastique non linéaire, le krigeage dual géométrique 3D. Afin de donner une représentation plus réelle à la molle épinière du MÉF, les matières blanches et grises étaient déplacées du côté concave de la courbe en suivant des données de la littérature. La simulation des manœuvres de correction était divisée en deux étapes. Premièrement, un modèle multicorps flexible a été utilisé afin d'obtenir la cinématique 3D des vertèbres pendant chaque simulation chirurgicale. Ensuite, les déplacements obtenus ont été introduits dans le MÉF personnalisé afin de reproduire l'instrumentation chirurgicale. Afin de vérifier la faisabilité du modèle, l'instrumentation d'un patient avec complications neurologiques et celle d'un patient contrôle ont été simulées. Les résultats des paramètres en tension comme la pression interne médullaire et les déformations ont été comparés à des seuils de fonctionnement neurologique pour la moelle épinière et les nerfs rachidiens. Les résultats des contraintes en cisaillement ont été comparés entre chaque simulation.

L'article présenté s'intitule: « Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction : Preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications », et a été soumis pour publication à la revue « Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering » au mois de novembre 2014. Le premier auteur a contribué à environ 80% de la rédaction de l'article.

3.2 Article I: Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: Preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications

Manuscript submitted to Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering

Juan Henao B.Eng[1,2,4], Carl-Éric Aubin Ph.D., P.Eng[1,2,4], Hubert Labelle MD[2], Pierre-Jean Arnoux Ph.D.[3,4]

1. Institute of Biomedical Engineering, Polytechnique Montreal, Montreal, Canada

2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center, Montreal, Canada

3. Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT24 IFFSTAR/ Aix-Marseille University, Marseille, France

4. International Associated Lab in Biomechanics of Spine Injury & Pathologies

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Éric Aubin, Ph.D., P.Eng
Full Professor
NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics
Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), H3C 3A7 CANADA
E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca
Phone: 1 (514) 340-4711 ext. 2836; FAX: 1 (514) 340-5867

Diclosure: The authors receive a research grant from the NSERC-industrial research chair program with Medtronic of Canada (Cf. LL 334-339) for the preparation of this work

3.2.1 Abstract

Scoliosis is a 3D deformation of the spine and rib cage. For severe cases, surgery with spine instrumentation is required to restore a balanced spine curvature. This surgical procedure may represent a neurological risk for the patient, especially during corrective maneuvers. This

study aimed to computationally simulate the surgical instrumentation maneuvers on a patient-specific biomechanical model of the spine and spinal cord to assess and predict potential damage to the spinal cord and spinal nerves. A detailed finite element model (FEM) of the spine and spinal cord of a healthy subject was used as reference geometry. The FEM was personalized to the geometry of the patient using a 3D bi-planar radiographic reconstruction technique and 3D dual kriging. Step by step surgical instrumentation maneuvers were simulated in order to assess the neurological risk associated to each maneuver. The surgical simulation methodology implemented was divided into two parts. First, a global multi-body simulation was used to extract the 3D displacement of six vertebral landmarks, which were then introduced as boundary conditions into the personalized FEM in order to reproduce the surgical procedure. The results of the FEM simulation for two cases were compared to published values on spinal cord neurological functional threshold. The efficiency of the reported method was checked considering one patient with neurological complications detected during surgery and one control patient. This comparison study showed that the patient-specific hybrid model reproduced successfully the biomechanics of neurological injury during scoliosis correction maneuvers.

Keywords: Scoliosis, Instrumentation surgery, Spinal cord, Neurological injury, Finite element modelling

3.2.2 Introduction

Scoliosis is a complex 3D deformation of the spine and the rib cage (Deacon et coll., 1984; Nnadi et coll., 2010). For severe cases where the scoliotic curves progress at a rapid rate, a surgical instrumentation is needed (Cavali, 2012; Mundis et coll., 2011). This surgical procedure consists of applying complex motions and forces to the spine through surgical implants (e.g. pedicle screws, hooks and rods) in order to move it from its deformed to a corrected configuration. The important forces and displacements imposed on the vertebrae and the spine structure during surgical maneuvers, especially during direct vertebral derotation and distraction, may cause neurological complications (Miguel et coll., 2012). If the injury is not detected at an early stage, irreversible neuronal damage could be developed at the medullar region affected (Fujioka et coll., 2006).

Somatosensory and motor evoked potentials are used during spine surgery to monitor the ascending and descending neurophysiological activity of the spinal cord (Sakaki et coll., 2012).

Although evoked potentials are widely used to control spinal cord function, large variations in the amount of correction achieved with different types of surgical techniques may cause neurological damage. Up to now, the neurological injury biomechanics in cases of severely deformed spines where complex spinal maneuvers are applied is not well understood. Therefore, a clinical need to develop a patient-specific simulation tool for the evaluation of surgical procedures could be valuable to assist surgeons in the planning of a safe surgery for individual patients.

Finite element models (FEM) of the spinal cord have been developed with the main objective of studying injury mechanisms following various types of direct mechanical insults (Fradet, 2014a; Greaves et coll., 2008) or induced by diseases (Li et coll., 2010). Only one FEM study analyzed the side effects of scoliosis on lumbar spinal nerve roots (Kim et coll., 2009). Existing models represent only discrete sections of the spinal cord and/or describe a simplified 3D geometry. Moreover, these models were not adapted to different patient-specific conditions. For spinal cord injuries caused by scoliosis correction maneuvers, only *in vitro* studies investigated the relationship between distraction maneuvers and their effect on the neurological function of the spinal cord (Bassi et coll., 2009) and spinal nerves (Rydevik et coll., 1991). These studies reported neurological injury thresholds for compression stresses on the spinal nerves (0.01 MPa (Rydevik et coll., 1991)), and for tensile parameters on the white and gray matter such as the maximum internal pressure (0.0067 MPa (Jarzem et coll., 1992)) and strain (0.1 mm/mm (Owen et coll., 1988)).

The aim of this study was to develop and verify a patient-specific biomechanical finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis instrumentation manoeuvring on the spinal cord and spinal nerves.

3.2.3 Methods

3.2.3.1 Finite Element Modeling and its Personalization

The FEM was adapted from the Spinal Model for Safety and Surgery (SM2S) (Figure 3-1) developed at the International Associated Lab in Biomechanics of Spine Injury and Pathologies. The reference FEM of the spine was first created from CT-scan images of a 50th percentile healthy male (32 years old, 75.5 kg, 1.75m) without any spine pathology (El-Rich et coll., 2009; Garo et coll., 2011; Wagnac, 2011; Wagnac et coll., 2011). It includes all vertebrae from T1 to S1 as well as intervertebral discs (IVDs) and lumbar ligaments. Vertebrae are

composed of cancellous bone (4-node tetrahedral elements) surrounded by a thin layer of cortical bone (3-node shell elements), which thickness varies between 0.37 to 0.9 mm according to their anatomical position. The IVDs consist of the nucleus pulposus at the center part and of the annulus fibrosus circling the nucleus, which were modelled using 8-node hexahedra elements. Collagen fibres were embedded into the annulus fibrosus and were modeled by tensile springs. Spine ligaments were constructed by 1-mm thickness 3-node and 4-node shell elements. To ensure a coherent physiological motion of the spine, several interfaces were created between elements. Zygapophysial joints were introduced to the model by adding a contact interface between articular facets. Tied interfaces attached the IVDs and ligaments to the vertebrae. To reduce the computational time, the FEM of the spine was simplified to cortical-bone version of the vertebrae, which reduced the number of osseoligamentous contact interfaces between soft tissue and cortical bone and, also, the number of elements of the entire model. Moreover, linear elastic properties were attributed to the cortical bone in order to avoid plastic deformation and possible subsequent rupture of this bone layer during simulation.

The reference spinal cord FEM was first modeled from cadaveric spinal cord cross-section data from Kameyama (Kameyama et coll., 1994), extending from T1 to L1. The gray and white matter (4-node tetrahedral elements) were surrounded by the pia mater, a thin layer of 3-node shell elements of 0.1 mm thickness. This membrane was connected at specific locations to the thick dura mater through the denticulate ligament. Both components were modeled by 3-node shell elements with a thickness of 0.5 mm and 0.1 mm, respectively. The arachnoid mater was not modeled but its mechanical behavior was assumed to be part of the pia mater. Contact interfaces between the cortical bone and the dura mater, as well as between the dura and pia mater ensured the transmission of loads and motion to different components of the spinal cord, which simulates the mechanical effect of the cerebrospinal fluid (CSF) and the epidural components. These mechanical interfaces represent simplified versions of the cerebrospinal fluid as well as epidural fats and ligaments behaviors. Table 1 shows the material properties used for the different structures of the spine and the spinal cord.

The reference FEMs of the spine and spinal cord were then registered and personalized to the patient-specific geometry of two scoliotic cases from our institutional database. The first selected case was a 14 year-old female with a right thoracic curve of 51° of Cobb angle, instrumented without any complications (Figure 3-3). The second case, a 12 year-old female with

a right thoracic curve of 81˚, had a loss of motor evoked potentials in the lower limbs after instrumentation (Figure 4). To achieve the FEM personalization, postero-anterior and lateral radiographs (EOS imaging, Paris, France) were used to reconstruct in 3D the anatomy of the vertebrae and sacrum. From this 3D-reconstruction of the spine, 48 target geometrical landmarks per vertebra (T1 to L5) and 10 for the sacrum were extracted for the personalisation process (Figure 4). The same landmarks were then selected at the same anatomical locations on the reference FEM of the spine.

Using the target landmarks extracted from the 3D-reconstructions and a 3D dual kriging subroutine, developed in Matlab™ (The Mathworks®) and described in (Delorme et coll., 2003), the geometry of each reference vertebra FEM was morphed to that of the actual patient's spine. Then, the FEM of the spinal cord was personalized using the same technique but with 25 landmarks per vertebrae belonging to the spinal canal, the intervertebral foramen and on the cortical bone close to the nerve roots (Figure 3-4). In order to represent more closely the anatomy of the AIS patient, the gray and white matters were displaced to the concave side of the scoliotic curve following the data reported on the Lateral Cord Space, a geometric ratio describing the relative position of the spinal cord with respect to the vertebral foramen (Smorgick et coll., 2012). Finally, at the end of the geometrical personalization process, a mesh quality check was performed to avoid mesh incoherence (i.e. penetration of 3D elements and intersection of 2D elements). The final FEM was composed of 1,095,611 elements and 161,194 nodes.

3.2.3.2 Surgical Instrumentation Simulations

The simulation of surgical instrumentation steps was performed using a two-level simulation procedure. The instrumentation steps were first simulated using a flexible multi-body model of the spine (Aubin et al. 2008) to obtain the main motion of each vertebra. In this model, IVDs and spinal ligaments were modeled as 6 degree-of-freedom springs. Then, the displacements were applied to the detailed patient-specific FEM previously described to comprehensively analyze the local effects of each maneuver on the spinal cord and spinal nerves. The following steps of the surgical instrumentation procedures were simulated for each case:

- Implant insertion: pedicle screws were inserted into the model following the trajectory seen on postoperative radiographs. The mechanical properties of the screws were simplified into rigid body-like behavior; however, the stiffness between the bone and

screw was considered in the simulation by using experimental data from previous studies (Aubin, Labelle, Chevrefils, Desroches, Clin and Boivin 2008).

- Rod attachment: two 5.5-mm cobalt-chrome rods were first geometrically contoured to postoperative radiographs shape. Rods were shaped such that, after surgical simulation, the difference of deflection and curvature between the resulting deformed shape and the profile seen on post-operative biplanar radiographs were small (< 2 mm for the deflection and < 3°). Elastic beams were utilized to describe the material behaviour of the rods (Cidambi et al. 2012). Mechanical loading (i.e. forces and torques) was applied to the vertebrae through the screws and rods in order to reproduce the instrumentation attachment. The rod/screw attachment was simulated on the multi-body model by a sliding/rotating behavior.
- Rod derotation: a gradual torque was applied directly on the concave rod in order to bring it from the coronal to sagittal position (i.e. approximately 90˚ rotation).
- Direct vertebral derotation (DVD): local torques and forces were applied progressively on the screws to derotate the spine in the transverse plane. The amount of force was computed in such a way that the difference between the resulting correction of the apical axial rotation matched (< 5°) the transverse correction of the apical vertebra as measured on the post-operative radiographs.
- Compression/distraction: local forces were applied directly on the screws to either decrease or increase the distance between adjacent vertebrae. The applied forces were determined in such a way that the difference between the resulting kyphosis angle and the one measured from post-operative radiographs was below 5°.
- Finally, tightening of the implants was modeled by introducing fix interface connections between the screws and rods.

In the first step, the multi-body surgery simulation was performed for the two cases with differences below 5˚ for Cobb angle, kyphosis and apical axial rotation angle with respect to the actual post-op data. For case #1, the spine was instrumented between T4 to L2 with two pedicle screws inserted at all levels. The concave side rod was inserted on left implants from distal to proximal, then a rod derotation was performed. A convex rod was inserted on right implants from distal to proximal, using Direct Vertebral Derotations (DVDs) at all levels and distraction

maneuvers alternately. Distractions were applied at all levels on left implants except at T5 and T6, where an inter-vertebral compression was performed. Case #2 was instrumented from T3 to L2, with two pedicle screw inserted at all levels except at T8 on left side. Instrumentation maneuvers were similar to the ones of case #1 except the DVDs that were applied at all levels except at T5, T9 and T10 and the compression maneuvers that were applied on left implants from T11 to L1, on right implants from T7 to T10 and on left and right implants from T4 to T6.

At each simulated surgical step, the 3D displacements of the vertebral landmarks located at the center of the endplates and at the top and bottom of the pedicles were exported from the multi-body simulation to the detailed FEM. The vertical motion of the FEM of the spinal cord at T1 was constrained to that of the spinal canal at this location. The comprehensive analysis of the two cases was performed on the solver RADIOSS^{TM} (Altair Engineering).

Results from surgical simulations were compared to reported values related to spinal cord and spinal nerves neurological problems: maximum compressive pressure on nerve roots to trigger a neurological injury (0.01 MPa (Rydevik, Pedowitz, Hargens, Sweson, Myers and Garfin 1991)), and the maximum internal pressure (0.0067 MPa (Jarzem, Quance, Doyle, Begin and Kostuik 1992)) and strain (0.1 mm/mm (Owen, Laschinger, Bridwell, Shimon, Nielsen, Dunlap and Kain 1988)) on the white and gray matter leading to a spinal cord injury. Shear stresses results were compared between the two cases as no reference values were available.

3.2.4 Results

Figure 3-5 shows the patient-specific FEMs of both cases. Computational time required for the surgical simulations was of 3 days. For case #1, the simulated compression inside the nerve roots (Figure 3-6(a) and 3-6(b)) as well as the simulated tensile parameters on the spinal cord, that are the average internal medullar pressure (Figure 3-6(c)) and strain (Figure 3-6(d)), were all below the threshold limit.

For case #2, there was a local increase of pressure ranging from 0.04 and 0.07 MPa for the left spinal nerve roots, especially during right implant compression maneuvers (Figure 3-7(a) and 3-7(b)). For the spinal cord, compression maneuvers caused an increase of average internal medullar pressure on sections adjacent to the maneuver between 0.0061 and 0.0190 MPa (Figure 3-7(c)). Furthermore, at almost every instrumented level, inter-vertebral compression created

localized concentration of internal medullar pressures varying from 0.0110 to 0.0434 MPa. The tensile strain average values on the spinal cord adjacent to the right implant compression maneuvers exceeded the neurological threshold at two instrumented levels with deformations of 0.06 and 0.12mm/mm (Figure 3-7(d)). In a similar way as the internal medullary pressure, compression maneuvers caused localized stretching of the spinal cord over the neurological limit, with deformations varying from 0.11 mm/mm to 0.21 mm/mm.

During rod derotation maneuvers, simulated average shear stress ranged from 0.0005 to 0.003 MPa for case #1 (Figure 3-6(e)), while for case #2 the shear stress ranged from 0.0003 to 0.009 MPa (Figure 3-7(e)). Localized shear stress reached values of 0.006 MPa for case #1 and 0.022 MPa for case #2. DVD maneuvers caused an increase of average shear stress between 0.0003 and 0.004 MPa in case #1(Figure 3-6(f)) as well as 0.0003 and 0.024 MPa for case #2 (Figure 3-7(f)). Similarly, localized shear stress from DVD ranged from 0.003 to 0.013 MPa for case #1 and 0.001 to 0.050 MPa for case #2.

3.2.5 Discussion

This is the first patient-specific FEM that allows to comprehensively analyze neurological complications during scoliosis instrumentation. The patient-specific hybrid modelling presented in this study enabled the apprehension of the neurological problems of the spinal cord involved during complex spine deformity correction maneuvers. In fact, simulated results of case #1 were almost all below the critical threshold. For case #2, as the correction of the scoliotic curve required more complex and powerful maneuvers, several loads transferred to the spinal cord exceeded neurological limits. Loss of motor evoked potentials for case #2 was detected at the lower limbs; thus, it was expected that the complication should be observed at the thoracic motor region of the spinal cord.

The compressive load exerted on nerve roots affected mostly the concave side of the curve, due to the straightening of the curve during rod derotation. Though average pressures on nerve roots were somewhat close to the critical limit, localized concentration of pressure inside the spinal cord exceeded the neurological threshold, especially in the thoracic region, which can lead to localized ischemia of the nervous tissue. An increase on the spinal cord tensile parameters computed was due to the powerful compression maneuvers applied on implants to reduce the important sagittal deformation of the spine. In fact, compression between implants induced

distraction on adjacent proximal vertebrae, especially where the sagittal deformation of the spine caused vertebral body wedging. This induced distraction created an important stretching of the spinal cord. Therefore, average internal medullary pressure and tensile strain exceeded the threshold limits reported in the literature at several instrumented levels in the thoracic region (Jarzem, Quance, Doyle, Begin and Kostuik 1992, Owen, Laschinger, Bridwell, Shimon, Nielsen, Dunlap and Kain 1988). Moreover, at some of these levels, the stretching of the spinal cord was localized to a certain cross-sectional structures of the white and gray matter due to the non-symmetric application of the compressive maneuvers, thus, increasing the risk of local neurological damages. Clinically, these results support the general idea that vertebral distraction represents more neurological risk to the patient compared to other maneuvers (Fujioka and Shimoji 2006, Miguel and Marcelino 2012). Even though reference values for shear stress were not reported, the computed shear stress from case #2 exceeded those of case #1 at all instrumented levels, for either rod derotation and DVDs. Shear stress distribution induced by instrumentation maneuvers could have a major impact on the horizontal interneurons neurological function or blood vessels flow, depending on the magnitude of the loads (Harrison et al. 1999).

The personalized FEM approach offers a rapid alternative approach to obtain patient-specific FEMs (Lalonde et al. 2013) compared to other commonly used techniques based on CT-scan images and MRI reconstructions (Little and Adam 2011). This personalization procedure based only on clinical radiographs does not require any supplementary radiation dose administered to the patient, which is the case for CT-scan imaging (Tins 2010). A potential limit of the personalization method is that the free form deformation model has a strong dependence on the accuracy of the vertebra landmarks, specifically when the field of deformation is used to extrapolate a geometry (i.e. for the spinal cord). Thus, vertebral landmarks close to the spinal canal and intervertebral foramen must be accurately determined to avoid misleading representations of the spinal cord. Sensitivity studies based on spinal canal geometric parameter perturbation should be done to investigate the effect of landmark accuracy on spinal cord personalization. Although simulated results agreed with the reported surgical data, they should be interpreted carefully. Spinal cord FEM geometry was constructed from post-mortem data; therefore, in vivo measurements should be done to verify the accuracy of the model. Current studies on the development of an in vivo human spinal cord atlas could be used as an answer to

this geometrical limitation (Taso et al. 2014). Also, for future surgical simulations, epidural ligaments should be modelled to reduce inertia effects at the end of each maneuver. In order to give a realistic representation to the FEM of the spinal cord, nervous structures were modelled by 3D elements while membranous components were described by 2D elements. This modelling simplification implies that a compressive behavior is not evaluated locally at the shell elements but on the 3D solid elements and also globally on the entire model. CSF simplification may affect the simulated stresses obtained from the surgical simulations (Fradet 2014). However, a more detailed representation of the CSF would involve the utilization of fluid/structure interaction calculation as well as the increase of the total number of elements of the model, which would significantly affect the computational time. Material properties of the spinal cord components were extracted from post-mortem data as well, which can be influenced by tissue degradation. Further studies with fresh specimens should be performed to obtain better data for the visco-elastic properties of the spinal cord. For this study, the mechanical properties of the membranous components (describing only the elastic modulus) of the spinal cord FEM were calibrated for a quasi-static surgical simulation analysis. Relative comparison between the simulated results showed that the FEM can identify a per-operatory problem for simulated case #2. However, when comparing the simulated results to neurological function thresholds, it cannot be concluded with certainty whether the detected problem represents an actual critical complication or not. A validation study of the FEM of the spinal cord with surgical experimental data should be performed in order to obtain a more accurate representation of the motion and deformations of the model during the surgical simulations. Personalization of the mechanical properties of the intervertebral components of the multi-body model may affect the amount force at the bone implant level during the simulation. Therefore a sensitivity analysis could be performed in order to further understand the effect of the personalized mechanical properties on the stresses evaluated on the spinal cord FEM. Transitional surgical maneuver positions during multi-body simulation were not validated as there was not any available data on intermediate spine positioning. However, at the end of the simulation, difference between clinical parameters such as the Cobb angle, kyphosis angle and apical axial rotation, and post-operative data were small ($<5^{\circ}$). Further studies are required to analyze the biomechanical impact of different types of surgical maneuvers as well as tethering of the spinal cord during instrumentation. Moreover, in

order to evaluate the robustness of the hybrid model, surgical simulations involving a more important cohort of patients should be performed.

