

Titre: Analyse biomécanique de manoeuvres de dérotation vertébrale
Title: pour la chirurgie d'instrumentation de la scoliose

Auteur: Jérôme Martino
Author:

Date: 2011

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Martino, J. (2011). Analyse biomécanique de manoeuvres de dérotation vertébrale pour la chirurgie d'instrumentation de la scoliose [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/589/>

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

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/589/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin, Hubert Labelle, & Stefan Parent
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE MANŒUVRES DE DÉROTATION
VERTÉBRALE POUR LA CHIRURGIE D'INSTRUMENTATION DE LA
SCOLIOSE

JÉRÔME MARTINO
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 2011

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE MANŒUVRES DE DÉROTATION VERTÉBRALE
POUR LA CHIRURGIE D'INSTRUMENTATION DE LA SCOLIOSE

présenté par : MARTINO Jérôme

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

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

M. RAISON Maxime, Ph.D., président

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

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

M. PARENT Stefan, MD, membre et codirecteur de recherche

M. BARON Luc, Ph.D., membre

DÉDICACE

« *Ogni nostra cognizione, principia dai sentimenti.* »

(*Toute connaissance commence par les sentiments*)

Leonardo Da Vinci

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche, le Docteur Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, de m'avoir confié ce projet de recherche original, d'avoir su remettre en question ma démarche scientifique de manière fréquente et finalement pour ses remarques pertinentes qui m'ont permis d'améliorer la qualité de ma recherche.

Je tiens également à remercier mes co-directeurs de recherche, les Docteurs Hubert Labelle et Stefan Parent, chirurgien-orthopédistes au Centre Hospitalier Universitaire de Sainte-Justine de Montréal, pour leurs conseils judicieux et leur regard clinique indispensable au bon déroulement de ce projet.

J'exprime ma plus grande gratitude à ma responsable pédagogique, Madame Lyudmyla Yushchenko, Maître de conférences à l'Institut Supérieur de Mécanique de Paris, pour le soutien et la compassion qu'elle a su manifester à mon égard, tout au long de ma maîtrise et de mes études d'ingénierie.

J'aimerais remercier Rébecca Bonnaire, Frédérique Desbiens Blais, Diane Moulin, Saba Pasha, Betty Prophète, Rohan Bianco, Olivier Cartiaux, Julien Clin, Simon Desgreniers, Mark Driscoll, Julien Gervais, Bahe Hachem, Younes Majdouline, Maximilien Recuerda, Aurèle Ténaud et Éric Wagnac, étudiant(e)s du Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D) et du Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur (LMBCAO), pour leur bonne humeur, leur soutien moral et technique ainsi que pour leur amitié.

Je remercie également Kim Sergerie, Roxanne Wosu et Barthélémy Valteau, étudiants du Laboratoire de mécanobiologie pédiatrique, pour ces beaux moments de partage autant sur le plan scientifique que personnel.

Je n'oublie pas de remercier Nathalie Bourassa, Nathalie Jourdain, Christian Bellefleur, et Philippe Labelle, associé(e)s de recherche du LIS3D et du LMBCAO, pour leur disponibilité, leur écoute et l'aide précieuse qu'ils (ou elles) ont pu m'apporter au cours de mon projet.

Je souhaiterais également remercier les Docteurs Maxime Raison et Luc Baron, professeurs au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, de faire partie de mon jury d'examen et d'évaluer mon mémoire de maîtrise.

Enfin et surtout, je remercie du plus profond de mon cœur ma conjointe, mes parents, les membres de ma famille et mes ami(e)s qui m'ont soutenu jusqu'à ce jour. Merci pour les rires, les pleurs, les prises de bec, les surprises, les déceptions, les rêves, l'inspiration... Merci pour toutes ces belles émotions qui font de moi la personne que je suis aujourd'hui, qui m'ont permis de réaliser l'impensable et qui me donnent la force et le courage d'aller toujours plus loin. Merci pour tout.

Un grand merci également à toutes ces personnes que je n'ai pas citées, rencontrées sur le chemin de la vie, qui m'ont tant appris et dont j'emporte un petit bout avec moi, partout où je vais.

Je ne pourrais terminer ces remerciements sans avoir une pensée pour toutes ces personnes malades, atteintes de scoliose ou de toute autre pathologie, qui sont le cœur et la raison d'être de la recherche en santé. Je pense aussi à toutes ces personnes, encore trop nombreuses, qui n'ont pas les moyens financiers ou matériels de faire de longues études. Je réalise, tous les jours un peu plus, la chance que j'ai d'être en bonne santé, bien entouré et de pouvoir vivre mon rêve.

Ce projet de recherche a été financé en partie par le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), la compagnie Medtronic du Canada Ltée, les

Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC), la Fondation CHU Sainte-Justine et la Fondation des étoiles. Je remercie vivement l'ensemble de ces organismes pour leur soutien financier.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale et de la cage thoracique, pouvant nécessiter une chirurgie d'instrumentation pour les cas de courbures sévères. Plusieurs techniques d'instrumentation et manœuvres chirurgicales ont été développées ces dernières années afin d'améliorer la correction des déformations scoliotiques dans le plan transverse, telles que les manœuvres de dérotation vertébrale. Ce type de manœuvres consiste à appliquer un moment de dérotation, avec ou sans forces additionnelles, sur un dispositif de dérotation vertébrale (DDV) rigidement fixé aux vis pédiculaires périapicales, afin de corriger la rotation axiale des vertèbres et des côtes. Des études cliniques ont montré que les manœuvres de dérotation vertébrale amélioraient de manière significative la correction de la SIA dans les plans frontal et transverse, mais pouvaient engendrer une diminution de la cyphose thoracique. Aussi, peu ou pas de recommandations ont été émises concernant le nombre de niveaux de dérotation à utiliser pour effectuer une manœuvre de dérotation vertébrale, ainsi que l'angle de dérotation vertébrale et les forces à appliquer sur le DDV. Des vis pédiculaires monoaxiales ou multiaxiales peuvent être utilisées avec un DDV. Cependant, l'avantage biomécanique d'un type d'implant par rapport à l'autre n'a pas été établi dans la littérature pour effectuer une manœuvre de dérotation vertébrale. Enfin, la densité d'implant optimale à utiliser pour le traitement de la SIA reste encore un sujet à débat.

Cette étude vise à modéliser et analyser la biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale, en association avec différents types et densités d'implants, afin d'améliorer la correction 3D de la scoliose et de diminuer les forces à l'interface implant/vertèbre (F_{I-V}). La question de recherche de ce projet de maîtrise est la suivante : « *Parmi les divers paramètres d'instrumentation et de manœuvres de dérotation vertébrale, lesquels ont un*

effet statistiquement significatif sur la correction de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre? ».

Dans un premier temps, un modèle biomécanique multi-corps flexibles personnalisé a été développé afin de simuler la chirurgie d'instrumentation de quatre patients scoliotiques avec une courbure thoracique majeure (type Lenke 1), opérés en utilisant une manœuvre de dérotation vertébrale avec un DDV. Plusieurs indices cliniques géométriques (ICG) ont été mesurés à partir des reconstructions 3D pré- et postopératoires, ainsi qu'à partir du modèle biomécanique à la fin de chaque étape de la simulation de la chirurgie d'instrumentation. Les F_{I-V} ont également été évaluées après chaque étape de la simulation. Afin d'évaluer l'impact spécifique de la manœuvre chirurgicale sur les ICG et les F_{I-V} , la même simulation a été effectuée, mais sans la manœuvre de dérotation vertébrale.