3.2.6 Conclusion

A comprehensive FEM of the spine and the spinal cord as well as a two-level simulation approach demonstrated to be a viable biomechanical tool for the understanding of neurological problems involved during complex scoliosis correction maneuvers. Further studies on correction maneuvers should be performed in order to minimize and identify admissible local deformation induced from vertebra displacement to avoid spinal cord injuries.

3.2.7 Acknowledgments

This study was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial research chair with Medtronic of Canada and the MÉDITIS training program), by the "Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Résaux" (IFFSTAR), and by the Aix-Marseille University Foundation AMIDEX.

3.2.8 References

Aubin CE, Labelle H, Chevrefils C, Desroches G, Clin J, Boivin AM. 2008. Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. Spine.33:2143-2152.

Bassi M, Jarzem PF, Steibel M, Barriga P, Ouellet J, Reindl R. 2009. An in vitro study on the effects of freezing, spine segment, repeat measurement, and individual cord properties on cord interstitial pressure. Spine.34:351-355.

Cavali PTM. 2012. Overview of surgical techniques and implants. In: Manual of spine surgery. Berlin: Springer. p. 225-230.

Cidambi KR, Glaser DA, Bastrom TP, Nunn TN, Ono T, Newton PO. 2012. Postoperative Changes in Spinal Rod Contour in Adolescent Idiopathic Scoliosis: An In Vivo Deformation Study. Spine.37:1566-1572.

Deacon P, Flood B, Dickson R. 1984. Idiopathic scoliosis in three dimensions. A radiographic and morphometric analysis. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume.66:509-512.

Delorme S, Petit Y, de Guise JA, Labelle H, Aubin C-É, Dansereau J. 2003. Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on.50:989-998.

El-Rich M, Arnoux P-J, Wagnac E, Brunet C, Aubin C-E. 2009. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. Journal of Biomechanics.42:1252-1262.

Fradet L. 2014. Étude biomécanique des traumatismes vertébro-médullaires du rachis humain École de Technologie Supérieure du Québec.

Fujioka H, Shimoji K. 2006. Spine surgery: Scoliosis surgery. In: Evoked Spinal Cord Potentials. Tokyo. p. 137-140.

Garo A, Arnoux PJ, Wagnac E, Aubin CE. 2011. Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. Medical & biological engineering & computing.49:1371-1379.

Greaves CY, Gadala MS, Oxland TR. 2008. A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord: an investigation of three injury mechanisms. Annals of biomedical engineering.36:396-405.

Harrison DE, Cailliet R, Harrison DD, Troyanovich SJ, Harrison SO. 1999. A review of biomechanics of the central nervous system—Part III: spinal cord stresses from postural loads and their neurologic effects. Journal of manipulative and physiological therapeutics.22:399-410.

Ichihara K, Taguchi T, Shimada Y, Sakuramoto I, Kawano S, Kawai S. 2001. Gray Matter of the Bovine Cervical Spinal Cord Is Mechanically More Rigid and Fragile Than the White Matter. Journal of Neurotrauma.18:361-367.

Jarzem PF, Quance DR, Doyle DJ, Begin LR, Kostuik JP. 1992. Spinal cord tissue pressure during spinal cord distraction in dogs. Spine.17:227-234.

Kameyama T, Hashizume Y, Ando T, Takahashi A. 1994. Morphometry of the normal cadaveric cervical spinal cord. Spine.19:2077-2081.

Kim H-J, Chun H-J, Kang K-T, Lee H-M, Kim H-S, Moon E-S, Park J-O, Hwang B-H, Son J-H, Moon S-H. 2009. A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis. Medical & biological engineering & computing.47:599-605.

Kulkarni VA, Massie JB, Zauner F, Murphy M, Akeson WH. 2007. Novel biomechanical quantification methodology for lumbar intraforaminal spinal nerve adhesion in a laminectomy and disc injury rat model. Journal of neuroscience methods.166:20-23.

Lalonde NM, Petit Y, Aubin C, Wagnac E, Arnoux P. 2013. Method to Geometrically Personalize a Detailed Finite-Element Model of the Spine. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on.60:2014-2021.

Li X-F, Dai L-Y. 2010. Acute central cord syndrome: injury mechanisms and stress features. Spine.35:E955-E964.

Little JP, Adam C. 2011. Patient-specific computational biomechanics for simulating adolescent scoliosis surgery: Predicted vs clinical correction for a preliminary series of six patients. International journal for numerical methods in biomedical engineering.27:347-356.

Miguel FRJ, Marcelino LC. 2012. Complications in Scoliosis Surgery. In: Recent Advances in Scoliosis. Rijeka: InTech.

Mundis GM, Akbarnia BA. 2011. Idiopathic Scoliosis: Infantile and Juvenile. In: The Growing Spine. Berlin. p. 199-2012.

Nnadi C, Fairbank J. 2010. Scoliosis: a review. Paediatrics and Child Health.20:215-220.

Owen JH, Laschinger J, Bridwell K, Shimon S, Nielsen C, Dunlap J, Kain C. 1988. Sensitivity and specificity of somatosensory and neurogenic-motor evoked potentials in animals and humans. Spine.13:1111-1118.

Rydevik BL, Pedowitz RA, Hargens AR, Sweson MR, Myers RR, Garfin SR. 1991. Effects of acute, graded compression on spinal nerve root function and structure: an experimental study of the pig cauda equina. Spine.16:487-493.

Sakaki K, Kawabata S, Ukegawa D, Hirai T, Ishii S, Tomori M, Inose H, Yoshii T, Tomizawa S, Kato T. 2012. Warning thresholds on the basis of origin of amplitude changes in transcranial electrical motor-evoked potential monitoring for cervical compression myelopathy. Spine.37:E913-E921.

Smorgick Y, Settecerri JJ, Baker KC, Herkowitz H, Fischgrund JS, Zaltz I. 2012. Spinal cord position in adolescent idiopathic scoliosis. Journal of Pediatric Orthopaedics.32:500-503.

Taso M, Le Troter A, Sdika M, Ranjeva J-P, Guye M, Bernard M, Callot V. 2014. Construction of an in vivo human spinal cord atlas based on high-resolution MR images at cervical and thoracic levels: preliminary results. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine.27:257-267.

Tins B. 2010. Technical aspects of CT imaging of the spine. Insights into imaging.1:349-359.

Tunturi AR. 1978. Elasticity of the spinal cord, pia, and denticulate ligament in the dog. Journal of neurosurgery.48:975-979.

Wagnac É. 2011. Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens Montréal: École Polytechnique de Montréal.

Wagnac E, Arnoux P-J, Garo A, Marwan E, Aubin C-E. 2011. Calibration of Hyperelastic Material Properties of the Human Lumbar Intervertebral Disc under Fast Dynamic Compressive Loads. Journal of Biomedical Engineering.1010071-1010010.

Wilcox RK, Bilston LE, Barton DC, Hall RM. 2003. Mathematical model for the viscoelastic properties of dura mater. Journal of orthopaedic science.8:432-434.

3.2.9 Tables

Table 1: Material properties of the FEMs of the spine and spinal cord

		Type of elements	Material Properties	Material parameters	Reference
Vertebrae					
	Cortical bone	3-node shell	Linear elastic	E=3319 MPa , v=0.3, t=0.37-0.9 mm	Simplified from SM2S (El-Rich et coll., 2009; Wagnac, 2011)
	Trabecular bone	4-node tetrahedral	Elasto-plastic Johnson-Cook	E=71.2 MPa ,v=0.25, S_y=1.95 MPa, b= 7.23 MPa, n=1, e_{max}=0.047, S_{max} = 2.29 MPa, c=0.53, e_0=0.008 ms^{-1}	(El-Rich et coll., 2009; Wagnac, 2011)
Spinal cord					
	Gray matter	4-node tetrahedral	Stress-strain tabulated	See Figure 3-2	(Ichihara et coll., 2001)
	White matter	4-node tetrahedral	Stress-strain tabulated	See Figure 3-2	(Ichihara et coll., 2001)
	Pia mater	3-node shell	Linear elastic	E=100 MPa, v=0.4, t=0.1 mm	(Tunturi, 1978)
	Dura mater	3-node shell	Linear elastic	E=231 MPa, v=0.45 t=0.5mm	(Wilcox et coll., 2003)
	Dentate ligament	3-node shell	Linear elastic	E=100 MPa, v=0.4 t=0.1 mm	(Tunturi, 1978)
	Nerve Roots	Tension spring		K=0.133 MPa	(Kulkarni et coll., 2007)

E = Young's Modulus, v = Poisson's ratio, S_y =Yield strength, b = Hardening modulus, n = Hardening exponent, e_{max} = Maximum strain, S_{max} = Ultimate strength, c = Strain rate coefficient, e_0 = reference strain rate, t = thickness (for shell elements only), K = spring constant

3.2.10 Figures

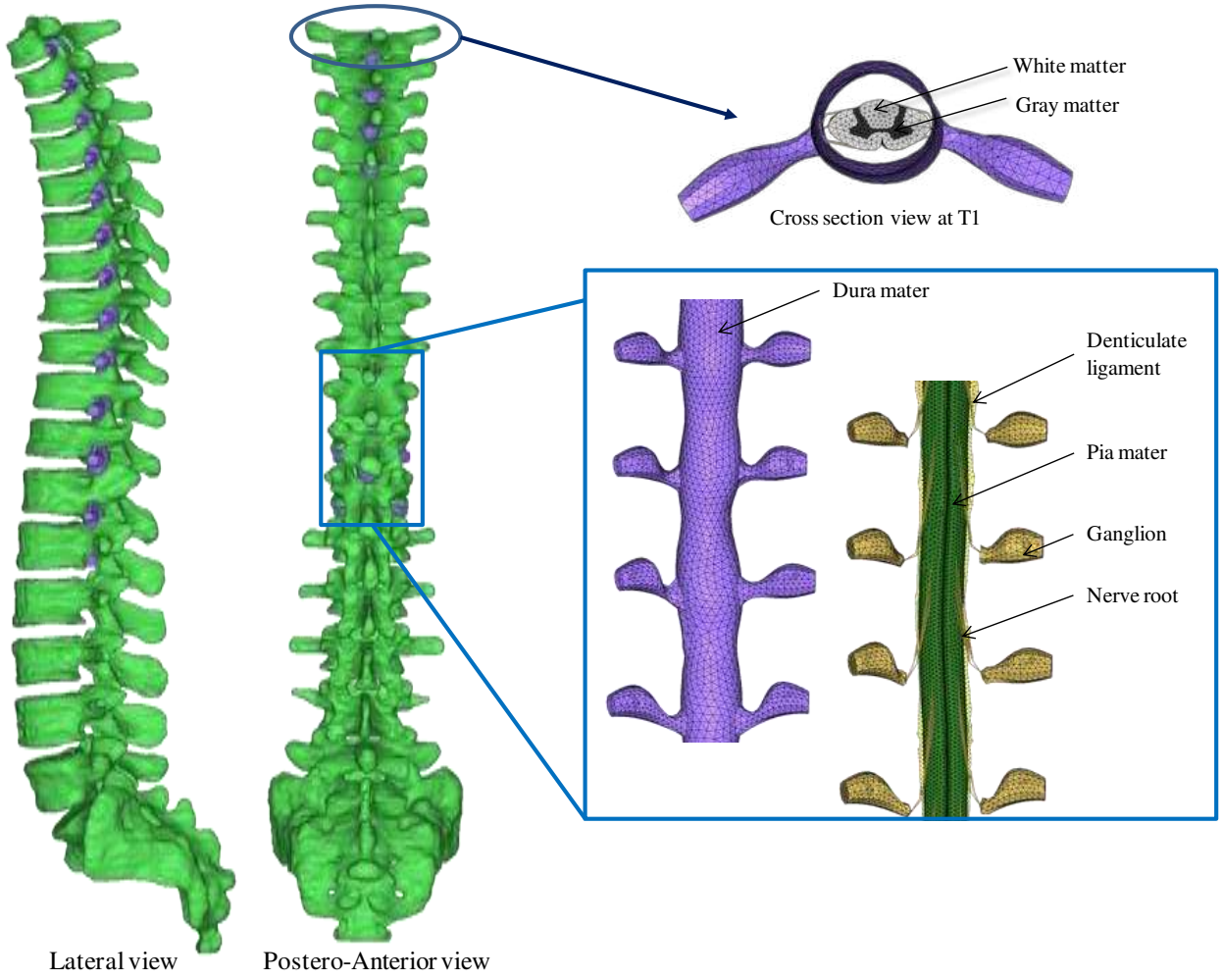


Figure 3-1: Finite element model of the spine and spinal cord (IVD and spinal ligament elements removed for visualisation purposes)

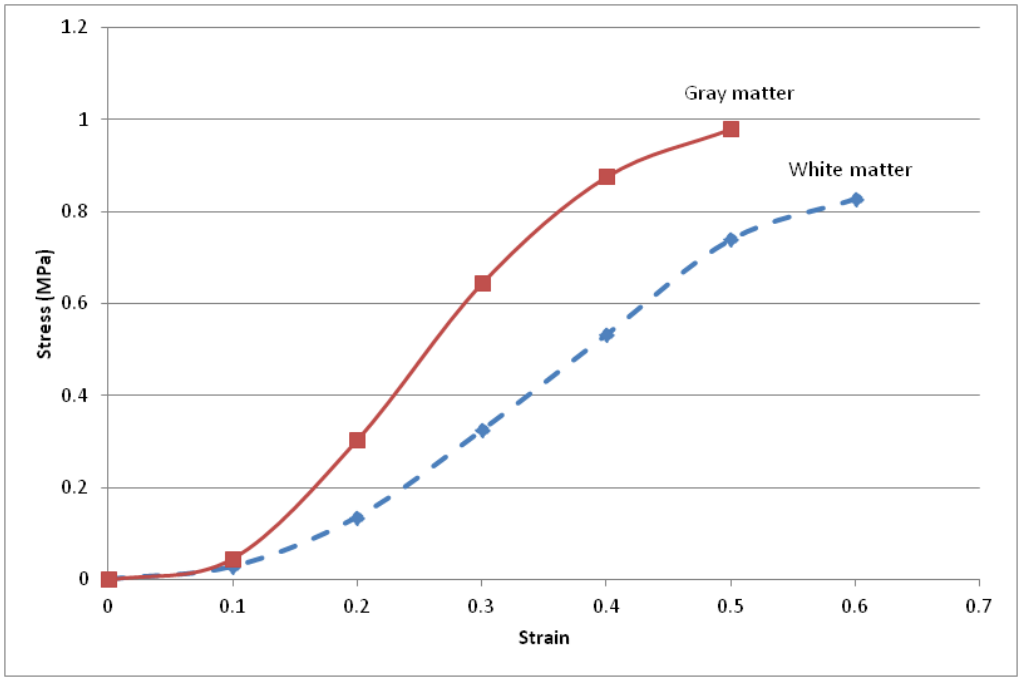


Figure 3-2: Stress-strain tabulated for the white and gray matter (Ichihara, Taguchi, Shimada, Sakuramoto, Kawano and Kawai 2001)

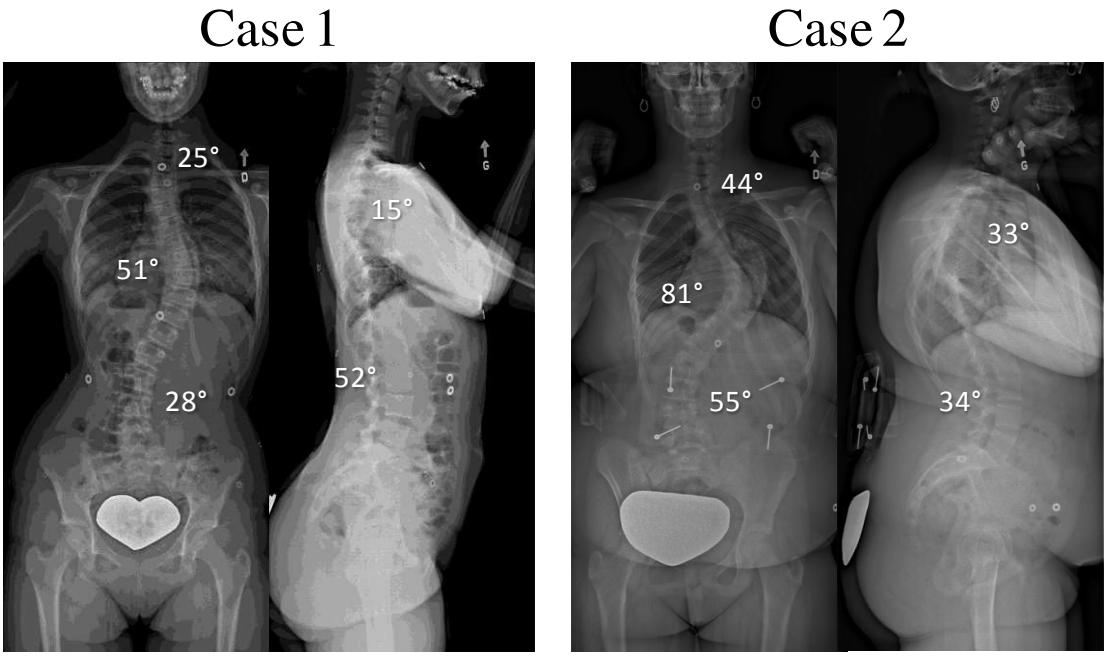
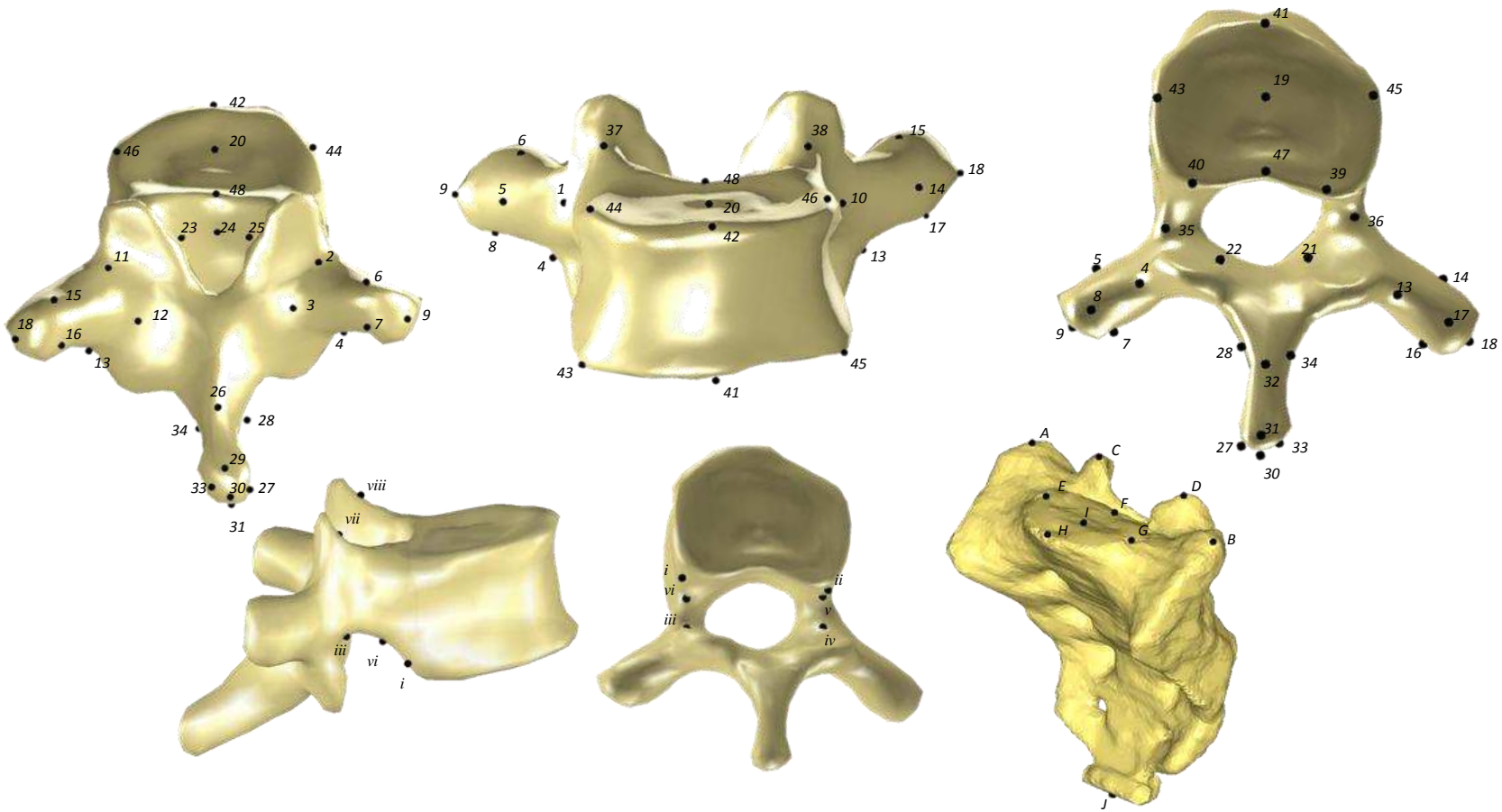


Figure 3-3 : Computed angle measurement



Spine and intervertebral components

1-9: right transverse process landmarks
10-18: left transverse process landmarks
21-25: spinal canal landmarks
35-38: pedicles landmarks
19,20 and *39-48*: vertebral body landmarks

Spinal cord

4,13: inf. right an left pars
35-36: inf. right and left pedicle
39-40,47-48: posterior vertebral body
21-25: Spinal canal
i-viii: supp. landmarks from personalized vertebrae