Dans un second temps, une étude de sensibilité a été réalisée pour analyser la biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale, en utilisant le modèle développé précédemment. Pour chaque cas, 32 chirurgies d'instrumentation supplémentaires ont été simulées en faisant varier plusieurs paramètres d'instrumentation et de la manœuvre de dérotation vertébrale, suivant un plan d'expériences factoriel complet 2^5 : le type d'implant (vis pédiculaire monoaxiale ou multiaxiale), la densité d'implants (50% ou 100%), le nombre de niveaux de dérotation périapical (3 ou 5), l'angle de dérotation vertébrale par rapport au plan sagittal (0° ou 15°) et la force de traction antéropostérieure appliquée durant la manœuvre (25 N ou 50 N). À la fin de chaque simulation, plusieurs ICG et les F_{I-V} ont été mesurés à partir du modèle biomécanique. Une analyse statistique a ensuite été réalisée afin de déterminer l'influence de chaque paramètre de l'étude de sensibilité sur les ICG et les F_{I-V} .

Pour chaque cas, la différence entre les ICG postopératoires et ceux mesurés à la fin de la simulation de la chirurgie d'instrumentation avec la manœuvre de dérotation vertébrale était inférieure à 5°. Une diminution progressive de l'angle de Cobb thoracique a été observée au cours des différentes étapes de la simulation, plus particulièrement lors de l'attachement de la première tige. La rotation axiale de la vertèbre apicale (RAVA) a été corrigée en grande partie lors la simulation de la manœuvre de dérotation vertébrale. Cependant, une perte de correction a été constatée lorsque le moment de dérotation n'était plus appliqué sur le DDV. La cyphose thoracique a diminué de 3° et 7° pour deux patients et augmenté de 4° et 5° pour les deux autres. La F_{I-V} a évolué de manière stable au cours de la simulation mais a augmenté particulièrement lors de l'attachement de la deuxième tige. La comparaison des simulations « avec dérotation vertébrale » versus « sans dérotation vertébrale » a permis de mettre en évidence que la manœuvre chirurgicale améliorait en moyenne la correction de l'angle de Cobb thoracique de 4,3° et la RAVA de 7,5°. La manœuvre de dérotation vertébrale a eu cependant un impact très limité sur la cyphose thoracique (< 2°) et les F_{I-V} (< 16 N).

Les résultats de l'étude de sensibilité ont indiqué que parmi les 32 simulations supplémentaires, la variabilité moyenne de l'angle de Cobb thoracique, la cyphose thoracique, la RAVA et la F_{I-V} résultante moyenne était respectivement de 6°, 4°, 15° et 205 N. Les paramètres influençant le plus la correction 3D de la scoliose et la F_{I-V} étaient respectivement le type d'implant et la densité d'implants. L'angle de dérotation avait également une influence importante sur la correction de la RAVA dans le plan transverse, ainsi que la translation apicale vertébrale et l'angle de Cobb thoracique dans le plan frontal. Le nombre de niveaux de dérotation et l'amplitude de la force de traction antéropostérieure avaient généralement peu ou pas d'influence sur la correction des déformations scoliotiques et la F_{I-V} résultante. Pour chaque cas, la correction dans le plan

frontal et le plan transverse a été améliorée en utilisant des vis monoaxiales avec une densité d'implants de 100% et en appliquant un angle de dérotation de 15°. La F_{I-V} résultante moyenne a été réduite de 63% en divisant la densité de vis pédiculaires monoaxiales par deux.

Cette étude numérique est la première du genre à avoir modélisé et analysé la biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale afin d'améliorer la correction 3D de la scoliose et de diminuer les F_{I-V} . Les résultats des simulations ont indiqué que le modèle biomécanique développé permettait de reproduire adéquatement la correction postopératoire engendrée lors de la chirurgie d'instrumentation de la scoliose avec une manœuvre de dérotation vertébrale. L'étude de sensibilité a révélé que le type d'implant, la densité d'implants et l'angle de dérotation vertébrale étaient les paramètres qui ont le plus influencés la correction des déformations scoliotiques. Pour chaque cas, il a été possible d'améliorer significativement la correction dans le plan transverse, en utilisant des vis monoaxiales avec une densité de 100% et en appliquant un angle de dérotation vertébrale de 15° par rapport au plan sagittal. Il a été possible de diminuer significativement la F_{I-V} en divisant la densité d'implants par deux. Afin d'accroître les connaissances relatives aux mécanismes de correction de manœuvres de dérotation vertébrale et d'améliorer l'aspect sécuritaire des chirurgies d'instrumentation, des travaux supplémentaires devraient être menés en incluant d'autres approches, telles que la manœuvre de dérotation vertébrale segmentaire, un nombre plus important de patients, de types de courbures, de densité d'implants et de types d'implants.

Mots-clés : Modélisation biomécanique, simulation, dérotation vertébrale, chirurgie d'instrumentation, scoliose, correction 3D, force implant/vertèbre.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a three-dimensional (3D) deformity of the spine and rib cage, which may require surgical instrumentation in case of severe curvatures. Many instrumentation techniques and surgical maneuvers have been developed to improve the correction of scoliotic deformities in the transverse plane, such as vertebral derotation maneuvers. This type of maneuvers consist of applying a derotational torque with or without additional forces on a vertebral derotation device (VDD) rigidly fixed to periapical pedicle screws, to correct axial rotation of vertebrae and ribs. Clinical studies have shown that vertebral derotation maneuvers significantly improved AIS correction in the frontal and transverse planes, but could lead to a decrease of thoracic kyphosis. In addition, little or no recommendations were made regarding the number of derotation levels to use in order to perform vertebral derotation maneuvers, and the angle of vertebral derotation and the forces to apply on the VDD. Monoaxial or multiaxial pedicle screws can be used with a VDD. However, the biomechanical advantage of an implant type over the other has not been established in literature for vertebral derotation maneuvers. Finally, the optimal implant density to use in the treatment of AIS is still a subject of debate.

This study aims to biomechanically model and analyze vertebral derotation maneuvers, in relation with different implant types and densities, to improve the 3D correction of scoliosis and to reduce the forces at the implant-vertebra junction (F_{I-V}). The research question of this master's project is the following: "*Among the instrumentation and vertebral derotation maneuver parameters, which ones have a statistically significant effect on the correction of scoliosis and the forces at the implant/vertebra junction?*".

First, a patient-specific multi-body biomechanical model was developed to simulate the instrumentation surgery of four thoracic AIS cases (Lenke type 1), instrumented using a

VDD and vertebral derotation maneuvers as major correction technique. Several geometric clinical indices (GCI) were computed from the 3D pre- and postoperative reconstructions, as well as from the biomechanical model after each step of the instrumentation surgery simulation. The F_{I-V} were also computed after each step of the simulation. To assess the specific impact of the surgical maneuver on the GCI and the F_{I-V} , the same simulation was performed, but without the vertebral derotation maneuver.

Second, a sensitivity study was performed to better understand the biomechanics of vertebral derotation maneuvers using the aforementioned model. For each case, 32 additional instrumentation surgeries were simulated by varying several instrumentation and vertebral derotation parameters, as defined by a 2^5 factorial design of experiments: implant type (monoaxial or multiaxial pedicle screw), implant density (50% or 100%), number of periapical derotation levels (3 or 5), angle of vertebral derotation with respect to the sagittal plane (0° or 15°) and the posteriorly oriented force applied during the vertebral derotation maneuver (25 N or 50 N). At the end of each simulation, several GCI and the F_{I-V} were computed from the biomechanical model. Statistical analysis was then performed to determine the influence of each parameter of the sensitivity study on the GCI and the F_{I-V} .

For each case, the difference between the postoperative ICG and those computed at the end of the instrumentation surgery simulation with the vertebral derotation maneuver was less than 5° . A progressive decrease of the thoracic Cobb angle was observed during the different steps of the simulation, particularly when the first rod was attached. The apical vertebral rotation (AVR) was mainly corrected during the vertebral derotation maneuver simulation step. However, a loss of correction was observed when the moment of derotation was no longer applied on the VDD. Thoracic kyphosis decreased by 3° and 7° for two patients and increased by 4° and 5° for the other two. The variation of the F_{I-V} was

quite stable during the simulation steps but increased significantly when the second rod was attached. Comparison of the simulations “with the vertebral derotation maneuver” vs. “without the vertebral derotation maneuver” showed that on average the surgical maneuver improved the correction of the thoracic Cobb angle by 4.3° and the AVR by 7.5°. However, the vertebral derotation maneuver had a very limited impact on thoracic kyphosis (< 2°) and the F_{I-V} (< 16 N).

The results of the sensitivity study indicated that among the 32 additional simulations, the average variability of the thoracic Cobb angle, thoracic kyphosis, the AVR and the mean resultant F_{I-V} was 6°, 4°, 15° and 205 N respectively. The parameters that had the most influence on the 3D correction of scoliosis and the F_{I-V} were the implant type and the implant density respectively. The derotation angle also had a significant influence on the correction of the AVR in the transverse plane, apical vertebral translation and the thoracic Cobb angle in the frontal plane. The number of derotation levels or the posteriorly oriented force had generally little or no influence on the 3D correction and the F_{I-V} . For each case, the correction was improved in the frontal and transverse planes when using monoaxial pedicle screws with a 100% implant density and a derotation angle of 15°. The mean resultant F_{I-V} was reduced by 63% by dividing the monoaxial pedicle screw density by two.

This is the first numerical study that modeled and analyzed the biomechanics of vertebral derotation maneuvers using a VDD in order to improve the correction of scoliotic deformities and reduce the F_{I-V} . The simulation results indicated that the biomechanical model was able to adequately reproduce postoperative correction induced by instrumentation surgeries involving vertebral derotation maneuvers. The sensitivity study revealed that the implant type, the implant density and the derotation angle were the parameters that most influenced the correction of scoliotic deformities. For each case, it

was possible to significantly improve the correction of scoliotic deformities in the transverse plane when using monoaxial screws with 100% density and applying a 15° vertebral derotation angle with respect to the sagittal plane. When dividing the implant density by two, it was possible to significantly reduce the F_{I-V} . In further studies, the effect of other vertebral derotation approaches, such as segmental vertebral derotation, screw designs and densities should be analyzed. In addition, comprehensive case simulations including different curve types should be undertaken to obtain supplementary insight into the biomechanics of vertebral derotation maneuvers and safer instrumentation strategies.

Keywords: Biomechanical modeling, simulation, vertebral derotation, instrumentation surgery, scoliosis, 3D correction, implant-vertebra force.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ	VII
ABSTRACT	XI
TABLE DES MATIÈRES	XV
LISTE DES TABLEAUX	XVIII
LISTE DES FIGURES	XIX
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXII
LISTE DES ANNEXES	XXIV
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES	4
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis sain	4
1.2 La scoliose idiopathique adolescente (SIA)	10
1.2.1 Généralités.....	10
1.2.2 Méthodes d'évaluation.....	12
1.2.3 Classifications.....	14
1.3 Traitement de la SIA par chirurgie d'instrumentation postérieure.....	16
1.3.1 Évolution et principes biomécaniques de l'instrumentation chirurgicale postérieure	17
1.3.2 Revue de l'instrumentation chirurgicale postérieure.....	18

1.3.3 Correction des déformations scoliotiques dans le plan transverse et manœuvres de dérotation vertébrale	22
1.4 Modélisation biomécanique et simulation d'une chirurgie d'instrumentation postérieure	26
1.4.1 Reconstruction géométrique personnalisée du rachis	26
1.4.2 Modélisation biomécanique du rachis et de l'instrumentation chirurgicale	27
CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET	37
2.1 Résumé de la problématique	37
2.2 Objectif général	38
2.3 Question de recherche	38
2.4 Objectifs spécifiques	39
CHAPITRE 3 ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE MANOEUVRES DE DÉROTATION VERTÉBRALE	40
3.1 Article scientifique : « Biomechanical Analysis of Vertebral Derotation Techniques for the Surgical Correction of Thoracic Scoliosis ».....	41
3.1.1 Structured abstract.....	42
3.1.2 Key Words.....	43
3.1.3 Key Points.....	44
3.1.4 Mini abstract/précis	45
3.1.5 Introduction.....	46
3.1.6 Materials and methods	47

3.1.7 Results	52
3.1.8 Discussion	54
3.1.9 Conclusion	58
3.1.10 References	59
3.1.11 Tables	63
3.1.12 Figure Legends and Figures.....	68
CHAPITRE 4 ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES ET RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES.....	74
4.1 Impact de la manœuvre de dérotation vertébrale sur la correction de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre	74
4.1.1 Méthodologie	74
4.1.2 Résultats.....	75
CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE.....	78
CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS.....	88
BIBLIOGRAPHIE	91
ANNEXES	108

LISTE DES TABLEAUX

Table 3.1 : Geometric clinical indices computed from the reconstructed preoperative and postoperative spinal models, as well as the simulation results	63
 Table 3.2 : Instrumentation parameters used for the surgeries.....	
64	
 Table 3.3 : Resultant, axial pull-out and lateral bending implant-vertebra force magnitude for the main simulation steps: (a) attachment of the first rod on the concave side; (b) rod derotation maneuver; (c) vertebral derotation maneuver; (d) tightening of the implants on the concave side; (e) attachment of the second rod and nut lock up.....	
65	
 Table 3.4 : Change summary for the Geometric clinical indices and the implant-vertebra force magnitudes induced by the sensitivity analysis.....	
66	
 Table 3.5 : Sensitivity analysis parameters that best allow improving the geometric clinical indices and reducing the implant-vertebra force magnitudes	
67	
 Tableau 4.1 : Valeurs des indices géométriques à la fin de la simulation de la chirurgie d'instrumentation avec ou sans la manœuvre de dérotation vertébrale	
76	
 Tableau 4.2 : Valeurs de la force à l'interface implant/vertèbre (résultante, axiale, tangentielle) à la fin de la simulation de la chirurgie d'instrumentation avec ou sans la manœuvre de dérotation vertébrale	
77	