Sacrum

A,*B*: right and left apex of sacral ala
C,*D*: right and left apex of facets
E-I: right, post., left, ant., cent endplate of S1
J: inf. apex S1

Figure 3-4: Personalization vertebrae landmarks

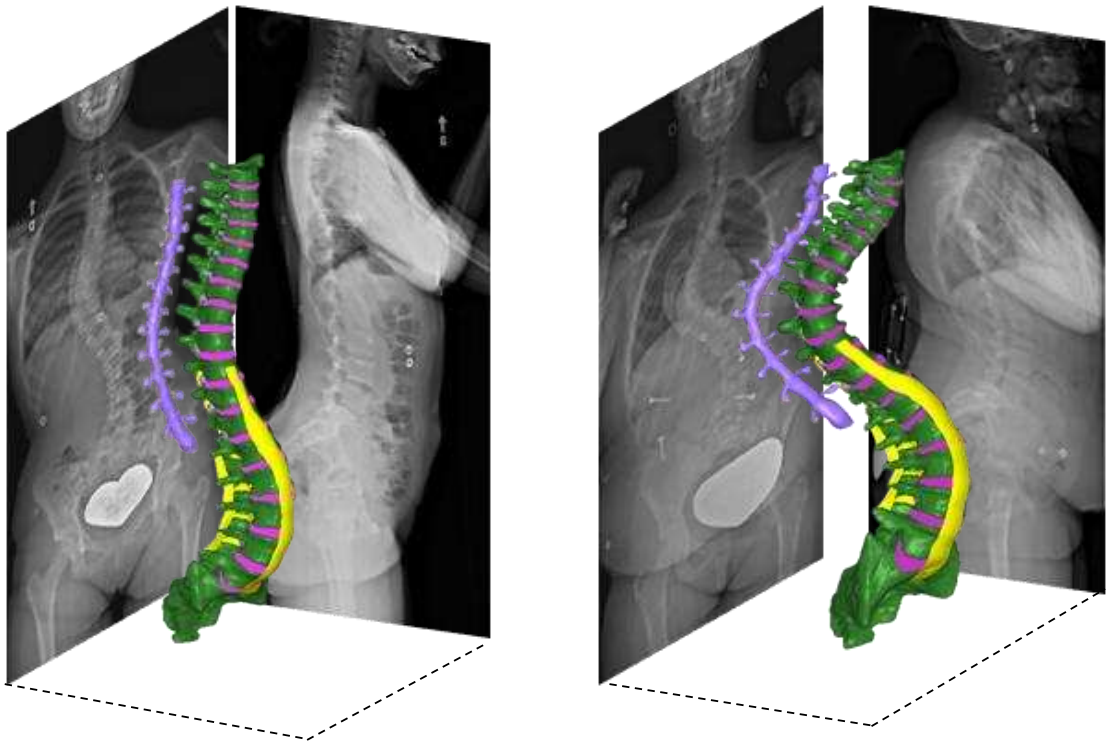


Figure 3-5: Patient specific FEM for case #1 (left) and case #2 (right) . The spinal cord is represented on the side for visualization purposes

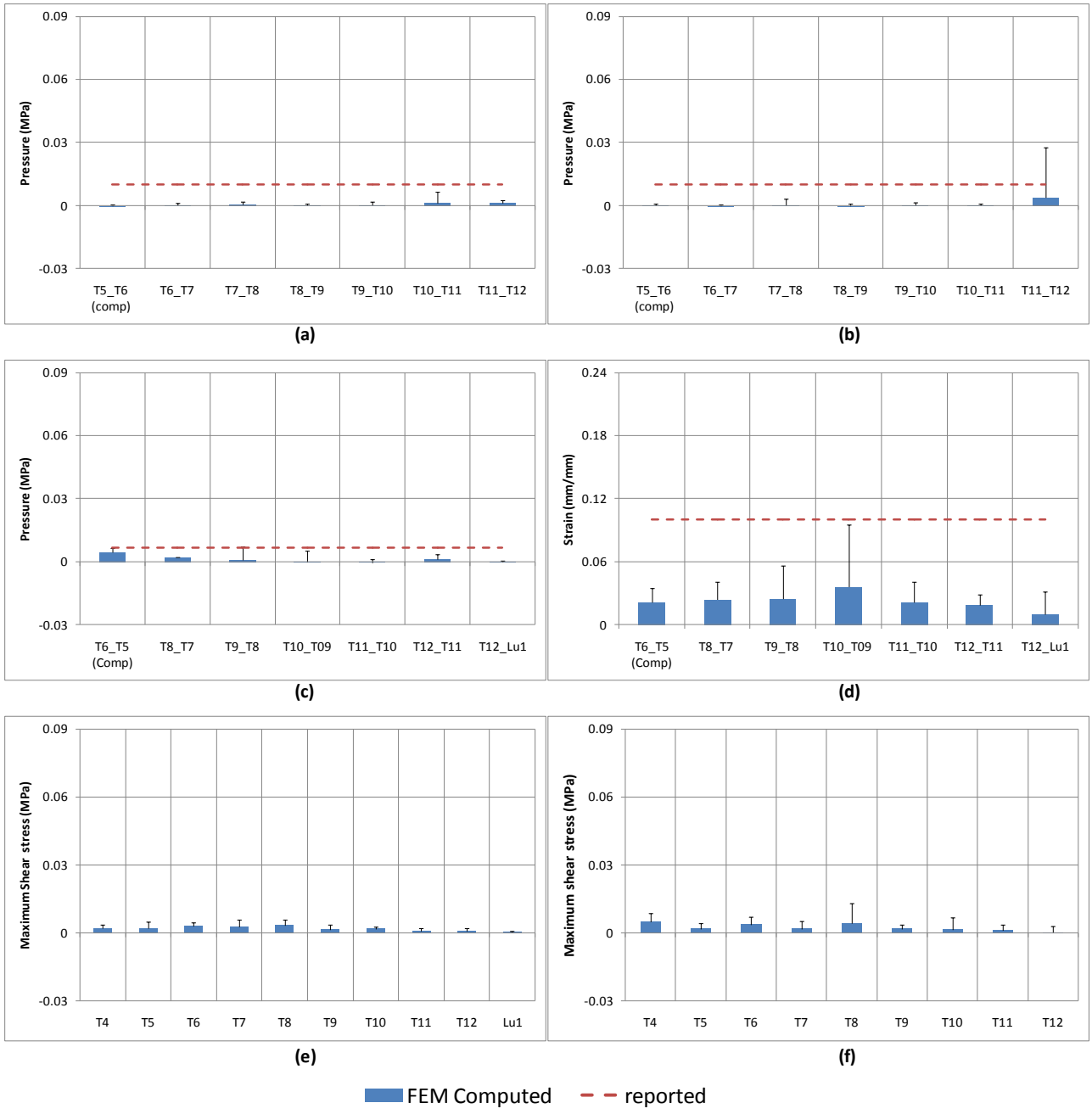


Figure 3-6: Finite element simulation results for case #1. Average as well as maximum values are shown on the graphs. Compression on a) left spinal nerves b) right spinal nerves and c) pressure as well as d) tensile strain inside the white and gray matter during distraction maneuvers. Maximum shear stress during e) rod derotation and f) DVD

T = Thoracic vertebrae, Lu = Lumbar vertebrae, Comp = Compression maneuver, L=Left, R=Right, Ref: (a,b) (Rydevik, Pedowitz, Hargens, Sweson, Myers and Garfin 1991), (c) (Jarzem et al. 1992), (d) (Owen et al. 1988)

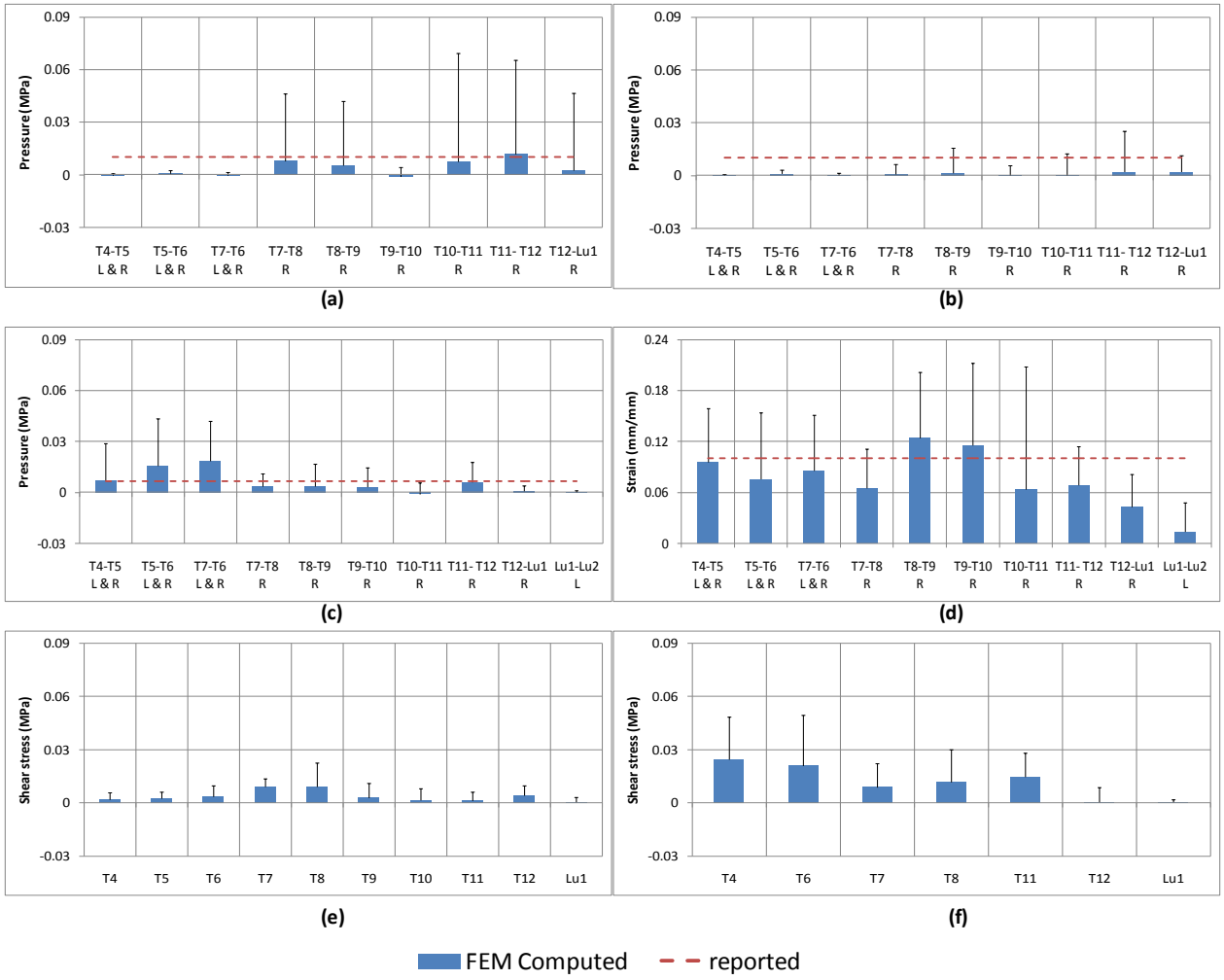


Figure 3-7: Finite element simulation results for case #2. Average as well as maximum values are shown on the graphs. Compression on a) left spinal nerves b) right spinal nerves and c) pressure as well as d) tensile strain inside the white and gray matter during compression maneuvers. Maximum shear stress during e) rod derotation and f) DVD

T = Thoracic vertebrae, L = Lumbar vertebrae, Comp = Compression maneuver, L=Left, R=Right, Ref: (a,b) (Rydevik, Pedowitz, Hargens, Sweson, Myers and Garfin 1991), (c) (Jarzem et al. 1992), (d) (Owen et al. 1988)

3.3 Détails sur les simplifications apportées sur le MÉF du rachis et de la moelle épinière et sur les conditions limites utilisées

3.3.1 Propriétés des matériaux des méninges

Des ajustements des propriétés mécaniques de la dure-mère, de la pie-mère et du ligament denticulé ont été apportés sur le MÉF personnalisé afin d'effectuer des simulations chirurgicales de type quasi-statique. Ainsi, le module élastique utilisé pour décrire la déformation de la dure-mère a été rigidifié de 46,2 fois plus par rapport à celui du MÉF de référence provenant de données publiées d'essais dynamiques en tension, car ces données combinent la rigidité de la dure-mère ainsi que celle des ligaments épiduraux (module élastique de référence = 5 MPa, module élastique ajusté = 231 MPa (Wilcox et coll., 2003)). Ce module d'élasticité a été choisi afin d'éviter l'influence des contraintes et déformations générées par des contusions traumatiques de la moelle épinière sur les simulations des manœuvres chirurgicales. Ainsi, des contusions ont été observées lors des quelques essais numériques avec des modules d'élasticité en bas de 230 MPa. En ce qui concerne le ligament denticulaire, comme celui-ci est une extension de la pie-mère, les propriétés mécaniques utilisées dans le MÉF personnalisé ont été choisies aux mêmes valeurs que celles de la pie-mère (module élastique = 100 MPa (Tunturi, 1978)).

3.3.2 Interfaces de contact

Des interfaces de contact entre la dure-mère et la pie-mère ainsi qu'entre la dure mère et l'os cortical ont été définies afin de simplifier la modélisation du liquide céphalo-rachidien du MÉF de référence et ainsi, d'améliorer le temps de calcul.

La rigidité de chacune des interfaces modélisées était calculée à partir de la moyenne entre les rigidités individuelles de chaque structure qui compose l'interface. Ainsi les valeurs choisies étaient de 165,5 MPa pour l'interface dure-mère/pie-mère et de 1775 MPa pour l'interface dure-mère/os cortical. La distance maximale de déplacement permise entre les structures de l'interface avant l'activation de la force de contact est de 0,5 mm.

3.3.3 Hypothèses de simulation

Dans le cadre de ce projet de recherche, seulement l'os cortical a été utilisé pendant les simulations chirurgicales afin d'améliorer le temps de calcul. Afin de représenter les manœuvres chirurgicales, le déplacement des vertèbres était guidé en suivant la cinématique 3D qui était obtenue à partir des simulations multicorps flexibles à travers des marqueurs vertébraux localisés sur les plateaux vertébraux et sur les pédicules (Figure 3-8).

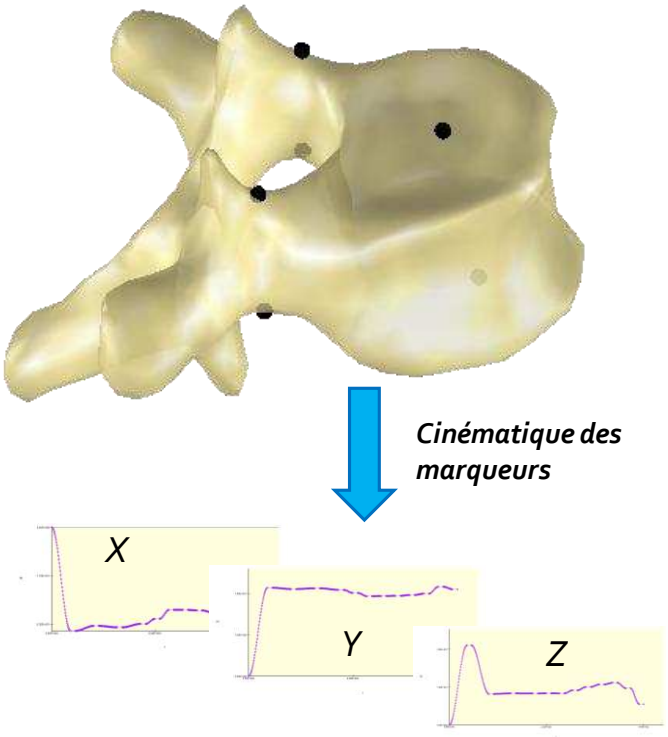


Figure 3-8: Marqueurs vertébraux servant à piloter le déplacement de chaque vertèbre ainsi que les courbes de déplacement en X, Y et Z en fonction du temps pour chaque marqueur

Les interfaces de contact entres les facettes articulaires des vertèbres du MÉF ostéoligamentaire de référence, définies préalablement à la section 1.5.2.2, n'ont pas été utilisées pour les simulations chirurgicales, afin d'améliorer le temps de calcul.

Pour la moelle épinière, les degrés de liberté de la moelle épinière au niveau de T1 ont été fixés relativement aux déplacements du canal rachidien afin d'avoir un mouvement physiologiquement réaliste à ce niveau lors des simulations chirurgicales (Figure 3-9).

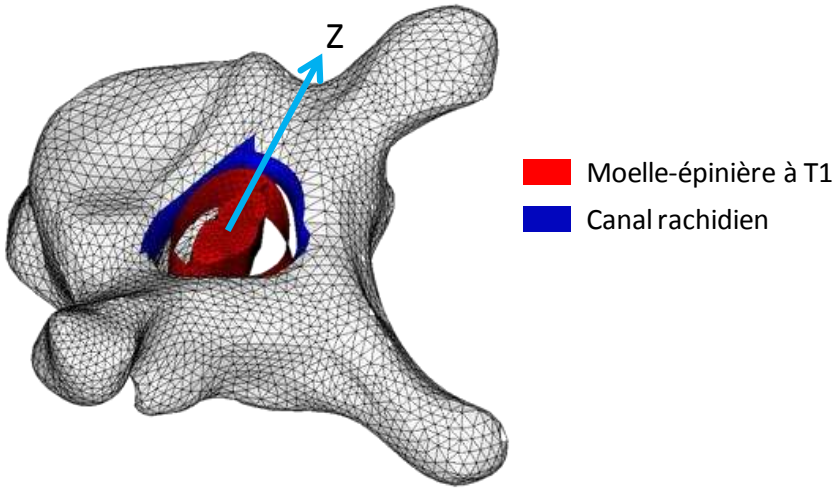


Figure 3-9: Condition limite de la moelle épinière au niveau de T1

3.3.4 Conditions limites

Des déplacements intraopératoires 3D de chaque vertèbre, obtenus à partir des simulations multicorps ont été introduits dans le MÉF personnalisé afin de reproduire chaque étape chirurgicale de l'instrumentation. Pour chaque étape simulée, le déplacement imposé était divisé en deux étapes (Figure 3-10): 1) Tout d'abord, un déplacement sinusoïdal était appliqué sur chacun des six marqueurs vertébraux afin de reproduire la manœuvre chirurgicale. Ce type de courbe a été choisi afin de diminuer les effets dynamiques observés en fin de déplacement. 2) Une période de relaxation a ensuite été introduite afin de permettre au modèle d'arriver à un état d'équilibre.

Des conditions limites fixes ont été appliquées à tous les degrés de liberté du sacrum afin d'être cohérant lors de la simulation éléments finis.

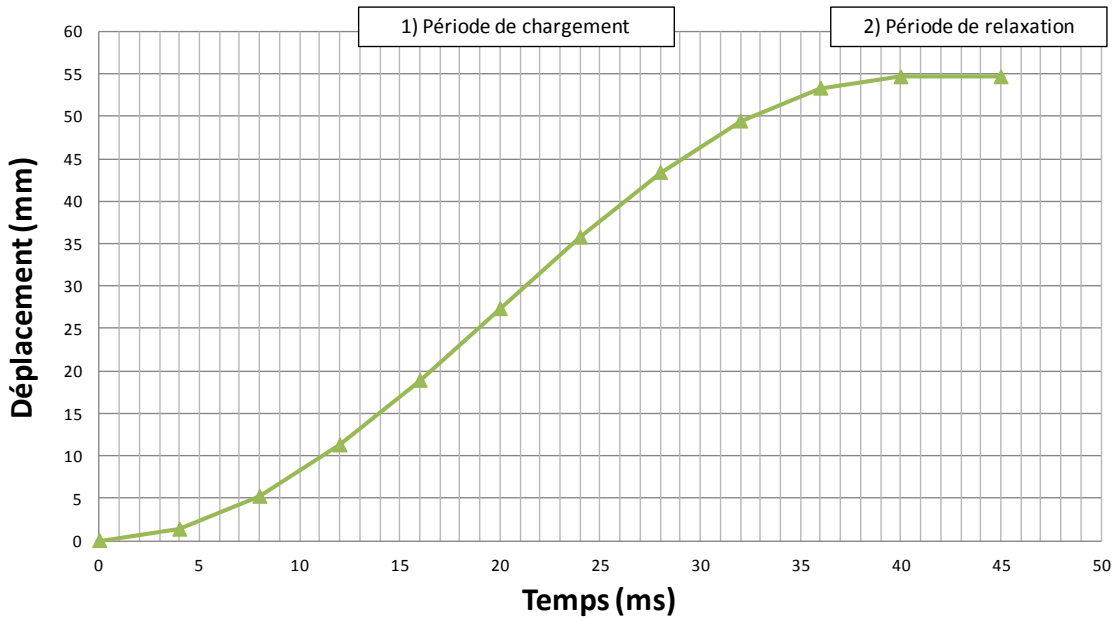


Figure 3-10: Exemple de déplacement imposé

CHAPITRE 4 SIMULATION BIOMÉCANIQUE DES CONTRAINTES ET DÉFORMATIONS EXERCÉES SUR LA MOELLE ÉPINIÈRE ET LES NERFS RACHIDIENS LORS DES MANŒUVRES DE CORRECTION DE LA SCOLIOSE

4.1 Présentation de l'article II

Dans cette section, un deuxième article qui porte sur l'étude de l'impact biomécanique des manœuvres de correction de la scoliose sur la moelle épinière est présenté. Cet article se base sur le protocole de simulation qui a été présenté dans le dernier chapitre. Les simulations chirurgicales suivantes ont été effectuées sur un patient atteint de la SIA avec une courbe thoracique droite (angle de Cobb de 63˚) : 1) une distraction de Harrington, 2) une technique de translation segmentaire, ainsi qu'une 3) chirurgie d'instrumentation segmentaire, basée sur une dérotation de la tige concave suivie des dérotations vertébrales directes et d'une distraction vertébrale localisée.