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Squelette humain	4
Figure 1.2 : Plans anatomiques	5
Figure 1.3 : Mouvements physiologiques d'inclinaison latérale (a), flexion/extension (b) et rotation axiale (c)	5
Figure 1.4 : Courbures et segments rachidiens dans les plans frontal et sagittal	6
Figure 1.5 : Vue de dessus (I) et vue isométrique (II) d'une vertèbre lombaire type	8
Figure 1.6 : Mise en évidence des ligaments rachidiens et d'un disque intervertébral (coupe sagittal d'une unité fonctionnelle)	9
Figure 1.7 : Déformations scoliotiques tridimensionnelles dans les plans frontal (a), sagittal (b) et transverse (c)	11
Figure 1.8 : Paramètres géométriques pour l'évaluation des déformations du rachis scoliotique dans les plans frontal (a), sagittal (b) et transverse (c)	12
Figure 1.9 : Classification de Lenke et al. (2001)	15
Figure 1.10 : Exemples d'implants rachidiens : (a) crochet transverse; (b) vis pédiculaire monoaxiale; (c) vis pédiculaire multiaxiale	19
Figure 1.11 : Illustration de deux techniques de dérotation vertébrale : (a) manœuvre de dérotation vertébrale apicale; (b) manœuvre de dérotation vertébrale segmentaire	23
Figure 1.12 : Reconstruction 3D du rachis scoliotique	27
Figure 1.13 : Modèle éléments finis d'une vertèbre lombaire	28
Figure 1.14 : Modélisation multi-corps flexibles d'une unité fonctionnelle rachidienne	32

Figure 3.1 : Spine geometry and instrumentation during the main steps of the surgery simulation (case #4): (a) preoperative radiographs; (b) initial geometry after the insertion of the implants; (c) after the attachment of the first rod on the concave side of the spinal deformity; (d) after the rod derotation maneuver and the VDD installation; (e) after the vertebral derotation maneuver; (f) after the tightening of the implants on the concave side and the VDD removing (g) final configuration after the attachment of the second rod and nut lock up; (h) postoperative radiographs..... 68

Figure 3.2 : Evolution of geometric clinical indices through the main simulation steps:
 (a) preoperative geometry; (b) attachment of the first rod on the concave side;
 (c) rod derotation maneuver; (b) vertebral derotation maneuver; (e) tightening of
 the implants on the concave side; (f) attachment of the second rod and nut lock
 up; (g) postoperative geometry (+ main thoracic Cobb, □ Kyphosis; ○ apical
 vertebral rotation) 68

Figure 3.3 : Evolution of the mean implant-vertebra force magnitude through the main simulation steps: (a) preoperative geometry; (b) attachment of the first rod on the concave side; (c) rod derotation maneuver; (b) vertebral derotation maneuver; (e) tightening of the implants on the concave side; (f) attachment of the second rod and nut lock up; (+ Resultant force, □ pull-out force; ○ bending force). 68

Figure 3.4 : Relative importance in percentage of each sensitivity analysis parameter on the variability of geometric clinical indices: (a) implant type; (b) implant density; (c) number of derotation levels; (d) derotation angle; (e) traction force 68

Figure 3.5 : Relative importance in percentage of each sensitivity study analysis on
the variability of implant-vertebra force magnitude: (a) implant type; (b)
implant density; (c) number of derotation levels; (d) derotation angle; (e)
traction force 68

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Trois dimensions/tridimensionnel(le)
AIS	<i>Adolescent idiopathic scoliosis</i> (scoliose idiopathique adolescente)
AVR	<i>Apical vertebral rotation</i> (rotation axiale de la vertèbre apicale)
AVT	<i>Apical vertebral translation</i> (translation vertébrale apicale)
CD	Cotrel-Dubousset
CDH	Cotrel-Dubousset Horizon
CRSNG	Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada
DDV	Dispositif de dérotation vertébrale
DÉJ	Déjettement
DOE	<i>Design of experiments</i> (plan d'expériences)
F _{I-V}	Force à l'interface implant/vertèbre
GCI	<i>Geometric clinical index</i> (indice clinique géométrique)
ICG	Indice clinique géométrique
IRSC	Instituts de recherche en santé du Canada
LAT	Latéral
LIS3D	Laboratoire informatique de scoliose 3D
LL	<i>Lumbar lordosis</i> (lordose lombaire)
LMBCAO	Laboratoire de modélisation biomécanique et de chirurgie assistée par ordinateur
LPC7	Ligne de plomb passant par la septième vertèbre cervicale

LVCS	Ligne verticale centrale sacrée
MIN	Minimum
MAX	Maximum
MT	<i>Main thoracic</i> (thoracique principale)
N	Newton
OPCM	Orientation du plan de courbure maximum
PA	Postéroantérieur
PT	<i>Proximal thoracic</i> (thoracique proximale)
RAVA	Rotation axiale de la vertèbre apicale
SIA	Scoliose idiopathique adolescente
TK	<i>Thoracic kyphosis</i> (cyphose thoracique)
TL/L	<i>Thoraco-lumbar/lumbar</i> (thoraco-lombaire/lombaire)
TVA	Translation vertébrale apicale
VDD	<i>Vertebral derotation device</i> (dispositif de dérotation vertébrale)

LISTE DES ANNEXES

Annexe 1 – Radiographies préopératoires et postopératoires des patients scoliotiques sélectionnés	108
Annexe 2 : Description du fonctionnement et de l'installation du dispositif de dérotation vertébrale modélisé.....	110
Annexe 3 – Modélisation du dispositif et de la manœuvre de dérotation vertébrale	112

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une déformation tridimensionnelle (3D) complexe et évolutive de la colonne vertébrale et de la cage thoracique, impliquant notamment la rotation des vertèbres et des côtes dans le plan transverse (Villemure, Aubin, Grimard, Dansereau, & Labelle, 2001; Rigo, 2011). Cette pathologie, de cause encore inconnue (Lowe et al., 2000), touche environ 2% à 3% des adolescents pendant la poussée de croissance pubertaire et peut nécessiter une chirurgie d'instrumentation dans les cas de courbures scoliotiques sévères ou à forte progression (Weinstein, 2001). Une telle intervention consiste à fixer des implants et des tiges métalliques sur les vertèbres du patient, afin de corriger les courbures pathologiques dans les trois plans de l'espace et d'obtenir une fusion osseuse du segment rachidien instrumenté (Weinstein, 2001). La vis pédiculaire est devenue l'implant de référence pour le traitement chirurgical de la SIA (Lenke, Kuklo, Ondra, & Polly, 2008) et son meilleur ancrage biomécanique, comparé à celui des crochets ou des fils, permet aux chirurgiens orthopédistes d'effectuer une manipulation plus directe et efficace des vertèbres instrumentées en appliquant des forces de correction plus élevées (Liljenqvist, Hackenberg, Link, & Halm, 2001; Hackenberg, Link, & Liljenqvist, 2002; Hitchon et al., 2003; Parent, Odell, Oka, Mahar, & Newton, 2008; Cheng, Hay, Iezza, Lindsey, & Lenke, 2010).