L'article présenté s'intitule: « Biomechanical simulation of stresses and strains exerted on the spinal cord and nerves during scoliosis correction maneuvers », et a été soumis pour publication à la revue « Journal of Spinal Disorders and Techniques » au mois de avril 2015. Le premier auteur a contribué à environ 80% de la rédaction de l'article.

4.2 Article II: Biomechanical simulation of stresses and strains exerted on the spinal cord and nerves during scoliosis correction maneuvers

Manuscript submitted to Journal of Spinal Disorders & Techniques

Biomechanical simulation of stresses and strains exerted on the spinal cord and nerves during scoliosis correction maneuvers

Juan Henao B.Eng[1,2,4], Hubert Labelle MD[2], Pierre-Jean Arnoux Ph.D.[3,4], Carl-Éric Aubin Ph.D., P.Eng[1,2,4]

1. Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, Montreal, Canada

2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center, Montreal, Canada

3. Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT24 IFFSTAR/ Aix-Marseille University, Marseille, France

4. International Associated Lab in Biomechanics of Spine Injury & Pathologies

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Éric Aubin, Ph.D., P.Eng
Full Professor
NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics
Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), H3C 3A7 CANADA
E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca
Phone: 1 (514) 340-4711 ext. 2836; FAX: 1 (514) 340-5867

Diclosure: The authors receive a research grant from the NSERC-industrial research chair program with Medtronic of Canada for the realisation of this study.

4.2.1 Structured Abstract

Study design: Biomechanical analysis of the spinal cord and nerves during scoliosis correction maneuvers through numerical simulations.

Objective: To assess the biomechanical effects of scoliosis correction maneuvers and stresses generated on the spinal cord and nerves.

Background data: Important forces are applied during scoliosis correction maneuvers, which could lead to neurological complications due to the stresses and strains exerted on both the spinal cord and nerves. The biomechanical impact of the different types of loadings applied on the nervous structures during surgery is not yet well understood.

Methods: Three correction techniques were simulated using a hybrid modeling approach, personalized to a right-thoracic adolescent idiopathic scoliotic case (Cobb angle: 63°): 1) Harrington-type distraction (HD), 2) segmental translation technique (ST), and 3) segmental rotation-based procedure composed of a concave-rod derotation followed by direct vertebral

derotations and subsequent vertebral distraction. A multi-body model was first used to simulate the kinematics of the maneuvers, while a second finite element model was used to analyze the local stresses and strains on the nervous structures. For each simulation, average values of internal medullar pressure (IMP), shear stress, nerve compression and strain were computed over three regions, and compared between techniques.

Results: HD generated high stresses and strains over the thoracolumbar region. In the main thoracic region, ST induced 15% more shear stress, 25% more strain and 62% lower nerve compression than HD. The segmental rotation-based procedure induced 25% lower shear stress and 18% more strain at the apical level, as well as 72%, 57% and 7% lower IMP, nerve compression and strain in the upper thoracic region, compared to HD.

Conclusion: This study quantified the stresses and strains induced on the spinal cord and nerves, for different correction maneuvers, using a hybrid patient-specific model. Among the simulated techniques, the segmental rotation-based procedure generated the lowest stresses.

4.2.2 Key Words

Scoliosis instrumentation, spinal cord, biomechanical impact, finite element modeling.

4.2.3 Key Points

- Scoliosis correction techniques were simulated using a multi-body and a comprehensive finite element model of the spine in order to assess their effects on the spinal cord and spinal nerves.
- The segmental rotation-based procedure induced the lowest stresses and strains on the spinal cord among the three simulated techniques.
- Harrington-type maneuver induced important stresses and strains on the spinal cord and nerves in the thoracolumbar region.
- The segmental translation technique induced the highest stresses and strains on the main thoracic region compared to the other simulated techniques.

4.2.4 Mini abstract/précis

Stresses and strains generated on the spinal cord and nerves during scoliosis instrumentation maneuvers were investigated through comprehensive kinematics and finite

element analysis. The segmental rotation-based procedure induced the lowest stresses on the spinal cord, followed by the Harrington distraction and finally by the segmental translation technique.

4.2.5 Introduction

In severe scoliosis, an instrumentation surgery is required in order to correct the spinal deformity and prevent its progression[1,2]. In the early 1960's, Harrington distraction instrumentation surgery was used to correct scoliotic deformations[3] by stretching the curve with a straight rod, secured to the spine by hooks, placed at both the top and bottom of the curve. Main drawbacks of this technique were possible intra-operative neurological problems[4] and "flatback" syndrome[5] following the procedure. Following the introduction of more solid fixation implants, such as pedicle screws, other surgical maneuvers, such as rod derotation and vertebra translation, were developed in order to provide better 3D correction[6,7]. The rod derotation technique utilizes a contoured rod inserted on the coronal plane, and then rotated to the final sagittal position to reduce the curve. A segmental correction by vertebrae translation corrects the spinal deformation by gradually displacing the vertebrae towards the sagittally positioned contoured rods. Nowadays, segmental rotation-based techniques utilize additional correction maneuvers, such as direct vertebral derotation and localized vertebral distraction or compression, in order to improve the correction in the three anatomical planes. Improvement of such instrumentation technologies provides more powerful means to apply forces and moments to reduce 3D deformities[8,9].

Correction maneuvers transferred to the spine can induce displacement as well as stresses and strains to the spinal cord and spinal nerves, which could damage the nervous tissues, and increase the risk of a neurological deficit[10]. Excessive traction of the spinal cord or compression of the spinal nerves could lead to spinal cord dysfunction[11-13]. Somatosensory and motor evoked potentials have been used for the over past decades to monitor the neurological function of the spinal cord during scoliosis surgery[14,15]. In most cases, evoked potentials have replaced the traditional monitoring test (Stagnara wake-up test) as they offer more comprehensive monitoring of the spinal cord during surgical procedures.

The biomechanical impact of scoliosis correction maneuvers on the neurological functions of the spinal cord and spinal nerves is not yet well understood[16]. Few studies have focused on spinal cord injuries related to surgical maneuvers. Only in vitro data have been obtained from

traction studies performed on the spinal cord[17,18] and compression tests performed on spinal nerves[19]. In order to better understand the biomechanics of instrumentation maneuvers with the aim of providing safe surgical planning to individual patients, numerical models of the spine and spinal cord could be utilized.

Finite element models (FEM) of the spinal cord have been used to study traumatic contusion to the cord[20-22]. Only one study utilized a simplified FEM of the spinal cord to assess the effects of degenerative lumbar scoliosis on the nerve roots[23]. Reported models represent only segments of the thoracolumbar spinal cord with 3D geometrical simplifications. For maneuver related injuries, besides in vitro experimentation, numerical studies have not yet been used[16].

The objective of this study was to biomechanically analyze the stresses and strains developed on the spinal cord and spinal nerves after performing different correction maneuvers using a comprehensive finite element model, in order to better understand the potential risk to neurological tissues.

4.2.6 Methods

4.2.6.1 Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord

The baseline model was adapted from the Spinal Model for Safety and Surgery (SM2S), a detailed FEM composed of the spine and spinal cord (Figure 2)[24-26]. The spine model was created from the segmentation of CT-scan images of a 50th percentile healthy male subject. It includes the vertebrae, intervertebral discs (IVDs) and principal spinal ligaments over the T1-S1 segment. The spinal cord model was developed using the cadaveric spinal cord cross-sections from Kameyama et al[27]. The model includes the white and gray matters, the pia mater, the denticulate ligament, the dura mater, nervous ganglions, and nerve roots. The gray and white matters were modeled by tetrahedral elements, while other membranous components were modeled by shell elements. Contact interfaces between spinal cord components, such as the dura mater and the pia mater, as well as between the cortical bone of the spinal canal and the dura mater, were created to ensure the transmission of loads and motion to the different components of the spinal cord, physiologically provided by the cerebrospinal fluid, epidural fat, and ligaments. Cortical bone was modeled using rigid shell elements. The cancellous bone was not modeled to reduce the

number of elements for computational time reduction, as only the bone-spinal cord contact was necessary in this study.

The material properties of the cortical bone, the white and gray matters as well as the nerve roots were set to the original values of the SM2S model (Table 1). For the spinal cord membranes (i.e., dura and pia mater as well as the denticulate ligament), the material properties were further calibrated using reported data in order to accommodate the model for a quasi-static simulation condition (Table 1).

The model was then personalized to the 3D reconstructed geometry of an 11-year old female patient with a right thoracic scoliotic curve of 63˚ (Figure 3). The personalization of the model was performed using a 3D reconstruction technique based on pre-operative bi-planar radiographs (EOSTM system, Paris, France)[28], as well as a free form deformation method (3D dual kriging algorithm[29]). 48 landmarks per vertebra and 10 for the sacrum were reconstructed in 3D, for a total of 826 landmarks. The FEM mesh of the spine was morphed to the patient spine geometry using the 826 landmarks as control points. The personalization of the spinal cord model was obtained by using only the 25 landmarks per vertebra located on the spinal canal and intervertebral foramen. Finally, the white and gray matters were translated closer to the concave side of the scoliotic curve to better represent the scoliotic anatomy, following the reported data by Smorgick et al[30]. The final FEM had 1,095,611 elements and 161,194 nodes.

4.2.6.2 Surgical Simulations

Scoliosis instrumentation maneuvers were simulated using a two-level procedure. First, instrumentation steps were cinematically simulated using a multi-body model[31], whereby geometry was defined using the pre-operative radiographs and the aforementioned free-form deformation technique. The patient-specific intervertebral mechanical properties were computed using lateral bending radiographs following the method developed by Petit et al[32]. IVDs and ligaments were modeled as 6 degree-of-freedom springs. The simulated instrumentation maneuvers were used to compute the general motion of each vertebra, i.e., the 3D displacement of 6 landmarks per vertebra (center of the end plates and the tips of the pedicles). These displacements from the multi-body model were then used as inputs driving the FEM to reproduce the surgical maneuvers. The vertical motion of the spinal cord was constrained to that of the vertebral foramen at T1. The FEM was built and solved using RADIOSSTM version 11.0 (Altair

Engineering, Troy MI, USA). The FEM was previously verified by simulating the segmental instrumentation of a patient with neurological complications detected during surgery, which revealed an important increase in stresses and strains compared to a control case without complication[33].

The simulated maneuvers tested included three curve correction techniques, 1) Harrington distraction (HD), 2) segmental translation technique (ST) and 3) a segmental rotation-based instrumentation procedure, composed of a 3a) Cotrel-Dubousset (CD)-like rod derotation (RD), followed by 3b) direct vertebral derotation (DVD) and 3c) localized vertebral distraction (VD).

For the HD simulation scenario, left transverse process hooks were modeled at T3 and L1. For scenarios #2 and #3, pedicle screws were inserted at all levels between T3-L1, except on the left side at T4. For all three surgical scenarios, cobalt-chrome rods of 6 mm of diameter were modeled. The shape of the modeled rods for scenarios #2 and #3 was defined from post-operative radiographs.

For the HD (scenario #1), the rod was captured at the distally located hook. A distraction force was applied to the proximal hook, up until the relative displacement matched the distance measured from pre- to post-operative 3D reconstructions. With the ST instrumentation (scenario #2), contoured rods were inserted and secured to the first proximal screws, in their corresponding sagittal position, and only captured at the distal screws. Implants of the three apical instrumented vertebrae were brought and secured to the rods. Finally, all implants were tightened. The segmental rotation-based procedure (scenario #3) was simulated using the following sub-steps: firstly, a rod was captured (distally to proximally) on the concave side of the implants and then rotated gradually up to an angle of 90˚, with subsequent convex rod insertion (sub-step #3a). Secondly, a direct vertebral derotation maneuver was performed by applying a local torque (bottom up) at all instrumented levels except T4 and T3 (sub-step #3b). Localized vertebral distractions were applied between left screws at T3 and T5, and between right screws at T3 and T4 (sub-step #3c). Finally, all implants were tightened to the rods.

Stresses and strains on the spinal cord and spinal nerves were post-processed by evaluating the average internal medullar pressure (IMP), average shear stress, average spinal nerve compression, and average tensile strain over three principal regions: the upper thoracic region (UTR: from T3-T5), the main thoracic region (MTR: from T6-T9) and the thoracolumbar

region (TLR: from T10-L1). Results for the ST technique (scenario #2) and segmental rotation-based procedure (sub-steps #3a,b,c) were compared to those obtained through HD instrumentation (scenario #1).

4.2.7 Results

Figure 4-4 presents the average results obtained for the three correction techniques over the three aforementioned regions. In general, the HD maneuver generated considerable stresses and strains throughout the thoracolumbar region. The ST technique generated high shear stress, nerve compression and stretching of the spinal cord within the main thoracic region. The segmental rotation-based procedure generated shear stresses and strains closer to the apical vertebrae, where rod derotation and direct vertebral derotation were performed. In the upper instrumented region, where vertebral distraction was performed, high IMP, nerve compression, and strain were measured.

Relative to the maximum results measured in the HD instrumentation, the ST maneuver induced 15% more shear stress and 25% more strain, but 62% less spinal nerve compression on the main thoracic region (Figure 4).

For the segmental rotation-based procedure, the stretching of the spinal cord in the main thoracic region was 18% higher compared to the HD maximum computed strain, and the shear stress induced on the nervous structure was 25% lower than its corresponding maximum on the HD instrumentation simulation. In the upper thoracic region, the localized vertebrae distraction, performed after the direct vertebral derotation maneuver, induced IMP, nerve compression and strain, which were 72%, 57% and 7% lower than their corresponding maximum on the HD instrumentation simulation.

4.2.8 Discussion

This paper presents a novel, patient-specific hybrid model which is capable of analyzing the biomechanics of the spinal cord and nerves during scoliosis instrumentation surgery. The kinematic conditions of three curve correction techniques were first simulated on a multi-body model and then transferred to a comprehensive FEM to predict and compare the effects of the stresses and strains generated on the spinal cord and nerves.

The segmental rotation-based procedure induced the lowest stretching of the spinal cord compared to the other techniques. However, close to the apex of the curve, the strain exerted on the spinal cord was slightly higher than that computed with the HD maneuver. This stretching could be caused by the contoured shape of the concave rod and/or by the vertebral translation and rotation motion induced by the rod derotation (sub-step #3a), as well as by the direct vertebral derotation (sub-step #3b). The HD maneuver induced an important stretching of the spinal cord localized to the left side of the thoracolumbar region (Figure 5) due to the pure distraction nature of this maneuver. The ST instrumentation induced stresses and strains in the main thoracic region, which were localized around the manipulated vertebrae.

The HD instrumentation generated a considerable lateral contact of the spinal cord due to the straightening of the scoliotic curve, which lead to important shear stresses on the spinal cord at the thoracolumbar region. The gradual translation of the vertebrae performed by the simulated ST maneuver also induced a lateral contact on the spinal cord, especially on the main thoracic region. The simulated rod derotation maneuver (step #3a) combined with direct vertebral derotation (step #3b) produced an increase in shear stress close to the apex vertebrae, which could be caused by lateral contact induced during rod derotation as well as by the amplitude of torque necessary to achieve transverse plane correction.

Compressive forces exerted on spinal nerves can be induced either by distraction maneuvers, such as HD and vertebral distraction performed during the segmental rotation-based procedure, or by the gradual correction of the scoliotic curve obtained by the ST maneuver. For the HD instrumentation, high compressive forces were induced on the nerves by a reduction of 25% in the intervertebral foramen lumen, which generated important compressive stresses on the spinal nerves.

One limitation of this study involves the calibration of the mechanical properties of the FEM of the spinal cord to perform a quasi-static analysis. In this case, the elastic modulus for the membranous component of the spinal cord model were calibrated from reported tensile experimental data, mostly acquired in dynamic setups. This modeling assumption influenced the mechanical response of the spinal cord model to the imposed kinematic conditions. Therefore, a comparison between simulated results for the three correction maneuvers was performed in order to biomechanically analyze the relative difference in stresses and strain induced on the spinal

cord and nerves by each instrumentation, in place of assessing possible neurological complications directly by comparison to reported neurological threshold values[17-19]. Even though the simulated results could not be compared directly to critical neurological thresholds, the orders of magnitude are in good agreement with the reported threshold limits, as previously demonstrated by a verification study of the patient-specific hybrid model[33] presented earlier on this study. Still, the relative levels of stress and strain computed from the different surgical maneuvers may not represent necessarily a complication. A second limitation consists stems from utilizing a linear elastic deformation behavior for the membranous components of the spinal cord. The FEM of the spinal cord is subjected to high deformations during surgical simulations, thus a visco-elastic representation may be more suitable for the membranous components. Furthermore, the calibrated stiffness of these membranes is considerably high. The influence of such a limitation on the computed results was reduced by using imposed displacement boundary conditions on the FEM simulations and by comparing the stresses and strains in a relative manner. For this study, only one patient was utilized to simulate the three different correction maneuvers. Other types of spinal curves, with different degrees of severity, should be studied in order to assess their effect on the spinal cord and spinal nerves during instrumentation. Tethering effects on the spinal nerves during curve reduction have not been addressed in this study and should be taken into account in further development of the model.

4.2.9 Conclusion

The current study showed the biomechanical effects of three scoliosis correction maneuvers based on different correction approaches: distraction, translation and rotation. The segmental rotation-based procedure generated the lowest stresses compared to the other simulated techniques. The Harrington distraction instrumentation involved important stresses and strains of both the spinal cord and nerves over the thoracolumbar region due to the pure distraction nature of this maneuver. A segmental translation approach produced high contact forces on the spinal cord as well as considerable stretching.

4.2.10 Acknowledgements

This study was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial research chair with Medtronic of Canada and the MÉDITIS training program), by the

"Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux" (IFFSTAR), and by the Aix-Marseille University Foundation AMIDEX.

4.2.11 References

1. Cavali PTM. Overview of surgical techniques and implants. *Manual of spine surgery*. Berlin: Springer, 2012:225-30.

2. Hawes M. Impact of spine surgery on signs and symptoms of spinal deformity. *Developmental Neurorehabilitation* 2006;9:318-39.

3. Harrington PR. Treatment of scoliosis correction and internal fixation by spine instrumentation. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 1962;44:591-634.

4. MacEwen GD, Bunnell W, Sriram K. Acute neurological complications in the treatment of scoliosis. *J Bone Joint Surg [Am]* 1975;57:404-8.

5. Farcy J-PC, Schwab FJ. Management of flatback and related kyphotic decompensation syndromes. *Spine* 1997;22:2452-7.

6. Delorme S, Labelle H, Aubin C-E, et al. Intraoperative comparison of two instrumentation techniques for the correction of adolescent idiopathic scoliosis: rod rotation and translation. *Spine* 2000;25:77S-83S.

7. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clinical orthopaedics and related research* 1988;227:10-23.

8. Mohan AL, Das K. History of surgery for the correction of spinal deformity. *Neurosurgical focus* 2003;14:1-5.

9. Wang X, Aubin C-E, Labelle H, et al. Biomechanical analysis of corrective forces in spinal instrumentation for scoliosis treatment. *Spine* 2012;37:E1479-E87.

10. Miguel FRJ, Marcelino LC. Complications in Scoliosis Surgery. In Grivas TB ed. *Recent Advances in Scoliosis*. Rijeka: InTech, 2012:263-78.

11. Harrison DE, Cailliet R, Harrison DD, et al. A review of biomechanics of the central nervous system—Part II: Spinal cord strains from postural loads. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 1999;22.

12. Harrison DE, Cailliet R, Harrison DD, et al. A review of biomechanics of the central nervous system—Part III: spinal cord stresses from postural loads and their neurologic effects. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 1999;22:399-410.

13. Fujioka H, Shimoji K. Spine surgery: Scoliosis surgery. In Springer ed. *Evoked Spinal Cord Potentials*. Tokyo, 2006:137-40.

14. Rossi L, Bianchi AM, Merzagora A, et al. Single trial somatosensory evoked potential extraction with ARX filtering for a combined spinal cord intraoperative neuromonitoring technique. *Biomedical engineering online* 2007;6:2.

15. Sakaki K, Kawabata S, Ukegawa D, et al. Warning thresholds on the basis of origin of amplitude changes in transcranial electrical motor-evoked potential monitoring for cervical compression myelopathy. *Spine* 2012;37:E913-E21.

16. Persson C, Summers JL, Hall RM. Modelling of Spinal Cord Biomechanics: In Vitro and Computational Approaches. *Neural Tissue Biomechanics*: Springer, 2011:181-201.

17. Jarzem PF, Quance DR, Doyle DJ, et al. Spinal cord tissue pressure during spinal cord distraction in dogs. *Spine* 1992;17:227-34.

18. Owen JH, Laschinger J, Bridwell K, et al. Sensitivity and specificity of somatosensory and neurogenic-motor evoked potentials in animals and humans. *Spine* 1988;13:1111-8.

19. Rydevik BL, Pedowitz RA, Hargens AR, et al. Effects of acute, graded compression on spinal nerve root function and structure: an experimental study of the pig cauda equina. *Spine* 1991;16:487-93.

20. Greaves CY, Gadala MS, Oxland TR. A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord: an investigation of three injury mechanisms. *Annals of biomedical engineering* 2008;36:396-405.

21. Li X-F, Dai L-Y. Acute central cord syndrome: injury mechanisms and stress features. *Spine* 2010;35:E955-E64.

22. Fradet L. Étude Biomécanique des traumatismes vertébro-médullaires du rachis humain: École de Technologie Supérieure de Montreal - Université Aix-Marseille, Doctoral thesis, January 2014:109-120.