Ces dernières années, de nouvelles techniques d'instrumentation et manœuvres chirurgicales ont été développées afin d'améliorer la correction des déformations scoliotiques dans le plan transverse, telles que des manœuvres de dérotation vertébrale (Lee, Suk, & Chung, 2004; Betz, Newton, O'Brien, & Shah, 2006; Shah, 2007; Lenke, 2008; Chang & Lenke, 2009). Ce type de manœuvres consiste à corriger la rotation axiale des vertèbres et des côtes en appliquant un moment de dérotation, avec ou sans forces additionnelles, sur un dispositif de dérotation vertébrale (DDV). Le DDV est rigide-

attaché aux vis pédiculaires périapicales, en créant un pont de dérotation entre les vis concaves et convexes, de manière à maximiser le contrôle vertébral et minimiser les forces à l'interface os/implant (Cheng et al., 2010).

Des études cliniques ont montré que les manœuvres de dérotation vertébrale permettaient d'améliorer de manière significative la correction de l'angle de Cobb de la courbure thoracique, ainsi que la translation et la rotation axiale de la vertèbre apicale par rapport aux techniques de translation ou de dérotation de la tige (Kim, Lenke, Bridwell, & Cheh, 2005; Obeid et al., 2009). Cependant, il a été montré que les manœuvres de dérotation vertébrale pouvaient entraîner une diminution importante de la cyphose thoracique (Obeid et al., 2009; Mladenov, Vaeterlein, & Stuecker, 2011). Ceci est un effet négatif à prendre en considération pour le traitement de la SIA, étant donné que certains patients peuvent être hypocyphotiques avant la chirurgie d'instrumentation (Upasani et al., 2007; Luk et al., 2010). De plus, peu ou pas de recommandations ont été faites concernant le nombre de niveaux de dérotation à utiliser pour effectuer une manœuvre de dérotation vertébrale, ainsi que l'angle de dérotation vertébrale et les forces à appliquer sur le DDV, afin d'obtenir une correction optimale de la scoliose (Lenke, 2008; Chang & Lenke, 2009).

Les vis monoaxiales ou multiaxiales peuvent être utilisées pour réaliser une manœuvre de dérotation vertébrale avec un DDV (Lenke, 2008; Chang & Lenke, 2009). Des études cliniques ont montré que les vis monoaxiales permettaient d'obtenir une correction similaire ou améliorée dans les plans frontal et transverse, en utilisant la technique de dérotation de la tige ou une manœuvre de dérotation vertébrale directe (Kuklo, Potter, Polly, & Lenke, 2005; Lonner et al., 2009). Cependant, ce type d'implant peut engendrer une perte plus importante de la cyphose thoracique (Quan & Gibson, 2010; Mladenov et al., 2011) ainsi qu'une augmentation des forces à l'interface implant/vertèbre (Wang, Aubin, Crandall, & Labelle, 2011, 2011 Epub Feb 17), comparé aux vis multiaxiales. De

plus, la densité optimale d'implants pour le traitement de la SIA n'a pas été établie dans la littérature (Clements et al., 2009; Majdouline, Aubin, Sangole, & Labelle, 2009; Quan & Gibson, 2010; Wang, Aubin, Robitaille, & Labelle, Soumis pour publication, Déc 2011).

Ainsi, l'objectif de ce projet de recherche est d'analyser la biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale, en association avec différents types et densités d'implants, afin d'améliorer la correction 3D de la scoliose et de diminuer les forces à l'interface implant/vertèbre (F_{I-V}).

Le premier chapitre de ce mémoire présente une revue détaillée des connaissances. Cette section présente les aspects généraux de l'anatomie et de la biomécanique de la colonne vertébrale saine, la description et les aspects cliniques de la SIA, les principes biomécaniques du traitement par chirurgie d'instrumentation postérieure, les techniques de dérotation vertébrale ainsi que les modèles numériques développés dans la littérature pour la simulation d'une chirurgie d'instrumentation. Le second chapitre présente la problématique, la question de recherche, l'objectif général et les objectifs spécifiques du projet. Le corps du mémoire est constitué d'un article scientifique présenté dans le troisième chapitre. Cet article détaille la modélisation adoptée pour le DDV et la manœuvre de dérotation vertébrale. Il met aussi en évidence les paramètres d'instrumentation et de la manœuvre chirurgicale ayant une influence statistiquement significative sur la correction 3D de la scoliose et les F_{I-V} . Le quatrième chapitre développe quelques aspects méthodologiques et résultats complémentaires concernant l'impact spécifique de la manœuvre de dérotation vertébrale sur la correction de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre. Le cinquième chapitre présente une discussion générale. Le mémoire se termine par une conclusion qui effectue une synthèse du projet de recherche et propose des recommandations.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis sain

Les descriptions anatomiques, cinématiques et biomécaniques présentées dans cette section

s'appuient principalement sur les ouvrages de Hall (1991), Herkowitz et al. (2006) et Kapandji (1974).

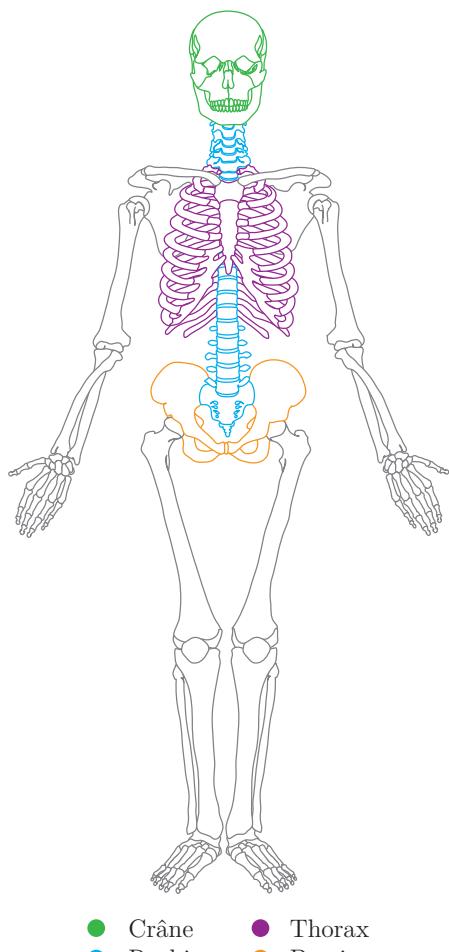


Figure 1.1 : Squelette humain

La colonne vertébrale, encore appelée rachis, est l'axe central du corps humain. Elle supporte le crâne, sert de point d'ancrage à la cage thoracique et vient s'encastrer dans le bassin (Figure 1.1). Elle contient et protège également la moelle épinière (non représentée), prolongement du système nerveux central. Elle est constituée d'une chaîne de 33 à 35 petits os, les vertèbres, qui s'articulent entre elles grâce à des excroissances osseuses et de petits coussins gélatineux. L'architecture particulière de la colonne vertébrale, soutenue par des systèmes musculaire et ligamentaire complexes, lui confère à la fois résistance et flexibilité, et garantit l'équilibre statique (immobilité) et dynamique (mouvement) du corps humain.

L'étude anatomique ou cinématique du rachis implique la définition d'un repère de référence, permettant de décrire la position et l'orientation des différents éléments de la colonne vertébrale et de décomposer ses mouvements dans les trois directions de l'espace.

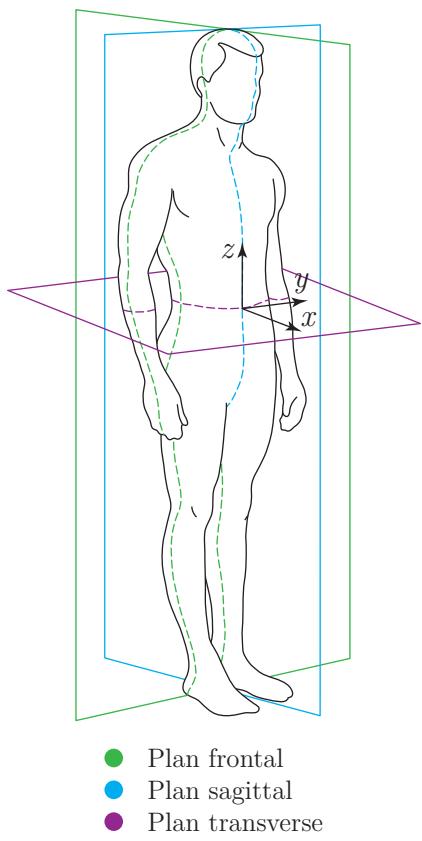


Figure 1.2 : Plans anatomiques

Ce repère global est défini par l'intersection de trois surfaces planes virtuelles et orthogonales (Figure 1.2) :

- le plan frontal, divisant le corps verticalement en deux moitiés antérieure et postérieure de même masse,
- le plan sagittal, divisant le corps verticalement en deux moitiés gauche et droite de même masse,
- le plan transverse, divisant le corps horizontalement en deux moitiés supérieure et inférieure de même masse.

Il est constitué des axes postéro-antérieur (\vec{x}), médiolatéral (\vec{y}) et vertical ascendant (\vec{z}) (Figure 1.2), autour desquels s'effectuent les mouvements d'inclinaison latérale (a), flexion/extension (b) et rotation axiale (c)

(Figure 1.3).

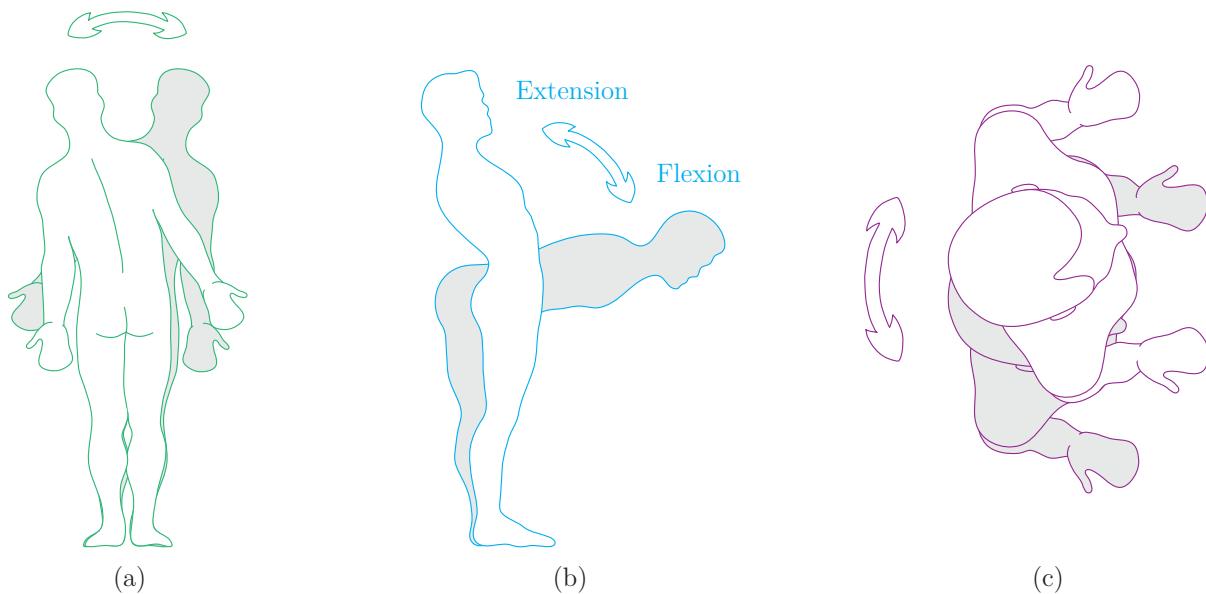


Figure 1.3 : Mouvements physiologiques d'inclinaison latérale (a), flexion/extension (b) et rotation axiale (c)

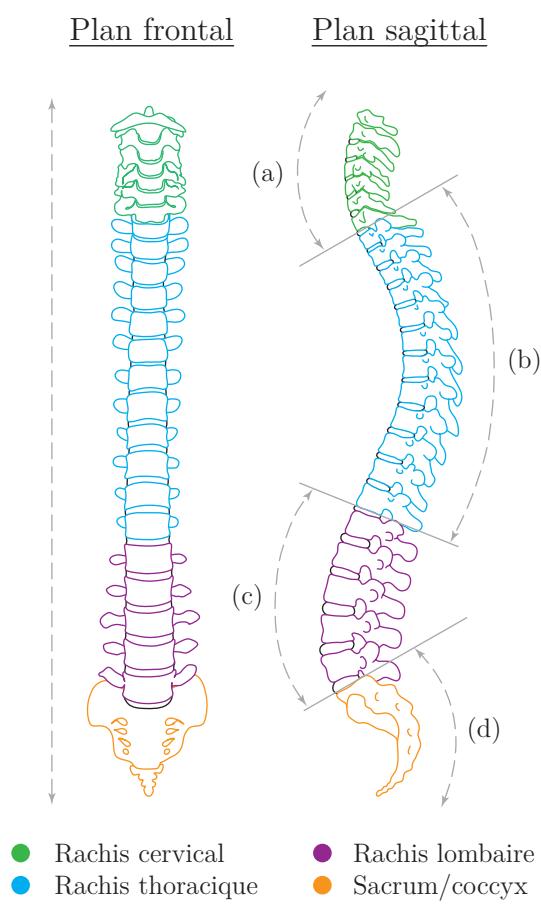


Figure 1.4 : Courbures et segments rachidiens dans les plans frontal et sagittal

Le rachis est communément subdivisé en quatre segments rachidiens distincts (Figure 1.4) :

- le segment cervical formant le cou, composé de sept vertèbres (C1 à C7),
- le segment thoracique formant la partie supérieure du dos, composé de douze vertèbres (T1 à T12),
- le segment lombaire formant la partie inférieure du dos, composé de cinq à six vertèbres (L1 à L5/L6),
- le segment sacro-coccygien composé du sacrum (cinq vertèbres soudées les unes aux autres, S1 à S5), reliant la colonne vertébrale au bassin, et du coccyx (trois à cinq vertèbres semi-mobiles, Co1 à Co3/Co5).

La bipédie a introduit chez l'homme un redressement du tronc, impliquant la rotation

du bassin vers l'arrière (rétrouversion) et la modification de la courbure rachidienne.

Aussi, pour un individu sain, la colonne vertébrale est rectiligne lorsqu'elle est vue dans le plan frontal, mais elle présente différentes courbures naturelles dans le plan sagittal (Figure 1.4) :

- une lordose à concavité postérieure (creux) au niveau cervical (a) et lombaire (c),
- une cyphose à convexité postérieure (bosse) au niveau thoracique (b) et sacré (d).

Aussi, cette succession alternée de cyphose et de lordose décuple la résistance globale du rachis face aux forces de compression axiale, comparativement à une colonne totalement rectiligne (Kapandji, 1974).