23. Kim H-J, Chun H-J, Kang K-T, et al. A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis. *Medical & biological engineering & computing* 2009;47:599-605.

24. El-Rich M, Arnoux P-J, Wagnac E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *Journal of Biomechanics* 2009;42:1252-62.

25. Wagnac E, Arnoux P-J, Garo A, et al. Calibration of Hyperelastic Material Properties of the Human Lumbar Intervertebral Disc under Fast Dynamic Compressive Loads. *Journal of Biomedical Engineering* 2011:1010071-10.

26. Wagnac E, Arnoux P-J, Garo A, et al. Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Medical & biological engineering & computing* 2012;50:903-15.

27. Kameyama T, Hashizume Y, Ando T, et al. Morphometry of the normal cadaveric cervical spinal cord. *Spine* 1994;19:2077-81.

28. Dubousset J, Charpak G, Skalli W, et al. EOS: A new imaging system with low dose radiation in standing position for spine and bone & joint disorders. *Journal of Musculoskeletal Research* 2010;13:1-12.

29. Delorme S, Petit Y, de Guise JA, et al. Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 2003;50:989-98.

30. Smorgick Y, Settecerri JJ, Baker KC, et al. Spinal cord position in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 2012;32:500-3.

31. Aubin CE, Labelle H, Chevrefils C, et al. Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine* 2008;33:2143-52.

32. Petit Y, Aubin C, Labelle H. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2004;42:55-60.

33. Henao J, Aubin CE, Labelle H, et al. Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction. *Manuscript submitted for publication* 2014.

34. Garo A, Arnoux P-J, Aubin C-E. Estimation of bone material properties using an inverse finite element method. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 2009;12:121-2.

35. Ichihara K, Taguchi T, Shimada Y, et al. Gray Matter of the Bovine Cervical Spinal Cord Is Mechanically More Rigid and Fragile Than the White Matter. *Journal of Neurotrauma* 2001;18:361-7.

36. Tunturi AR. Elasticity of the spinal cord, pia, and denticulate ligament in the dog. *Journal of neurosurgery* 1978;48:975-9.

37. Wilcox RK, Bilston LE, Barton DC, et al. Mathematical model for the viscoelastic properties of dura mater. *Journal of orthopaedic science* 2003;8:432-4.

38. Kulkarni VA, Massie JB, Zauner F, et al. Novel biomechanical quantification methodology for lumbar intraforaminal spinal nerve adhesion in a laminectomy and disc injury rat model. *Journal of neuroscience methods* 2007;166:20-3.

4.2.12 Table

Table 2: Material properties of the FEM of the spine and spinal cord utilized in this study

		Element type	Material Properties	Material parameters	References
Vertebrae components					
	Cortical bone	Shell (3-node)	Linear elastic	E=3319 MPa , v=0.3, t=0.37-0.9 mm	Simplified from SM2S (Garo et coll., 2009)
Spinal cord components					
	Gray matter	Tetrahedral (4-node)	Stress-strain tabulated	See Figure 4-1	(Ichihara et coll., 2001)
	White matter	Tetrahedral (4-node)	Stress-strain tabulated	See Figure 4-1	(Ichihara et coll., 2001)
	Pia mater membrane	Shell (3-node)	Linear elastic	E=100 MPa, v=0.4, t=0.1 mm	Tunturi(Tunturi, 1978)
	Dura mater membrane	Shell (3-node)	Linear elastic	E=231 MPa, v=0.45, t=0.5 mm	Wilcox et al.(Wilcox et coll., 2003)
	Dentate ligament	Shell (3-node)	Linear elastic	E=100 MPa, v=0.4, t=0.1 mm	Tunturi(Tunturi, 1978)
	Spinal nerve roots	Tension only spring	N/A	K=0.133 MPa	Kulkarni et al.(Kulkarni et coll., 2007)

E = Young's Modulus, v = Poisson's ratio, t = thickness (for shell elements only), K = spring constant

4.2.13 Figures

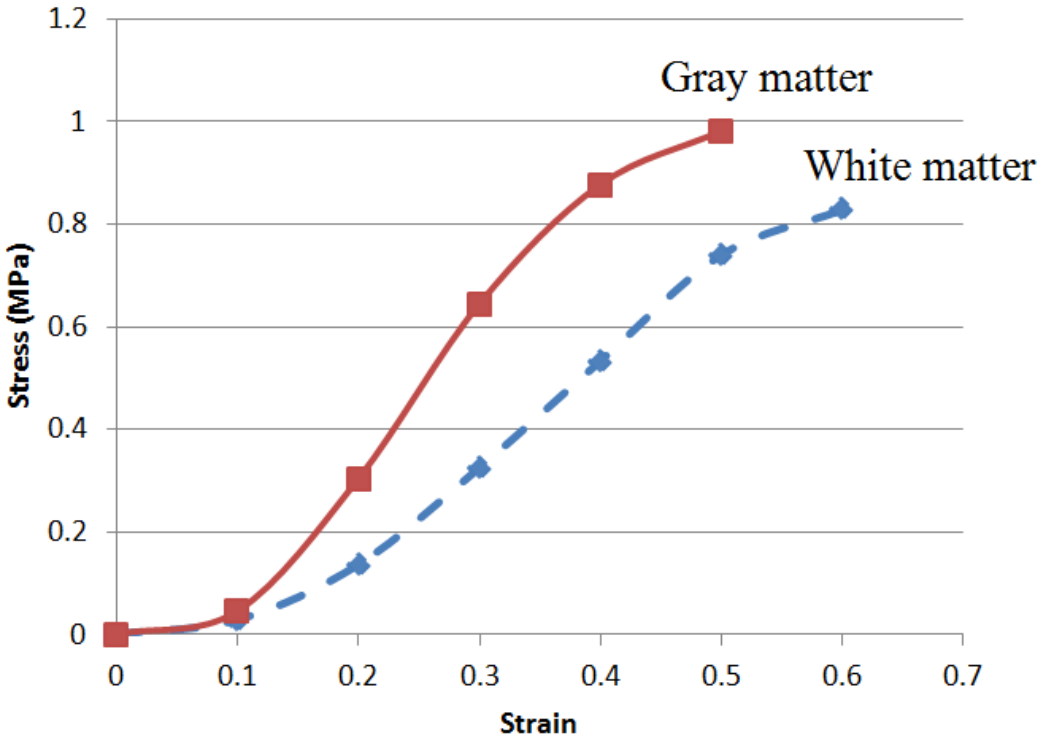


Figure 4-1: Stress-strain material properties tabulated for the white and gray matter

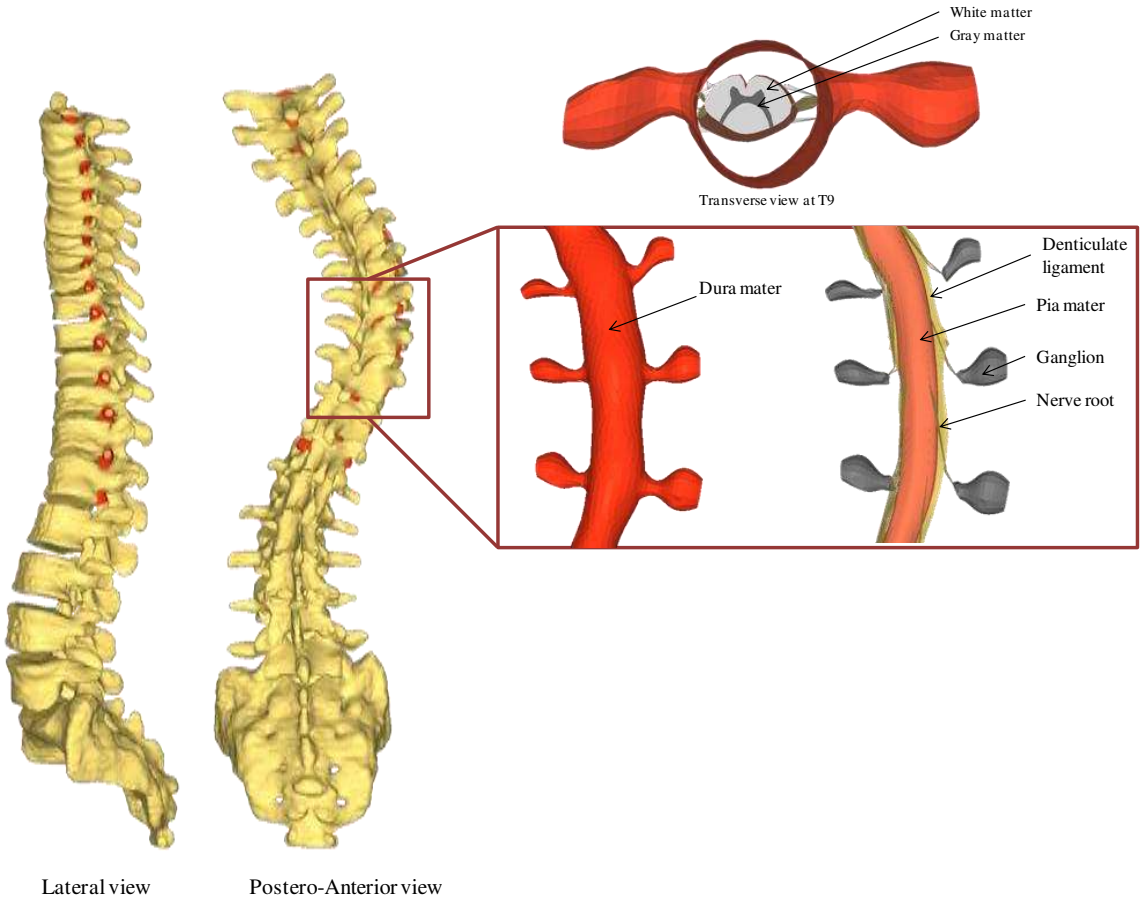


Figure 4-2: Finite Element Model of the spine and the spinal cord

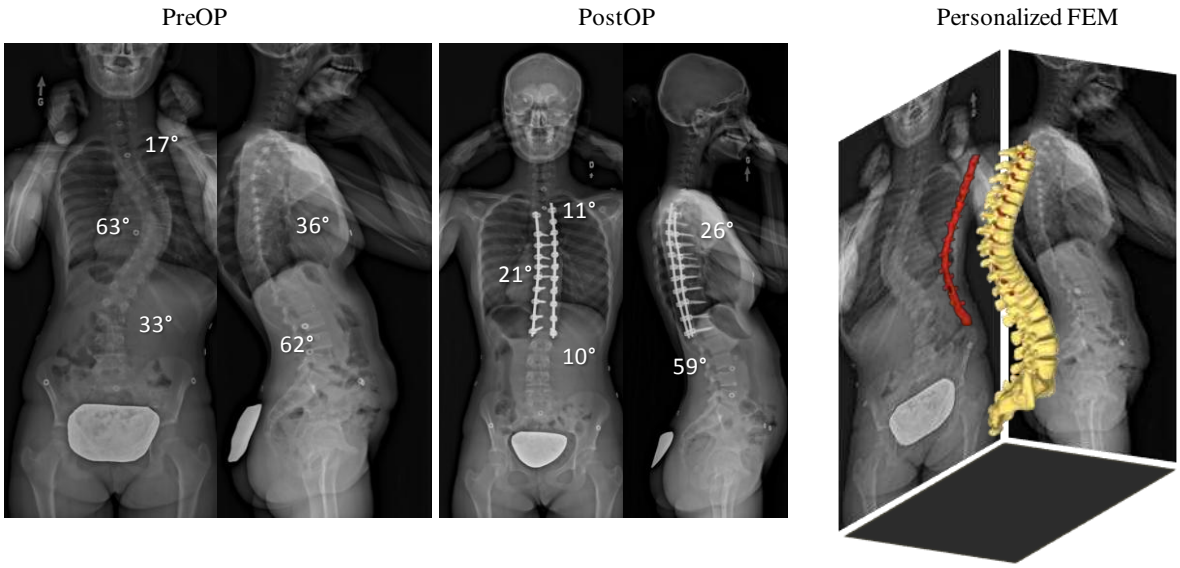


Figure 4-3: Pre- and post-operative angles and 3D reconstructed FEM

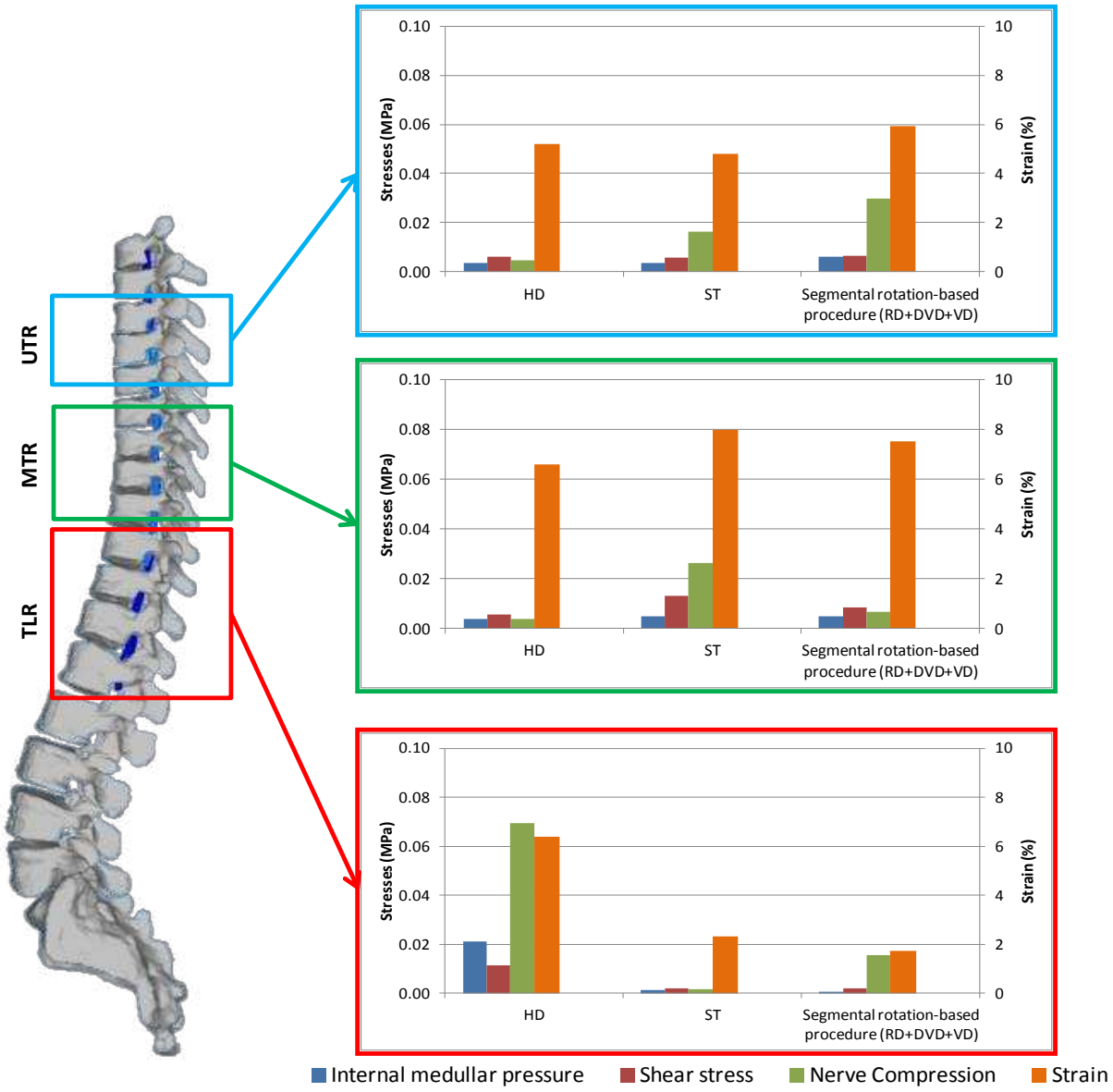


Figure 4-4: Average results of the post-processing of the FE surgical simulations of Harrington distraction (HD), segmental translation technique and the segmental rotation-based procedure (Rod derotation (RD) + direct vertebral derotation (DVD) + vertebral distraction (VD)) for values of internal medullar pressure (IMP), shear stress, nerve compression and strain over the upper thoracic region (UTR), main thoracic region (MTR) and the thoracolumbar region (TLR)

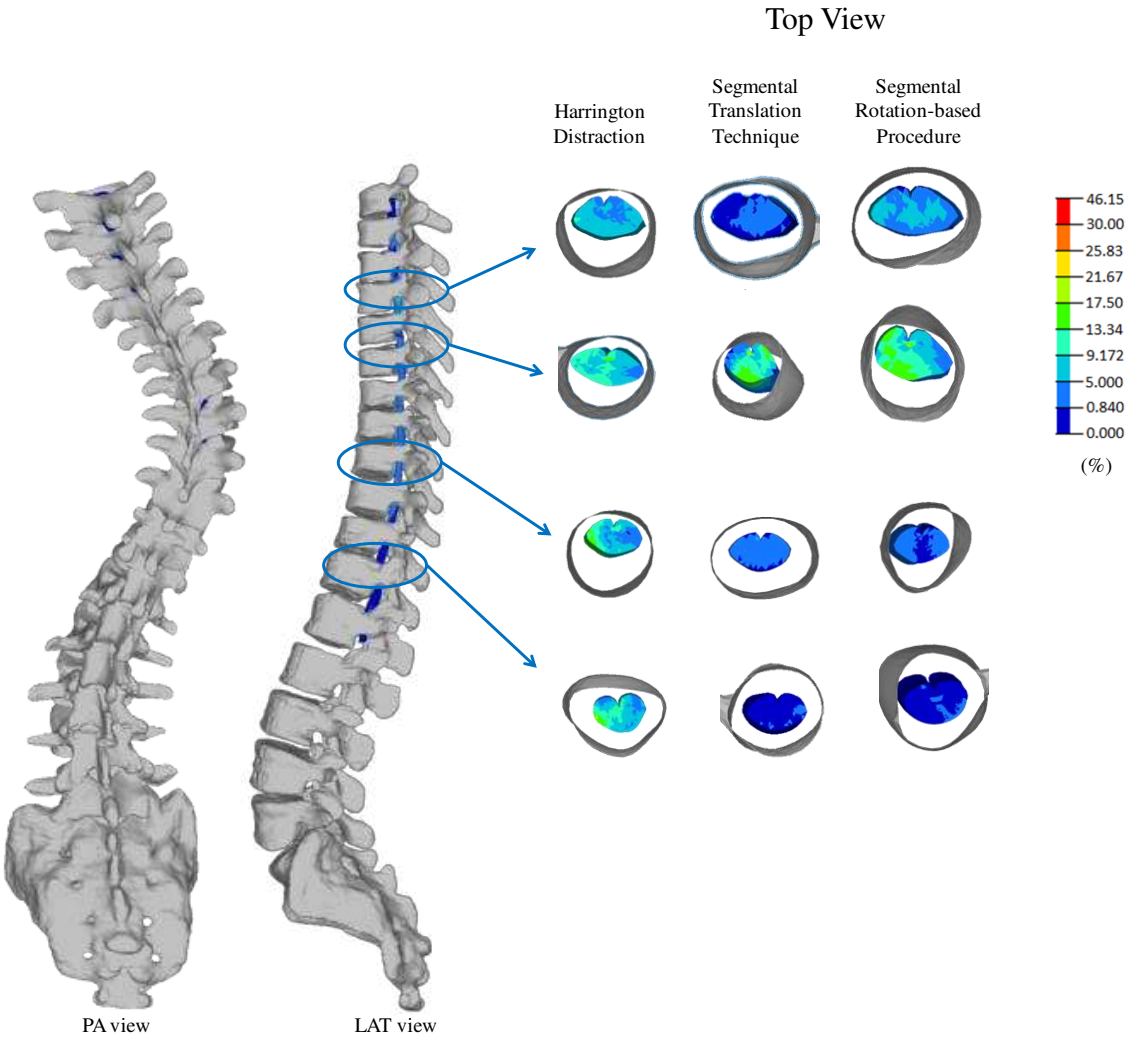


Figure 4-5: Top view example of strain distribution at different cross-sections after simulating the three surgical maneuvers

CHAPITRE 5 ÉVALUATION DE L'ALGORITHME DE PERSONNALISATION

5.1 Introduction

L'évaluation de la capacité de la méthode de personnalisation du rachis à reproduire la géométrie spécifique des patients symptomatiques a été réalisée dans le cadre d'un stage de mobilité du programme de formation MÉDITIS, réalisé au Laboratoire de biomécanique appliquée de l'Université Aix-Marseille. Pour ce faire, des reconstructions 3D, basées sur des images CT-scan et IRM de quatre patients atteints de différentes pathologies rachidiennes, ont été comparées, qualitativement et quantitativement, à leurs MÉF personnalisés équivalents.

5.2 Méthodologie

La méthodologie était divisée en quatre étapes:

1. **Acquisition d'images médicales:** Des images par résonance magnétique (IRM) de deux patients atteints de scoliose et un sans déformations rachidiennes ainsi que des images tomodensitométriques (CT-scan) d'un patient atteint de cyphose pathologique ont été obtenues à partir de la base de données de l'Hôpital Nord de Marseille, auprès du département de radiologie. Le champ de vision des IRM était restreint à des segments rachidiens ciblés. Les patients choisis pour l'étude avaient les caractéristiques suivantes:
    - *Homme 77 ans (CT-scan)*: Cyphose - Champ de vision: C7-Sacrum
    - *Femme 21 ans (IRM)*: Scoliose idiopathique thoracolombaire à double convexité - Champ de vision: T7-Sacrum
    - *Homme 14 ans (IRM)*: Hydromyélie et scoliose - Champ de vision: C4-L1 partiellement
    - *Homme 25 ans (IRM)*: Douleurs lombaires - Champ de vision: T11-S1

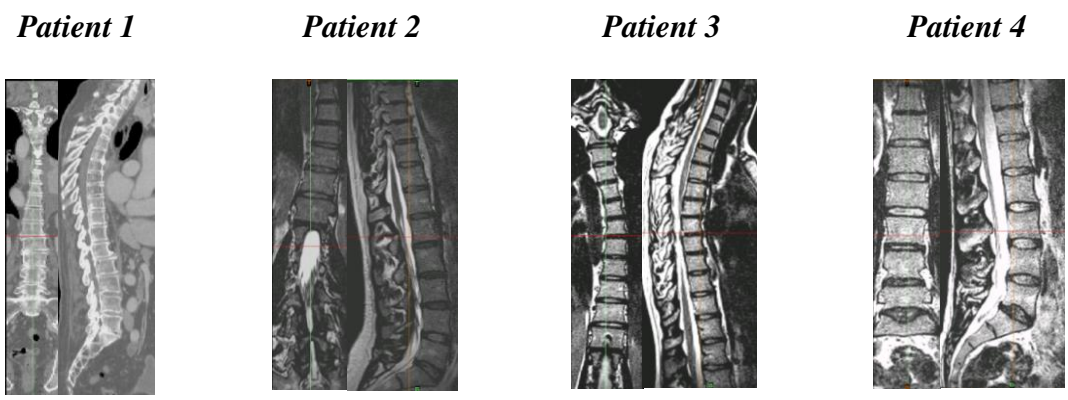
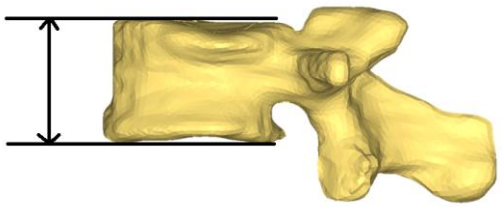


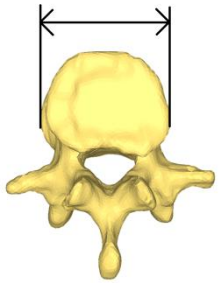
Figure 5-1: Patients

2. **Reconstruction 3D des structures osseuses et de la moelle épinière:** Le processus de reconstruction à partir d'images médicales a été réalisé à l'aide du logiciel *Mimics*©. Seules les reconstructions 3D obtenues à partir des IRM contiennent à la fois des reconstructions osseuses ainsi que des segments de la moelle épinière selon le champ de vision.
3. **Personnalisation du MÉF:** Les repères anatomiques utilisés pour la personnalisation de SM2S (voir Chapitres 3 et 4) ont été obtenus à partir des vertèbres reconstruites en 3D de chacun des quatre patients.
4. **Évaluation qualitative et quantitative des résultats:** Pour l'évaluation qualitative, le modèle personnalisé était comparé à sa reconstruction 3D correspondante dans le but d'arriver à des conclusions préliminaires sur la performance de la technique de personnalisation. Par la suite, une évaluation plus poussée était effectuée à l'aide de paramètres géométriques mesurés sur les modèles personnalisés et reconstruits à partir des images médicales. Les paramètres utilisés sont les suivants:

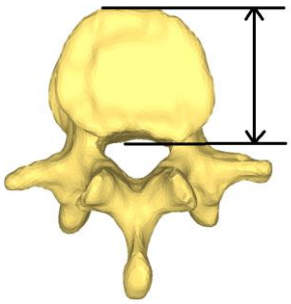
Hauteur du corps vertébral



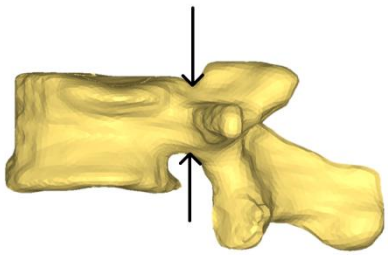
Diamètre transverse du corps vertébral



Diamètre antéro-postérieur du corps vertébral



Hauteur du pédicule gauche et droit



Longueur du pédicule gauche et droit

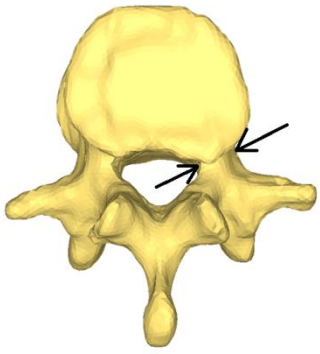
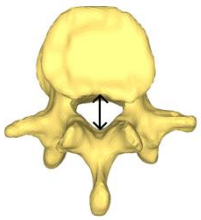
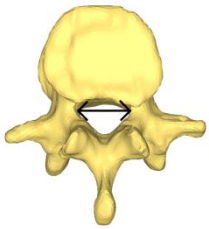


Figure 5-2: Paramètres géométriques vertébraux

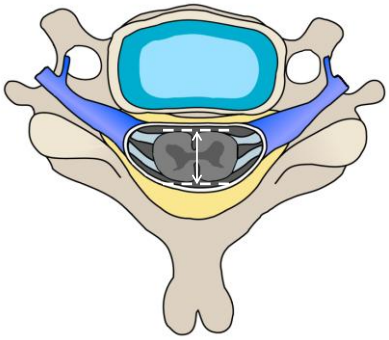
Diamètre sagittal du canal rachidien



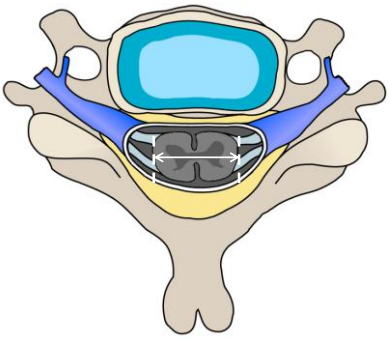
Diamètre transversal du canal rachidien



Diamètre sagittal de la moelle épinière



Diamètre transversal de la moelle épinière



Distance moelle-pédicule gauche et droit

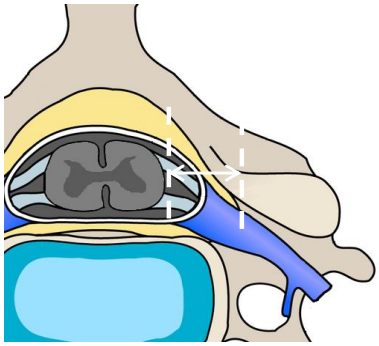


Figure 5-3: Paramètres géométriques de la moelle épinière (les trois dernières images ont été adaptées de Wikipedia.org)

5.3 Évaluation qualitative

Les deux modèles représentant la géométrie du patient ont été recalés (superposés) afin d'évaluer visuellement les ressemblances entre les deux modèles.

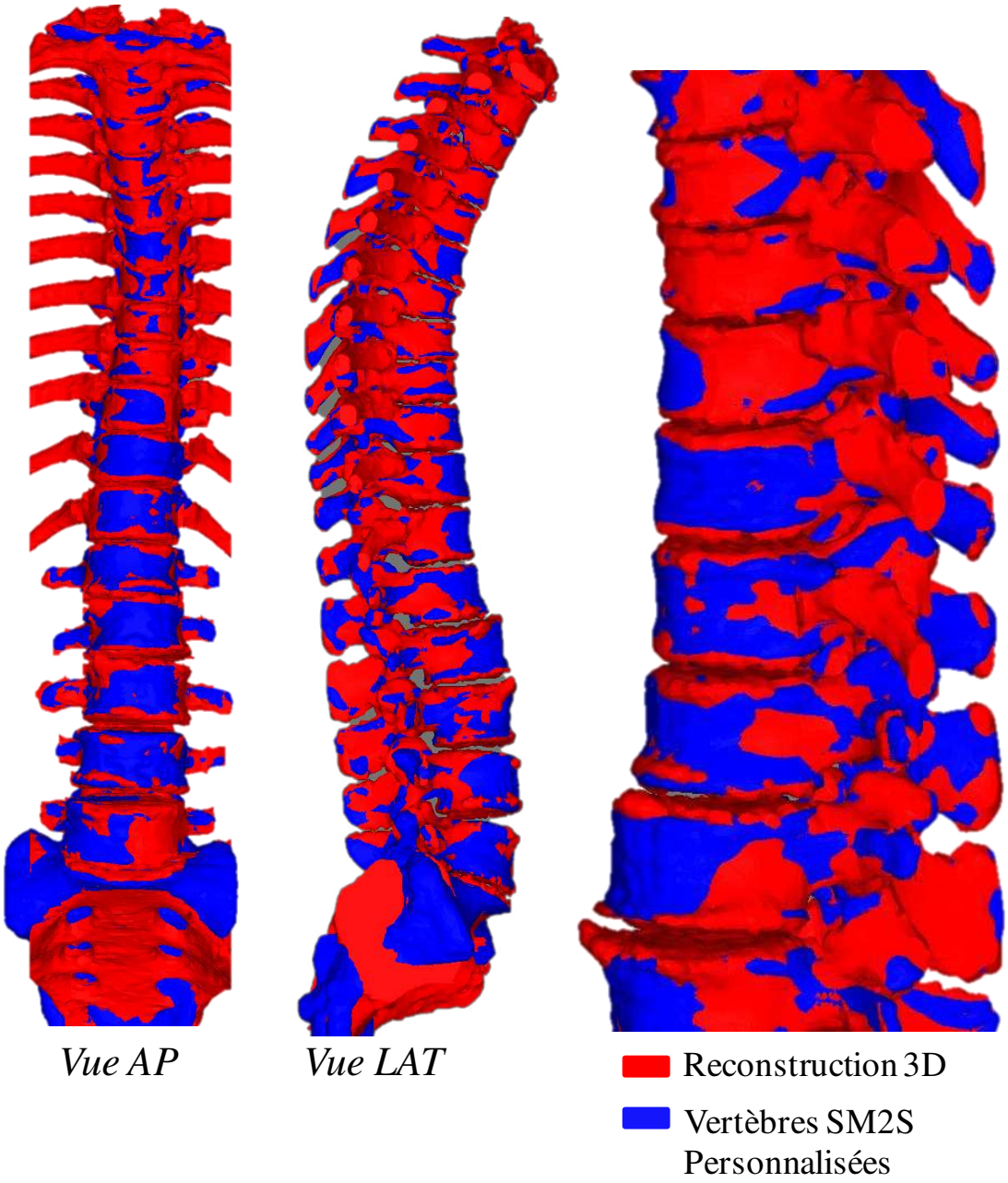


Figure 5-4: Patient 1 (CT-scan)

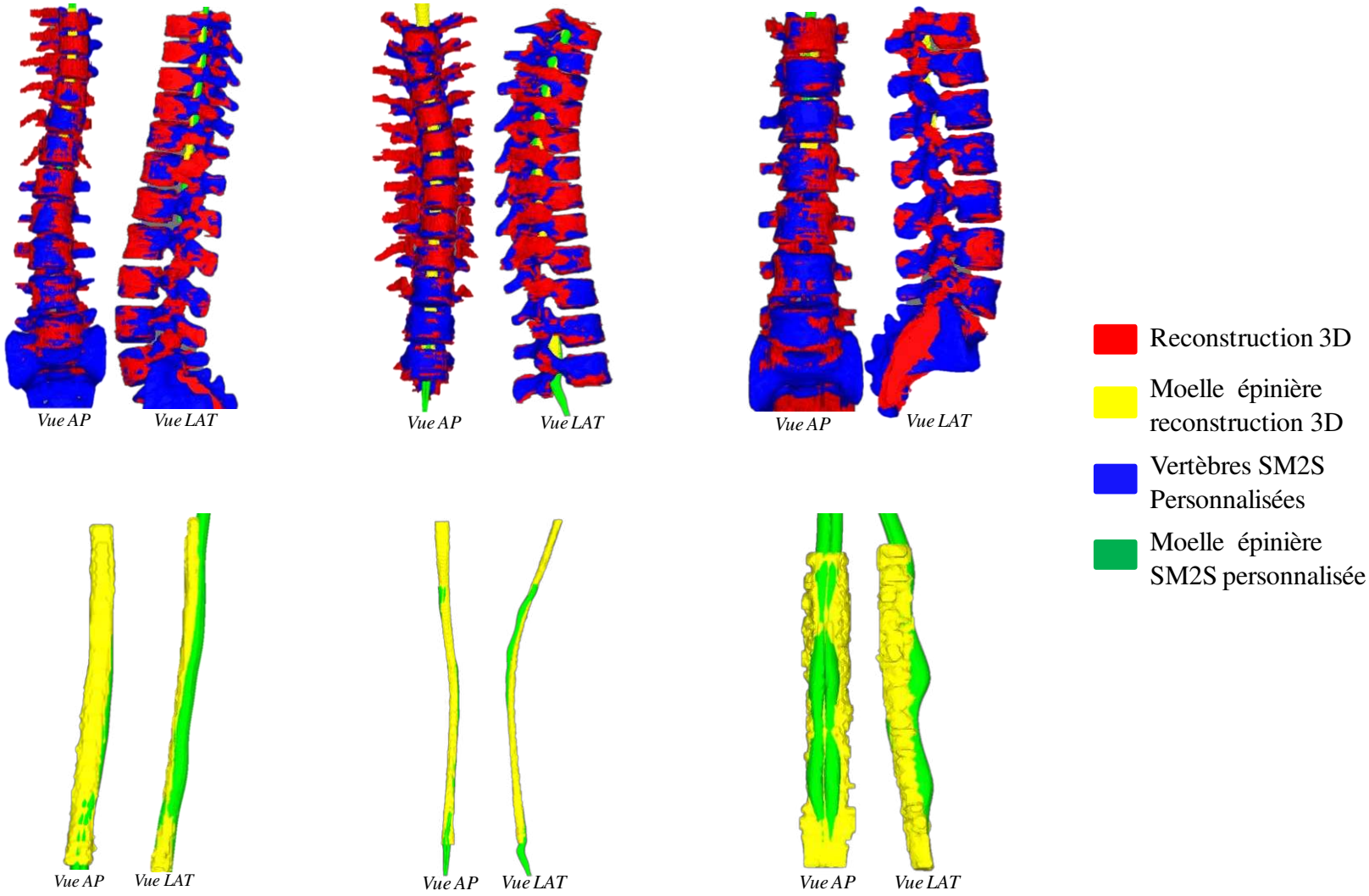


Figure 5-5: Patients 2,3 et 4 (IRM)

D'après le recalage rigide des deux modèles, il est important de noter que globalement la géométrie des vertèbres du rachis du patient est conservée dans le modèle personnalisé. Les repères anatomiques placés sur les vertèbres de référence et du patient font en sorte que la géométrie des vertèbres personnalisées est très proche de celle des vertèbres reconstruites en 3D. Ces points ont été stratégiquement localisés afin d'avoir un champ de déformation qui prenne en compte la complexité de la géométrie vertébrale.

Contrairement aux structures nerveuses, le champ de déformation appliqué sur la moelle épinière est extrapolé à partir des marqueurs vertébraux localisés sur le foramen vertébral et intervertébral ainsi que du positionnement relatif des matières blanches et grises à l'intérieur du canal rachidien («Lateral Cord Space»). Pour cette raison, la personnalisation de la moelle épinière est sensible au degré de précision du positionnement des repères anatomiques, ce qui peut affecter la précision de la géométrie personnalisée. Dans le cas des patients scoliotiques, afin d'avoir une personnalisation réaliste, la moelle épinière doit être rapprochée du côté concave de la courbe. Dans le cas des trois patients avec une reconstruction complète ou partielle de la moelle épinière, la méthode de personnalisation arrive à recaler la géométrie de la moelle épinière ainsi que les courbes représentatives de cette structure dans le cas des sujets scoliotiques.

Pour valider la personnalisation de la moelle épinière, des IRM du rachis et de la moelle épinière ont été utilisées pour les reconstructions, car ce type d'images médicales permet de visualiser les tissus nerveux de la moelle épinière. Afin d'obtenir des images à haute précision, l'acquisition d'images devrait se faire pendant une longue période de temps. Généralement, dans les hôpitaux, le processus d'imagerie se fait très rapidement sur des segments du rachis ciblés, car cette approche est plus facile, rapide et optimale pour le diagnostic. Par conséquent, dans le cas des 3 patients, les IRM sont très floues ce qui affecte la précision des reconstructions 3D des segments du rachis. Ces effets sont observés notamment sur la reconstruction 3D de la moelle épinière du cas #4.

5.4 Évaluation quantitative

L'objectif principal de l'évaluation quantitative consistait à mesurer la précision de modèles personnalisés à partir de SM2S en utilisant l'algorithme présenté auparavant. Pour ce faire, des paramètres géométriques ont été mesurés sur chacune des vertèbres ainsi que sur la moelle épinière dans le cas de patients avec des reconstructions basées sur des IRM. Les écarts moyens et maximums ont été calculés afin d'évaluer la précision des modèles.

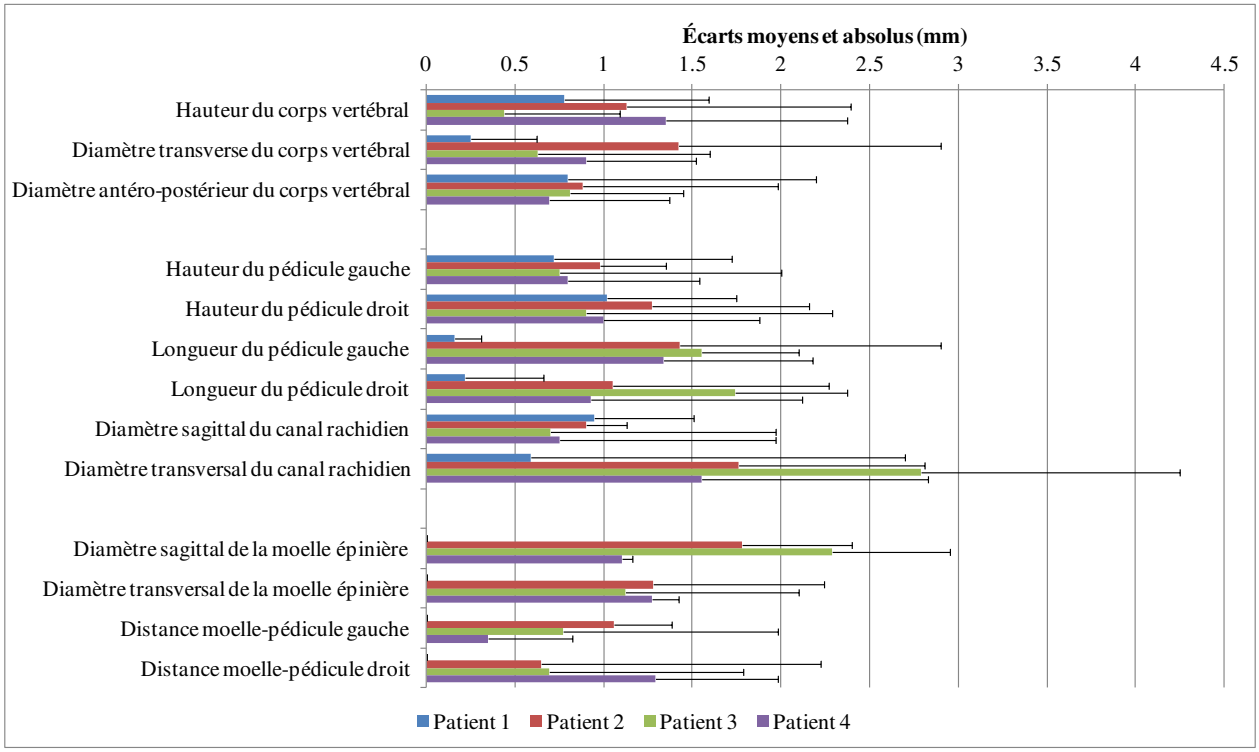


Figure 5-6: Écarts moyens et maximum entre les modèles personnalisés et les reconstructions 3D

Dans cette étape, plusieurs métriques présentés auparavant ont été mesurés sur les vertèbres des reconstructions 3D ainsi que sur celles des modèles personnalisés afin de voir leur niveau de concordance. L'écart moyen et maximum entre chacun des paramètres géométriques a été calculé.

Chaque paramètre géométrique peut avoir une forte influence sur la réponse biomécanique du rachis lors de certains types de chargements spécifiques. Par exemple, la précision géométrique de la hauteur du corps vertébral aura une grande influence sur le calcul

biomécanique d'un impact en compression appliqué au rachis tandis que sur des manœuvres de correction de la scoliose ce paramètre aura un effet négligeable sur le calcul. Dans le cas du projet de recherche, les paramètres qui ont plus d'importance sont ceux qui sont reliés à la moelle épinière. Néanmoins, les résultats obtenus pour les autres paramètres évalués serviront à des projets futurs.

En général, lorsque la personnalisation est faite à partir des marqueurs vertébraux obtenus à partir de la reconstruction 3D d'images CT-scan, l'estimation des paramètres géométriques était plus précise comparée à celle obtenue à partir des personnalisations avec des IRM. Comme déjà mentionné lors de l'évaluation qualitative, la haute résolution d'images CT-scan comparée à celles des IRM a une influence importante sur la qualité de la personnalisation du rachis. Par contre, certaines vertèbres ont des écarts qui ne sont pas représentatifs de la tendance générale de l'écart comme celui observé sur le diamètre transversal du canal rachidien. Cette différence dans les mesures est possiblement due au fait que les points de contrôle obtenus à partir du modèle numérique du patient avaient des erreurs de localisation importantes causées par la basse qualité des IRM. Du côté de la moelle épinière, des écarts maximums de 2,9 et 2,2 mm sont observés pour les diamètres sagittal et transverse de la moelle épinière, respectivement. Ces écarts peuvent être causés par la géométrie de référence du MÉF de la moelle épinière, qui est basée sur des coupes transverses de la moelle épinière d'un sujet cadavérique.