Une vertèbre se compose de deux parties principales : le corps vertébral [1] et l'arc postérieur [2], formant le foramen vertébral [3] à l'intérieur duquel passe la moelle épinière (non représentée) (Figure 1.5).

Le corps vertébral est la partie la plus massive de la vertèbre. Il possède une forme cylindrique moins haute que large et les plateaux vertébraux (a) (Figure 1.5 et Figure 1.6), faces concaves supérieures et inférieures du corps vertébral, sont en contact avec le disque intervertébral (b et c) (Figure 1.6).

L'arc postérieur [2] est composé de plusieurs parties distinctes (Figure 1.5) :

- deux pédicules (b), le reliant au corps vertébral,
- deux apophyses (ou facettes) articulaires supérieures (c) et inférieures (d), permettant d'assurer la liaison et la mobilité avec les vertèbres sus et sous-jacentes,
- deux apophyses transverses (e) permettant, entre autres, les attaches musculaires et ligamentaires,
- deux lames (f) qui se rejoignent pour donner naissance à l'apophyse épineuse (g) à l'arrière de l'arc postérieur, permettant les attaches musculaires et ligamentaires.

La configuration (forme, orientation, dimension) de ces différents éléments présente des variations d'un étage rachidien à un autre, mais également au sein d'une même région (Scole, Linton, Latimer, Levy, & Digiovanni, 1988; Panjabi et al., 1993). Cependant, de manière globale, les dimensions d'une vertèbre augmentent du rachis cervical au rachis lombaire, traduisant l'augmentation progressive des sollicitations mécaniques (White & Panjabi, 1990).

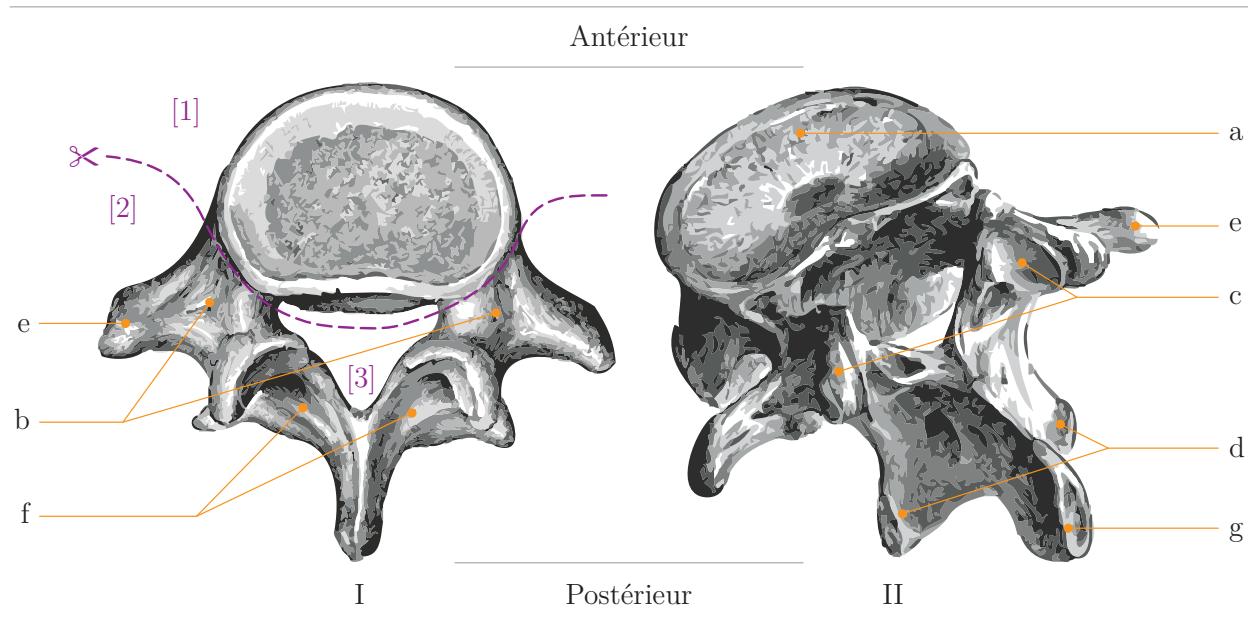


Figure 1.5 : Vue de dessus (I) et vue isométrique (II) d'une vertèbre lombaire type

(Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur)

L'amplitude des mouvements physiologiques du rachis est fortement influencée par la forme, l'orientation moyenne et la position des facettes articulaires. De manière générale, le rachis cervical est le plus mobile des segments rachidiens (tous mouvements confondus). La configuration des facettes articulaires du rachis thoracique privilégie la rotation axiale et restreint le mouvement de flexion/extension. La tendance inverse est constatée pour le segment lombaire (White & Panjabi, 1990). On observe également un phénomène de couplage (réalisation simultanée) entre les mouvements de flexion/extension, inclinaison latérale et rotation axiale pour les segments cervical, thoracique et lombaire (Kapandji, 1974; White & Panjabi, 1990).

Le disque intervertébral, petit coussin gélatineux, unit deux vertèbres adjacentes (Figure 1.6). Son rôle biomécanique est d'amortir et de distribuer les charges mécaniques le long du rachis, tout en assurant sa mobilité. Aussi, les apophyses articulaires permettent de

limiter la rotation axial des vertèbres et donc de protéger le disque intervertébral des mouvements de trop grandes amplitudes (White & Panjabi, 1990).

Le disque intervertébral est avascularisé, innervé et ses dimensions augmentent du rachis cervical au rachis lombaire. Il se compose de deux parties (Figure 1.6) :

- une partie centrale : le nucleus pulposus (b), ou noyau pulpeux, structure gélatineuse composée à 88% d'eau ayant la forme d'une petite bille,
- une partie périphérique : l'annulus fibrosus (c), ou anneau fibreux, constitué d'une succession de couches fibreuses élastiques emprisonnant le nucléus.

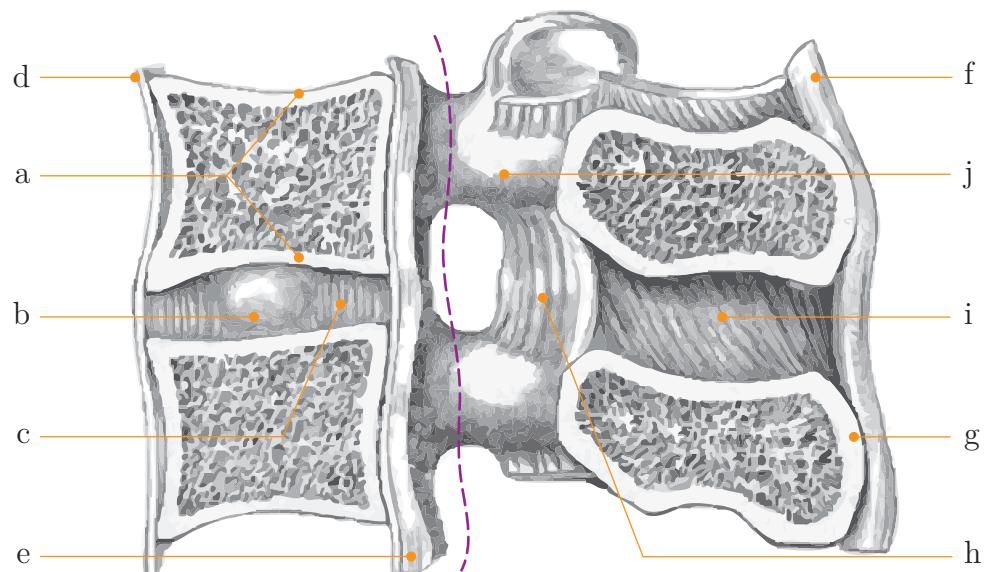


Figure 1.6 : Mise en évidence des ligaments rachidiens et d'un disque intervertébral (coupe sagittal d'une unité fonctionnelle)