Le processus de validation des modèles personnalisés du rachis sera complété par des études de sensibilité en utilisant des données cliniques. L'objectif final est d'évaluer l'impact des écarts entre les valeurs des paramètres géométriques sur les résultats qui seront obtenus suite à des simulations éléments finis.

CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE

Le travail réalisé dans le cadre de ce projet de recherche a permis de développer un modèle biomécanique hybride personnalisable innovateur capable de reproduire plusieurs manœuvres de correction chirurgicales de la scoliose. La faisabilité du modèle a été vérifiée en utilisant les données cliniques d'un cas d'instrumentation avec complication neurologique et un cas contrôle. Suite à l'étude de vérification, le modèle a été exploité afin de reproduire trois différentes manœuvres de correction des déformations scoliotiques, dans le but d'étudier la biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors de chaque procédure.

Tout d'abord, la modélisation hybride basée sur une approche à deux niveaux (multicorps/Éléments finis) a été développée et ensuite vérifiée. Cette première étude a montré que pour le cas #2 (avec complication neurologique), les résultats de l'analyse de contraintes et déformations sont plus élevés contrairement au cas contrôle (cas #1). Pour le cas #2, la déformation scoliotique était plus sévère que pour le cas #1, ce qui requiert des manœuvres de correction plus complexes et puissantes afin de redresser le rachis. Par conséquent, les chargements transmis à la moelle épinière par les manœuvres de correction utilisées ont un effet d'augmentation sur les niveaux de contraintes et déformations de cette structure nerveuse, ce qui peut causer des complications neurologiques. Pour le cas #2, la perte de potentiels moteurs était observée dans la partie thoracique ce qui est en accord avec les niveaux des contraintes et déformations obtenus. En résumé, les résultats de cette étude ont montré la capacité du modèle à analyser la biomécanique des manœuvres d'instrumentation sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens.

Les résultats de cette première étude ont permis d'atteindre les 2 premiers objectifs spécifiques du projet de recherche. Premièrement, un algorithme de personnalisation semi-automatique du MÉF détaillé du rachis et de la moelle épinière a été développé sur le logiciel de programmation Matlab©. Contrairement aux techniques de personnalisation complexes basées sur des techniques d'imagerie comme le CT-scan et/ou l'IRM (Little et coll., 2011; Nie et coll., 2009), l'algorithme développé utilise une technique de déformation élastique de type «free-form», le krigeage géométrique 3D. La personnalisation à partir d'images médicales requiert un long processus de segmentation d'images, de modélisation surfacique et de modélisation volumique.

De plus, à chaque fois qu'un nouveau modèle personnalisé est nécessaire, tout le processus de personnalisation décrit doit être répété afin d'obtenir la nouvelle géométrie voulue. Donc, la motivation derrière l'utilisation d'une technique de déformation élastique était de diminuer le temps et la complexité du processus de personnalisation tout en gardant une représentation réaliste de la géométrie du modèle. Dans le cadre de ce projet, la méthode de personnalisation basée sur le krigeage géométrique 3D exploite d'une façon efficace et rapide l'information géométrique des fichiers de reconstruction 3D utilisés lors de l'évaluation clinique des patients. Cette approche permet d'éviter l'utilisation d'autres types d'imagerie médicale supplémentaires pour la personnalisation (ex. CT-scan ou IRM), et donc, de diminuer le taux de radiation reçu par le patient.

Le processus de personnalisation des MÉFs était divisé en trois étapes afin d'éviter l'influence des marqueurs anatomiques externes au canal rachidien sur la personnalisation du MÉF de la moelle épinière et, aussi, pour avoir une meilleure manipulation du MÉF personnalisé de la moelle épinière lors de la correction de son positionnement dans le canal rachidien. Le temps de calcul de l'algorithme de personnalisation est d'environ 10 minutes (Intel®Core™ i5 CPU, 8 GB de RAM, 1 processeur. Cela provient du fait que certaines routines de calcul développées pour la lecture des fichiers source du MÉF de référence et pour la création du fichier personnalisé ne gèrent pas assez rapidement l'information volumineuse du fichier MÉF source. Pour cette raison, des ajustements doivent être apportés au code source des routines de lecture et écriture.

L'algorithme de personnalisation a été partiellement validé dans le cadre d'un projet de stage réalisé au Laboratoire de Biomécanique Appliquée de l'université Aix-Marseille (Marseille, France) (Chapitre 5). Cette étude de validation partielle a montré qu'en général la méthode de personnalisation proposée arrive à décrire fidèlement la géométrie des 4 cas ciblés. Dans le cadre de ce projet de recherche, une plus grande importance était accordée aux paramètres géométriques rattachés au canal rachidien et à la moelle épinière. Néanmoins, les résultats obtenus pour les autres paramètres géométriques seront pertinents pour d'autres projets rattachés au MÉF du rachis et de la moelle épinière. Des écarts élevés entre les modèles personnalisés et les reconstructions 3D obtenues à partir d'IRM ont été observés surtout pour les paramètres géométriques suivants: longueurs des pédicules, diamètre transverse du canal rachidien et

distance moelle-pédicule. Cet écart est attribuable à la basse précision des reconstructions 3D des structures osseuses à partir d'IRM, surtout au niveau des pédicules où les IRM avaient une moins bonne qualité, et donc pas forcément lié à la méthode de personnalisation développée. Du côté de la moelle épinière, des écarts non négligeables des diamètres sagittal et transverse ont été observés. Ceci peut être causé par la modélisation d'origine du MÉF de la moelle épinière qui est basée sur la géométrie des coupes transversales d'un spécimen cadavérique. Des nouveaux modèles basés sur des atlas de la moelle épinière (Taso et coll., 2014) pourraient être utilisés afin d'avoir une géométrie de référence plus fidèle. Une validation plus poussée avec des modèles synthétiques du rachis devrait être faite afin d'évaluer d'une façon plus approfondie la précision des MÉF personnalisés obtenus. L'avantage des modèles synthétiques vient du fait qu'ils sont plus faciles à manipuler. Par conséquent, plusieurs déformations rachidiennes peuvent être reproduites et des mesures précises de plusieurs marqueurs vertébraux peuvent être évaluées. De plus, des images médicales basées sur des techniques tels les rayons X, le CT-scan et l'IRM peuvent être obtenues facilement et avec précision.

Les simulations d'instrumentations de la scoliose suivaient une approche à deux niveaux: une première simulation chirurgicale sur un modèle multicorps flexible était effectuée afin d'obtenir les déplacements vertébraux, pour chaque manœuvre de correction, à travers six marqueurs placés au centre des plateaux vertébraux ainsi que sur les sommets des pédicules. Par la suite, cette cinématique chirurgicale était introduite dans le MÉF personnalisé afin d'analyser les contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens par chaque manœuvre chirurgicale. Les positions intermédiaires du rachis lors des simulations chirurgicales multicorps n'ont pas été validées à cause d'un manque de données expérimentales. Par contre, à la fin des simulations chirurgicales, la différence mesurée entre des paramètres cliniques (ex. l'angle de Cobb, l'angle de cyphose et la rotation axiale de la vertèbre apicale) et les données postopératoires était en dessous de 5˚. Une étude de validation devrait être effectuée avec des données expérimentales afin de vérifier la précision des résultats obtenus avec le MÉF de la moelle épinière pour chaque position intermédiaire du rachis (pour des techniques de correction qui enchainent plusieurs manœuvres).

Dans le but d'améliorer le temps de calcul des simulations éléments finis, quelques modifications dans la modélisation ont été apportées sur le modèle sans compromettre la qualité

d'analyse. La première simplification consistait à utiliser seulement la couche d'os cortical qui entoure les vertèbres. Cette simplification diminue d'une façon importante le nombre des nœuds, d'éléments et d'interfaces de contact. Deuxièmement, le comportement mécanique de l'os cortical a été simplifié à élastique linéaire afin d'éviter les possibles déformations plastiques conduisant à des ruptures des éléments pendant les simulations. Les comportements mécaniques du liquide céphalo-rachidien, des graisses et des ligaments épiduraux, ont été simplifiés par la modélisation d'interfaces de contact, définies entre la dure mère et l'os cortical ainsi qu'entre la dure-mère et la pie mère. Cette simplification peut avoir un effet sur les contraintes et déformations obtenues lors des simulations. Par contre, l'implémentation du liquide céphalo-rachidien et d'autres composants épiduraux dans le modèle signifie une augmentation importante du nombre d'éléments ainsi que l'utilisation de lois complexes d'interaction fluides/structures. Finalement, les propriétés mécaniques des principales membranes modélisées ont été calibrées à partir de données biomécaniques de tests expérimentaux en tension, décrivant un comportement élastique linéaire. Cette calibration a été effectuée afin d'accommoder le modèle pour des conditions de simulation quasi statiques. Pour les matières blanches et grises ainsi que des racines nerveuses, les propriétés mécaniques de base du modèle SM2S ont été utilisées. Le choix des propriétés mécaniques utilisées pose une limitation sur la réponse mécanique de différentes structures modélisées. Par conséquent, une comparaison directe entre les résultats des simulations obtenus et les seuils critiques de fonctionnement neurologique de la littérature ne pouvait pas être effectuée. En ce qui concerne l'étude de vérification, les résultats élevés des contraintes et déformations obtenus lors de la simulation du cas #2 ne démontrent pas nécessairement une complication neurologique. Néanmoins, il est important de noter que ces résultats sont dans le même ordre de grandeur que les seuils critiques de la littérature (Jarzem et coll., 1992; Owen et coll., 1988; Rydevik et coll., 1991). Des propriétés mécaniques en régime linéaire élastique des différentes membranes médullaires ne sont pas assez adaptées pour les simulations à cause des grandes déformations auxquelles le MÉF de la moelle épinière est sujet. Donc, des lois de déformations viscoélastiques seraient plus appropriées pour ce type de simulations.

Des outils de simplification du calcul ont aussi été utilisés lors des simulations éléments finis afin d'améliorer la performance du modèle. Tout d'abord, l'utilisation d'une relaxation cinétique a été implémentée afin de réduire les effets dynamiques de la simulation. Cette

relaxation a pour effet d'annuler les vitesses générées lorsque l'énergie cinétique du modèle atteint des valeurs maximales. Grâce à cette simplification, des conditions quasi statiques ont pu être simulées. Par contre, cette méthode n'a aucun sens physique propre, en plus de produire des effets dynamiques transitoires à la fin des déplacements imposés. C'est pour cette raison que l'analyse des contraintes et déformations a été effectuée loin de cette période transitoire afin d'éviter des artefacts dynamiques sur les résultats mesurés. Ce phénomène transitoire peut être diminué en modélisant des ligaments épiduraux en tant que ressorts 2D attachés entre la dure mère et l'os cortical.

Même si des modifications simplificatrices ont été apportées sur le MÉF personnalisé, le temps de calcul des simulations chirurgicales est d'environ 3 jours (Intel® Xeon® CPU, 96 GB de RAM, 16 processeurs). Cela est dû à trois raisons principales: premièrement, le nombre de nœuds et d'éléments du MÉF personnalisé (os cortical des vertèbres et moelle épinière) est quand même important soit de 161 194 et de 1 095 611, respectivement. Deuxièmement, les interfaces de contact modélisées, spécialement celles définies entre la dure mère et l'os cortical des vertèbres diminuent le pas de temps du calcul à cause des grandes différences entre les rigidités du tissu mou et de l'os cortical. Finalement, la longueur spécifique des éléments triangulaires et tétraédriques du MÉF est réduite à cause du «morphing» du maillage du modèle de référence (taille adulte du rachis) sur la géométrie du patient (taille adolescent du rachis). Les longueurs caractéristiques des éléments 2D étaient de 0,11 mm et 3,89 mm et pour les éléments 3D de 0,02 mm et 1,61 mm.

Les résultats de l'étude biomécanique des manœuvres de correction de la scoliose ont montré que la chirurgie segmentaire basée sur une approche de rotation génère moins de contraintes sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens. Seulement sur la région thoracique centrale, cette technique produit un étirement localisé de la moelle épinière qui dépasse la déformation maximale obtenue avec la distraction de Harrington. Cet étirement de la moelle épinière peut être généré soit par la forme géométrique de la tige cintrée et/ou par les mouvements de translation et rotation vertébrale induits par la dérotation de la tige et les DVDs. Dans la région thoracique proximale, des contraintes et déformations ont été produites d'une façon similaire à la distraction de Harrington, mais avec moins d'intensité. La distraction de Harrington a produit des contraintes et déformations sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens

sur la région thoracolombaire, due au fait que cette manœuvre constitue une distraction pure appliquée sur la courbure scoliotique. Les résultats obtenus avec la distraction de Harrington sont en accord avec les notions de biomécanique des blessures médullaires peropératoires trouvées dans la littérature (Fujioka et coll., 2006; Miguel et coll., 2012). Finalement, la manœuvre de translation segmentaire induit plusieurs types des contraintes dans la région thoracique centrale: 1) des contraintes en tension qui causent un étirement de la moelle épinière, 2) des contraintes en cisaillement générées lors des contacts latéraux lors des translations ainsi qu'une 3) compression des nerfs. Toutes ces contraintes évaluées peuvent être causées par la translation segmentaire des vertèbres vers les tiges.

Les conclusions obtenues lors de cette dernière étude ont permis d'atteindre le dernier objectif spécifique de ce projet de recherche. Dans le cadre de cette étude, seulement un cas de patient a été utilisé pour les simulations. Pour des études futures, une cohorte plus grande de patients ayant différents types de scoliose sévère devrait être utilisée afin d'évaluer l'influence de la courbure scoliotique sur les contraintes et déformations appliquées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors d'une instrumentation. Le phénomène du «tethering» des nerfs rachidiens devrait être pris en compte dans la modélisation chirurgicale dû au fait que des manœuvres comme la dérotation de la tige ou la translation segmentaire des vertèbres créent des forces en tension sur les nerfs rachidiens du côté convexe de la courbe scoliotique. Afin de diminuer l'effet du choix de calibration des propriétés mécaniques des membranes de la moelle épinière, une étude de comparaison relative entre les résultats des simulations chirurgicales a été effectuée contrairement à une comparaison absolue avec des limites critiques de fonctionnement neurologique. Il faut noter que les résultats mesurés sont dans le même ordre de grandeur par rapport aux seuils neurologiques. Par contre, les niveaux relatifs des contraintes et déformations mesurées ne représentent pas nécessairement une complication neurologique, comme déjà conclu avec l'étude de vérification.

Finalement, ce projet de maîtrise a permis de développer un modèle biomécanique hybride et personnalisable, du rachis et de la moelle épinière, capable de simuler l'impact biomécanique des manœuvres de correction sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens. La modélisation hybride (multicorps/MÉF) suivant une approche de simulation à deux niveaux a été développée et vérifiée grâce à des simulations des cas instrumentés avec et sans complication

neurologique (article scientifique au Chapitre 3) et, par la suite, pour analyser la biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens par trois différentes manœuvres correction de la scoliose (article scientifique au Chapitre 4). L'algorithme de personnalisation a été partiellement validé avec des résultats encourageants. L'objectif ultime du modèle hybride est d'apporter de l'aide aux chirurgiens pour la planification chirurgicale ainsi que pour la conception des manœuvres plus sécuritaires.

CHAPITRE 7 CONCLUSIONS ET RECOMMENDATIONS

L'objectif de ce projet de recherche était de développer un modèle biomécanique personnalisable du rachis et de la moelle épinière permettant d'évaluer les contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manœuvres de correction de la scoliose. Cet objectif était en lien avec la question de recherche qui visait à trouver une relation entre les contraintes et déformations induites sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens, et les différentes manœuvres de correction lors de l'instrumentation du rachis scoliotique. Ce projet de recherche a permis de montrer que, selon la nature de la manœuvre (ex. distraction pure, translation ou rotation), différents types de contraintes et déformations seront appliqués sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens avec différents niveaux d'intensité.

Afin d'atteindre cet objectif général, trois objectifs spécifiques ont été définis. Dans une première étude permettant d'accomplir les deux premiers objectifs spécifiques, une modélisation hybride a été développée et vérifiée. La procédure de vérification consistait en utiliser les données cliniques d'instrumentation d'un cas contrôle (cas #1) et un cas de patient avec une complication neurologique suite à l'instrumentation (cas #2). Les résultats des simulations d'instrumentations ont montré des niveaux des contraintes et déformations plus élevés pour le cas #2 contrairement au cas #1. Les ordres de grandeur de résultats obtenus sont en accord avec les seuils neurologiques critiques de la littérature. Par contre, des complications neurologiques ne peuvent pas être démontrées avec certitude en se basant seulement sur les niveaux des contraintes et déformations obtenus. Cette première étude a permis de montrer la capacité du modèle hybride à analyser la biomécanique des blessures de la moelle épinière et des nerfs rachidiens suite à une instrumentation chirurgicale.

Dans un deuxième temps, une étude sur l'analyse biomécanique des contraintes et déformations induites sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens suite à différents types de manœuvres chirurgicales a été réalisée afin d'accomplir le troisième objectif spécifique. Les manœuvres de corrections suivantes ont été simulées sur un patient avec un SIA thoracique droite avec un angle de Cobb de 63°: 1) une distraction de Harrington, 2) une translation segmentaire des vertèbres, ainsi qu'une 3) chirurgie d'instrumentation segmentaire basée sur une approche de rotation. La chirurgie segmentaire basée sur une approche de rotation génère moins de contraintes et déformations sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens comparée aux autres techniques

simulées. La distraction de Harrington induit des contraintes et déformations importantes de la moelle épinière et les nerfs rachidiens sur la région thoracolombaire, due à la distraction généralisée de la courbe. Finalement, la manœuvre de translation simulée induit un étirement élevé ainsi qu'un contact latéral important de la moelle épinière sur la région thoracique centrale.

Finalement, une courte étude de validation partielle a été effectuée sur l'algorithme de personnalisation. Les résultats de cette étude ont montré qu'en général, les modèles personnalisés obtenus arrivent à recaler la géométrie cible de 4 cas utilisés. Des écarts importants ont été observés, entre les modèles personnalisés et les reconstructions 3D obtenues à partir d'IRM, pour des paramètres géométriques reliés aux pédicules. Ces écarts sont causés par le manque de qualité des IRM surtout au niveau des pédicules. En ce qui concerne la moelle épinière, des écarts ont été observés sur les diamètres sagittal et transverse. Une possible cause est la géométrie de référence du MÉF de la moelle épinière, qui a été modélisée à partir d'IRM de coupes transverse d'un sujet cadavérique.

La discussion des résultats obtenus présentée au chapitre 6 a permis de dresser une liste des recommandations et suggestions pour des travaux futurs:

Modélisation et personnalisation géométrique:

- Réaliser une étude de sensibilité pour les marqueurs vertébraux utilisés lors de la personnalisation de la moelle épinière afin d'évaluer l'impact de la précision de ceux-ci sur la géométrie du modèle personnalisé de la moelle épinière.
- Améliorer les fonctions de lecture et écriture des fichiers éléments finis afin de diminuer le temps de calcul de l'algorithme de personnalisation.
- Valider d'une façon plus rigoureuse l'algorithme de personnalisation afin de quantifier la précision de modèles personnalisés obtenus. Une avenue consisterait à utiliser des modèles synthétiques du rachis. Ces modèles sont faciles à manipuler, des mesures précises de plusieurs marqueurs vertébraux peuvent être évaluées et, finalement, des images médicales (CT-scan, IRM, rayons X) peuvent être obtenues facilement et avec précision.

Modélisation et simulations chirurgicales:

- Modéliser des ligaments épiduraux en tant que ressorts 2D afin de diminuer les effets dynamiques transitoires subis par le modèle à la fin de chaque chargement imposé.
- Implémenter des propriétés des matériaux viscoélastiques pour les composants membranaires de la moelle épinière.
- Évaluer l'impact des manœuvres chirurgicales sur une plus grande cohorte de patients afin d'évaluer l'effet de différents types de courbures scoliotiques sur les contraintes et déformations de la moelle épinière et les nerfs rachidiens.
- Inclure le phénomène du «tethering» des nerfs rachidiens.

Les travaux réalisés dans le cadre de ce projet de recherche ont permis d'atteindre l'objectif général et de répondre à la question de recherche définie au chapitre 2. L'intégration des recommandations ici présentées permettra d'obtenir un modèle biomécanique de simulation chirurgicale plus complet et efficace. À long terme, le modèle hybride permettra d'aider les chirurgiens dans la planification préopératoire de chirurgies de correction ainsi qu'à la conception des manœuvres plus sécuritaires.

RÉFÉRENCES

André, B., Dansereau, J., & Labelle, H. (1994). Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine. *Journal of Biomechanics, 27*(8), 1023-1035. doi: http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(94)90219-4

Asher, M. A., & Burton, D. C. (2006). Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis, 1*(1), 2.

Aubin, C.-E., Bellefleur, C., Joncas, J., de Lanauze, D., Kadoury, S., Blanke, K., et al. (2011). Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis. *Spine, 36*(12), E780-E790.

Aubin, C.-É., Cobetto, N., Clin, J., Desbiens-Blais, F., Labelle, H., Le May, S., et al. (2015). Improved brace design combining CAD/CAM and finite element simulation for the conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS): preliminary results of a randomized control trial. *Scoliosis, 10*(Suppl 1), O59.

Aubin, C.-E., Dansereau, J., Parent, F., Labelle, H., & De Guise, J. (1997). Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Medical and Biological Engineering and Computing, 35*(6), 611-618.

Aubin, C.-É., Descrimes, J.-L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., & Labelle, H. (1995). *Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques.* Paper presented at the Annales de chirurgie.

Aubin, C.-É., Descrimes, J., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., & Labelle, H. (1994). *[Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method].* Paper presented at the Annales de chirurgie.

Aubin, C.-E., Petit, Y., Stokes, I., Poulin, F., Gardner-Morse, M., & Labelle, H. (2003). Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering, 6*(1), 27-32.

Aubin, C. E., Labelle, H., Chevrefils, C., Desroches, G., Clin, J., & Eng, A. B. M. (2008). Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine, 33*(20), 2143-2152.

Bassi, M., Jarzem, P. F., Steibel, M., Barriga, P., Ouellet, J., & Reindl, R. (2009). An in vitro study on the effects of freezing, spine segment, repeat measurement, and individual cord properties on cord interstitial pressure. *Spine, 34*(4), 351-355.

Bianco, R.-J., Arnoux, P.-J., Mac-Thiong, J.-M., Wagnac, E., & Aubin, C.-E. (2013). Biomechanical analysis of pedicle screw pullout strength. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 16*(sup1), 246-248.

Bilston, L. E., & Thibault, L. E. (1995). The mechanical properties of the human cervical spinal cordIn Vitro. *Annals of biomedical engineering, 24*(1), 67-74.

Biswas, D., Bible, J. E., Bohan, M., Simpson, A. K., Whang, P. G., & Grauer, J. N. (2009). Radiation exposure from musculoskeletal computerized tomographic scans. *The Journal of Bone & Joint Surgery, 91*(8), 1882-1889.

Bruna-Rosso, C. (2014). *Étude biomécanique par éléments finis de dispositifs d'arthrodèsede la jonction sacro-iliaque.* Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées en génie biomédical, École Polytechnique de Montréal.

Cammarata, M. (2013). *Facteurs biomécaniques de risques de la cyphose jonctionnelle proximale.* Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées en génie biomédical, École Polytechnique de Montréal.

Carman, D., Browne, R., & Birch, J. (1990). Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *The Journal of Bone & Joint Surgery, 72*(3), 328-333.

Carrier, J., Aubin, C.-E., Trochu, F., & Labelle, H. (2005). Optimization of rib surgery parameters for the correction of scoliotic deformities using approximation models. *Journal of Biomechanical Engineering, 127*(4), 680-691.

Carrier, J., Aubin, C.-É., Villemure, I., & Labelle, H. (2004). Biomechanical modelling of growth modulation following rib shortening or lengthening in adolescent idiopathic scoliosis. *Medical and Biological Engineering and Computing, 42*(4), 541-548.

Cavali, P. T. M. (2012). Overview of surgical techniques and implants *Manual of spine surgery* (pp. 225-230). Berlin: Springer.

Cheng, S., Clarke, E. C., & Bilston, L. E. (2008). Rheological properties of the tissues of the central nervous system: A review. *Medical engineering & physics, 30*(10), 1318-1337. doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.06.003

Cheriet, F., Laporte, C., Kadoury, S., Labelle, H., & Dansereau, J. (2007). A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 54*(7), 1356-1358.

Clement, J.-L., Chau, E., Geoffray, A., & Vallade, M.-J. (2012). Simultaneous translation on Two rods to treat adolescent idiopathic scoliosis: radiographic results in coronal, sagittal, and transverse plane of a series of 62 patients with a minimum follow-up of Two years. *Spine, 37*(3), 184-192.

Clin, J., Aubin, C.-E., & Labelle, H. (2007). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Medical & biological engineering & computing, 45*(5), 467-473.

Coe, J. D., Arlet, V., Donaldson, W., Berven, S., Hanson, D. S., Mudiyam, R., et al. (2006). Complications in spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis in the new millennium. A report of the Scoliosis Research Society Morbidity and Mortality Committee. *Spine, 31*(3), 345-349.

Cotrel, Y., Dubousset, J., & Guillaumat, M. (1988). New universal instrumentation in spinal surgery. *Clinical orthopaedics and related research, 227*, 10-23.

Dansereau, J., & Stokes, I. A. F. (1988). Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *Journal of Biomechanics, 21*(11), 893-901. doi: http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(88)90127-3

Deacon, P., Flood, B., & Dickson, R. (1984). Idiopathic scoliosis in three dimensions. A radiographic and morphometric analysis. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 66*(4), 509-512.

Delorme, S., Labelle, H., Aubin, C.-E., de Guise, J. A., Rivard, C. H., Poitras, B., et al. (2000). Intraoperative comparison of two instrumentation techniques for the correction of adolescent idiopathic scoliosis: rod rotation and translation. *Spine, 25*(6S), 77S-83S.

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C.-É., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 50*(8), 989-998.

Desrochers-Perrault, F. (2013). *Analyse biomécanique d'instrumentations du rachis scoliotique avec vis iliaques.* École Polytechnique de Montréal.

Devedžić, G., Ćuković, S., Luković, V., Milošević, D., Subburaj, K., & Luković, T. (2012). ScolioMedIS: Web-oriented information system for idiopathic scoliosis visualization and monitoring. *Computer methods and programs in biomedicine, 108*(2), 736-749.

Diab, K., Sevastik, J., Hedlund, R., & Suliman, I. (1995). Accuracy and applicability of measurement of the scoliotic angle at the frontal plane by Cobb's method, by Ferguson's method and by a new method. *European Spine Journal, 4*(5), 291-295.

Drake, R., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. (2009). *Gray's anatomy for students*: Elsevier Health Sciences.

Driscoll, M., Aubin, C.-E., Moreau, A., Villemure, I., & Parent, S. (2009). The role of spinal concave–convex biases in the progression of idiopathic scoliosis. *European Spine Journal, 18*(2), 180-187.

Dubousset, J., Charpak, G., Skalli, W., Deguise, J., & Kalifa, G. (2010). EOS: A new imaging system with low dose radiation in standing position for spine and bone & joint disorders. [Article]. *Journal of Musculoskeletal Research, 13*(1), 1-12. doi: 10.1142/s0218957710002430

Duke, K., Aubin, C.-E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2005). Biomechanical simulations of scoliotic spine correction due to prone position and anaesthesia prior to surgical instrumentation. *Clinical Biomechanics, 20*(9), 923-931.

Dumas, R., Lafage, V., Lafon, Y., Steib, J., Mitton, D., & Skalli, W. (2005). Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 8*(5), 331-337.

El-Rich, M., Arnoux, P.-J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C.-E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *Journal of Biomechanics, 42*(9), 1252-1262.

Errico, T. J., Lonner, B. S., & Moulton, A. W. (2009). Adolescent Idiopathic Scoliosis *Surgical Management of Spinal Deformities , First Edition* (pp. 535). Philadelphia: Saunders/Elsevier.

Fagan, M., Julian, S., & Mohsen, A. (2002). Finite element analysis in spine research. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, part h: journal of engineering in medicine, 216*(5), 281-298.

Farcy, J.-P. C., & Schwab, F. J. (1997). Management of flatback and related kyphotic decompensation syndromes. *Spine, 22*(20), 2452-2457.

Fradet, L. (2014a). *Étude biomécanique des traumatismes vertébro-médullaires du rachis humain.* Doctorat en Sciences du Mouvement Humain, École de Technologie Supérieure du Québec.

Fradet, L. (2014b). *Étude Biomécanique des Traumatismes Vertébro-médullaires du Rachis Humain.* Ph.D., Université Aix Marseille - École de Technologie Supérieure, Montréal.

Fujioka, H., & Shimoji, K. (2006). Spine surgery: Scoliosis surgery. In Springer (Ed.), *Evoked Spinal Cord Potentials* (pp. 137-140). Tokyo.

Garo, A., Arnoux, P.-J., & Aubin, C.-E. (2009). Estimation of bone material properties using an inverse finite element method. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 12*(S1), 121-122.

Garo, A., Arnoux, P. J., Wagnac, E., & Aubin, C. E. (2011). Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. *Medical & biological engineering & computing, 49*(12), 1371-1379.

Gau, Y.-L., Lonstein, J. E., Winter, R. B., Koop, S., & Denis, F. (1991). Luque-Galveston procedure for correction and stabilization of neuromuscular scoliosis and pelvic obliquity: a review of 68 patients. *Journal of Spinal Disorders & Techniques, 4*(4), 399-410.

Goethem, J. W. M. V., & Campenhout, A. V. (2007). Scoliosis *Spinal imaging : diagnostic imaging of the spine and spinal cord* (pp. 95-108). New York: Springer.

Greaves, C. Y., Gadala, M. S., & Oxland, T. R. (2008). A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord: an investigation of three injury mechanisms. *Annals of biomedical engineering, 36*(3), 396-405.

Harrington, P. R. (1962). Treatment of scoliosis correction and internal fixation by spine instrumentation. *The Journal of Bone & Joint Surgery, 44*(4), 591-634.

Harrison, D., Cailliet, R., Harrison, D., Troyanovich, S., & Harrison, S. (1999a). A review of biomechanics of the central nervous system—Part III: spinal cord stresses from postural loads and their neurologic effects. *Journal of manipulative and physiological therapeutics, 22*(6), 399-410.

Harrison, D. E., Cailliet, R., Harrison, D. D., Troyanovich, S. J., & Harrison, S. O. (1999b). A review of biomechanics of the central nervous system—Part II: Spinal cord strains from postural loads. *Journal of manipulative and physiological therapeutics, 22*(5).

Hawes, M. (2006). Impact of spine surgery on signs and symptoms of spinal deformity. *Developmental Neurorehabilitation, 9*(4), 318-339.

Ichihara, K., Taguchi, T., Shimada, Y., Sakuramoto, I., Kawano, S., & Kawai, S. (2001). Gray Matter of the Bovine Cervical Spinal Cord Is Mechanically More Rigid and Fragile Than the White Matter. *Journal of Neurotrauma, 18*(3), 361-367.

Imajo, Y., Hiiragi, I., Kato, Y., & Taguchi, T. (2009). Use of the finite element method to study the mechanism of spinal cord injury without radiological abnormality in the cervical spine. *Spine, 34*(2), E83-E87.

Jarzem, P. F., Quance, D. R., Doyle, D. J., Begin, L. R., & Kostuik, J. P. (1992). Spinal cord tissue pressure during spinal cord distraction in dogs. *Spine, 17*, 227-234.

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.

Kameyama, T., Hashizume, Y., Ando, T., & Takahashi, A. (1994). Morphometry of the normal cadaveric cervical spinal cord. *Spine, 19*(18), 2077-2081.

Kim, H.-J., Chun, H.-J., Kang, K.-T., Lee, H.-M., Kim, H.-S., Moon, E.-S., et al. (2009). A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis. *Medical & biological engineering & computing, 47*(6), 599-605.

Kuklo, T. R., Potter, B. K., Polly Jr, D. W., O'Brien, M. F., Schroeder, T. M., & Lenke, L. G. (2005). Reliability analysis for manual adolescent idiopathic scoliosis measurements. *Spine, 30*(4), 444-454.

Kulkarni, V. A., Massie, J. B., Zauner, F., Murphy, M., & Akeson, W. H. (2007). Novel biomechanical quantification methodology for lumbar intraforaminal spinal nerve adhesion in a laminectomy and disc injury rat model. *Journal of neuroscience methods, 166*(1), 20-23.

Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F., & Skalli, W. (2004). 3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction. *Computer Aided Surgery, 9*(1-2), 17-25.

Lafon, Y., Steib, J.-P., & Skalli, W. (2010). Intraoperative three dimensional correction during in situ contouring surgery by using a numerical model. *Spine, 35*(4), 453-459.

Lalonde, N. M., Petit, Y., Aubin, C., Wagnac, E., & Arnoux, P. (2013). Method to Geometrically Personalize a Detailed Finite-Element Model of the Spine. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 60*(7), 2014-2021. doi: 10.1109/tbme.2013.2246865

LeBorgne, P., Skalli, W., Lecire, C., Dubousset, J., Zeller, R., & Lavaste, F. (1999). Simulation of CD surgery on a personalized finite element model: preliminary results. In I. A. F. Stokes (Ed.), *Research Into Spinal Deformities Two* (pp. 130-133). Van Diemenstraat: IOS Press.

Legatt, A. D., Murro, A. M., Talavera, F., Alvarez, N., & Benbadis, S. R. (2014, 03/02/2012). General Principles of Somatosensory Evoked Potentials Retrieved 21/05/2014, 2014, from http://emedicine.medscape.com/article/1139906-overview

Lenke, L. G., Betz, R. R., Harms, J., Bridwell, K. H., Clements, D. H., Lowe, T. G., et al. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *The Journal of Bone & Joint Surgery, 83*(8), 1169-1181.

Li, X.-F., & Dai, L.-Y. (2009). Three-dimensional finite element model of the cervical spinal cord: preliminary results of injury mechanism analysis. *Spine, 34*(11), 1140-1147.

Li, X.-F., & Dai, L.-Y. (2010). Acute central cord syndrome: injury mechanisms and stress features. *Spine, 35*(19), E955-E964.

Little, J. P., & Adam, C. (2011). Patient-specific computational biomechanics for simulating adolescent scoliosis surgery: Predicted vs clinical correction for a preliminary series of six patients. *International journal for numerical methods in biomedical engineering, 27*(3), 347-356.

Luce. (2004). *Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose.* Maîtrise ès Sciences Appliquées, École Polytechnique de Montréal, Montréal.

Luque, E. R. (1982). Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. *Clinical orthopaedics and related research, 163*, 192-198.

MacDonald, D. B. (2006). Intraoperative motor evoked potential monitoring: overview and update. *Journal of clinical monitoring and computing, 20*(5), 347-377.

MacEwen, G. D., Bunnell, W., & Sriram, K. (1975). Acute neurological complications in the treatment of scoliosis. *J Bone Joint Surg [Am], 57*, 404-408.

Marieb, E. N. (2005). *Anatomie et physiologie humaines*. Saint-Laurent, Quebec: Éditions du Renouveau Pédagogique.

McMaster, M. (1991). Luque rod instrumentation in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A comparative study with Harrington instrumentation. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 73*(6), 982-989.

Miguel, F. R. J., & Marcelino, L. C. (2012). Complications in Scoliosis Surgery. In T. B. Grivas (Ed.), *Recent Advances in Scoliosis*. Rijeka: InTech.

Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F., & De Guise, J. (2000). 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Medical and Biological Engineering and Computing, 38*(2), 133-139.

Morcuende, J. A., & Weinstein, S. L. (2003). Idiopathic Scoliosis: General Considerations, Natural History, and Treatment Guidelines *Spinal Deformities: The comprehensive text*

New York: Thieme Medical Publishers.

Mundis, G. M., & Akbarnia, B. A. (2011). Idiopathic Scoliosis: Infantile and Juvenile. In Springer-Verlag (Ed.), *The Growing Spine* (pp. 199-2012). Berlin.

Nie, W.-Z., Ye, M., Liu, Z.-D., & Wang, C.-T. (2009). The Patient-Specific Brace Design and Biomechanical Analysis of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Journal of Biomechanical Engineering, 131*(4), 041007-041007. doi: 10.1115/1.3049843

Nie, W.-Z., Ye, M., & Wang, Z.-Y. (2008). Infinite models in scoliosis: a review of the literature and analysis of personal experience. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, 53*(4), 174-180.

Nnadi, C., & Fairbank, J. (2010). Scoliosis: a review. *Paediatrics and Child Health, 20*(5), 215-220.

Owen, J. H., Laschinger, J., Bridwell, K., Shimon, S., Nielsen, C., Dunlap, J., et al. (1988). Sensitivity and specificity of somatosensory and neurogenic-motor evoked potentials in animals and humans. *Spine, 13*(10), 1111-1118.

Pazos, V., Cheriet, F., Danserau, J., Ronsky, J., Zernicke, R. F., & Labelle, H. (2007). Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *European Spine Journal, 16*(11), 1882-1891.

Persson, C., Summers, J. L., & Hall, R. M. (2011). Modelling of Spinal Cord Biomechanics: In Vitro and Computational Approaches *Neural Tissue Biomechanics* (pp. 181-201): Springer.

Petit, Y. (2002). *Analyse biomécanique de la fléxibilité du rachis scoliotique pour la plannification de l'instrumentation chirurgicale.* Ph. D., École Polytechnique de Montréal, Montréal.

Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A., & Skalli, W. (2004). Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clinical Biomechanics, 19*(3), 240-247.

Pope, M., Stokes, I., & Moreland, M. (1983). The biomechanics of scoliosis. *Critical reviews in biomedical engineering, 11*(3), 157-188.

Poulin, F., Aubin, C., Stokes, I., Gardner-Morse, M., & Labelle, H. (1997). *[Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study].* Paper presented at the Annales de chirurgie.

Reamy, B. V., & Slakey, J. B. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: review and current concepts. *American family physician, 64*(1), 111-116.

Rossi, L., Bianchi, A. M., Merzagora, A., Gaggiani, A., Cerutti, S., & Bracchi, F. (2007). Single trial somatosensory evoked potential extraction with ARX filtering for a combined spinal cord intraoperative neuromonitoring technique. *Biomedical engineering online, 6*(1), 2.

Rydevik, B. L., Pedowitz, R. A., Hargens, A. R., Swenson, M. R., Myers, R. R., & Garfin, S. R. (1991). Effects of acute, graded compression on spinal nerve root function and structure: an experimental study of the pig cauda equina. *Spine, 16*(5), 487-493.

Sakaki, K., Kawabata, S., Ukegawa, D., Hirai, T., Ishii, S., Tomori, M., et al. (2012). Warning thresholds on the basis of origin of amplitude changes in transcranial electrical motor-

evoked potential monitoring for cervical compression myelopathy. *Spine, 37*(15), E913-E921.

Salvi, G. (2014). *Analyse biomécanique d'ostéotomies de Ponte et de soustraction pédiculaire pour la correction chirurgicale de déformations cyphotiques.* Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées en génie biomédical, École Polytechnique de Montréal.

Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M., & Shrivastava, S. C. (1986). Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine, 11*(9), 914-927.

Smith, J. T., & Dubousset, J. (2011). Imaging of the growing spine *The Growing Spine: Management of Spinal Disorders in Young Children* (pp. 87-95). Heidelberg: Springer.

Smorgick, Y., Settecerri, J. J., Baker, K. C., Herkowitz, H., Fischgrund, J. S., & Zaltz, I. (2012). Spinal cord position in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics, 32*(5), 500-503.

Sparrey, C. J., Manley, G. T., & Keaveny, T. M. (2009). Effects of white, grey, and pia mater properties on tissue level stresses and strains in the compressed spinal cord. *Journal of Neurotrauma, 26*(4), 585-595.

Stirbu, R. (2004). *Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis*

scoliotique. Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

Stokes, I. A. F., & Aubin, C. E. (2006). Biomechanics of Scoliosis *Medical Devices and Instrumentation* (Vol. 6, pp. 122-137). Hoboken,New Jersey: John Wiley & Sons.

Suk, S.-I. (2011). Pedicle screw instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis: the insertion technique, the fusion levels and direct vertebral rotation. *Clinics in orthopedic surgery, 3*(2), 89-100.

Taso, M., Le Troter, A., Sdika, M., Ranjeva, J.-P., Guye, M., Bernard, M., et al. (2014). Construction of an in vivo human spinal cord atlas based on high-resolution MR images

at cervical and thoracic levels: preliminary results. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine, 27*(3), 257-267.

Tins, B. (2010). Technical aspects of CT imaging of the spine. *Insights into imaging, 1*(5-6), 349-359.

Trochu, F. (1993). A contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering with computers, 9*(3), 160-177.

Tunturi, A. R. (1978). Elasticity of the spinal cord, pia, and denticulate ligament in the dog. *Journal of neurosurgery, 48*(6), 975-979.

Vrtovec, T., Pernuš, F., & Likar, B. (2009). A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal, 18*(5), 593-607.

Wagnac, É. (2011). *Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens.* Ph.D., École Polytechnique de Montréal, Montréal.

Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., & Aubin, C.-E. (2012). Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Medical & biological engineering & computing, 50*(9), 903-915.

Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., Marwan, E., & Aubin, C.-E. (2011). Calibration of Hyperelastic Material Properties of the Human Lumbar Intervertebral Disc under Fast Dynamic Compressive Loads. *Journal of Biomedical Engineering*(vol133), 1010071-1010010.

Wang, W., Baran, G. R., Betz, R. R., Samdani, A. F., Pahys, J. M., & Cahill, P. J. (2014). The Use of Finite Element Models to Assist Understanding and Treatment For Scoliosis: A Review Paper. *Spine Deformity, 2*(1), 10-27. doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.jspd.2013.09.007

Wilcox, R., Allen, D., Hall, R., Limb, D., Barton, D., & Dickson, R. (2004). A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach. *European Spine Journal, 13*(6), 481-488.

Wilcox, R. K., Bilston, L. E., Barton, D. C., & Hall, R. M. (2003). Mathematical model for the viscoelastic properties of dura mater. *Journal of orthopaedic science, 8*(3), 432-434.

Yan, Y.-B., Qi, W., Wu, Z.-X., Qiu, T.-X., Teo, E.-C., & Lei, W. (2012). Finite Element Study of the Mechanical Response in Spinal Cord during the Thoracolumbar Burst Fracture. *PLoS ONE, 7*(9), e41397. doi: 10.1371/journal.pone.0041397

Yang, K. H. (1998). *Development of a finite element model of the human neck.* Paper presented at the SAE publication p-337. Prooceedings of the 42nd Stapp car crash conference, November 2-4, 1998, Tempe, Arozona, USA (SAE Technical paper 983157).

Zhang, H., Xiheng, H., Yongfu, W., Xinhua, Y., Mingxing, T., Chaofeng, G., et al. (2013). Use of finite element analysis of a Lenke type 5 adolescent idiopathic scoliosis case to assess possible surgical outcomes. *Computer Aided Surgery Computer Aided Surgery, 18*(3-4), 84-92.