(Wikimedia Commons, images libres de droits d'auteur)

Les vertèbres sont également reliées entre elles par de nombreux ligaments rachidiens : le ligament commun antérieur (d), commun postérieur (e), jaune (h), sur-épineux (f), inter-épineux (i), inter-transverse (i) et capsulaire (j) (Figure 1.6). Ces ligaments permettent :

- la réalisation de mouvements physiologiques avec un minimum de résistance et de dépense énergétique (White & Panjabi, 1990),

- la protection de la moelle épinière en restreignant les mouvements de trop grande amplitude et en absorbant l'énergie provenant des chocs traumatiques (White & Panjabi, 1990).

Un rachis isolé, muni d'un système ligamentaire mais dépourvu de muscles et de cage thoracique, est une structure extrêmement instable ne pouvant pas supporter une force de compression axiale de plus de 20 N. La présence de la cage thoracique augmente la rigidité globale de la colonne vertébrale : elle augmente de 2,5 fois la rigidité du mouvement d'extension et de 4 fois la stabilité mécanique axiale du rachis (Andriacchi, Schultz, Belytschko, & Galante, 1974).

La stabilité du rachis est également assurée par un système musculaire complexe qui permet le maintien d'une posture statique par la contraction isométrique (longueur du muscle constante) et la réalisation de mouvements physiologiques par la contraction isotonique (raccourcissement du muscle) (White & Panjabi, 1990).

1.2 La scoliose idiopathique adolescente (SIA)

1.2.1 Généralités

La scoliose, du grec skoliōsis (tortueux), est une pathologie complexe et évolutive du système musculo-squelettique entraînant une déformation 3D du rachis et de la cage thoracique (Villemure et al., 2001; Rigo, 2011) (Figure 1.7). Dans le plan frontal (a), on observe une déviation latérale du rachis, se manifestant par l'apparition d'une courbure rachidienne en forme de « S » et d'une asymétrie gauche/droite du thorax. Dans le plan sagittal (b), on observe une atténuation des courbures rachidiennes naturelles, pouvant se traduire par l'apparition d'un dos plat (hypocyprose et hypolordose). Dans le plan

transverse (c), on remarque une rotation des vertèbres et des côtes sur elles-mêmes, entraînant la formation de la gibbosité (bosse) du côté convexe de la courbure thoracique.

Cette déformation 3D globale du rachis s'accompagne également de changements structurels locaux au niveau des pédicules, des apophyses articulaires, transverses et épineuses, ou encore des corps vertébraux et des disques intervertébraux (White & Panjabi, 1990; Villemure et al., 2001; Parent et al., 2002; Parent, Labelle, Skalli, & de Guise, 2004a, 2004b).

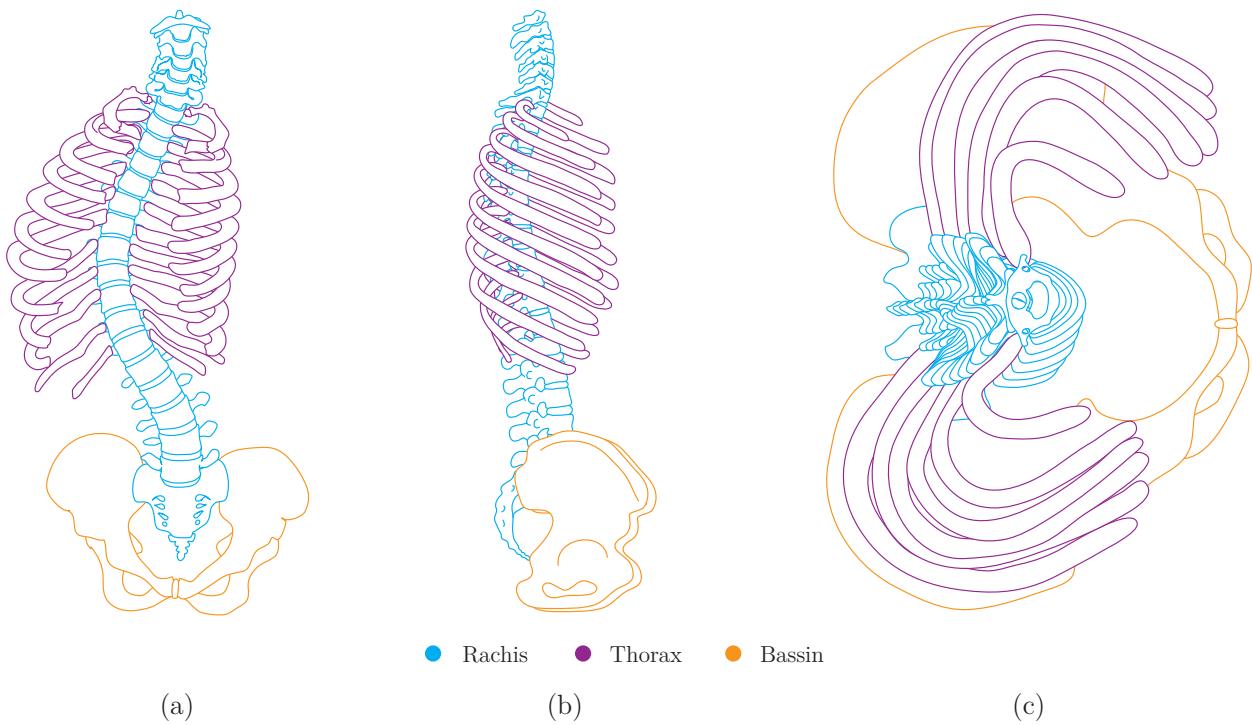


Figure 1.7 : Déformations scoliotiques tridimensionnelles dans les plans frontal (a), sagittal (b) et transverse (c)

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est généralement diagnostiquée durant la période de l'adolescence, entre l'âge de 10 et 16 ans (avant la maturité osseuse). Le terme « idiopathique » signifie que la cause de la pathologie n'a pas été clairement identifiée. Cependant, un nombre important de facteurs semble être impliqué dans la progression des

déformations de la SIA, tels que des facteurs hormonaux, génétiques, proprioceptifs, neuromusculaires, biochimiques, biomécaniques ou encore de croissance (Lowe et al., 2000). La SIA atteint environ 2% à 3% des adolescents et le rapport fille/garçon est égal à 1 pour des courbures mineures mais peut atteindre 10 pour des déformations scoliotiques plus sévères, nécessitant une intervention chirurgicale (Weinstein, 2001).

1.2.2 Méthodes d'évaluation

Les paramètres géométriques utilisés pour la caractérisation 3D des déformations du rachis scoliotiques peuvent être classés suivant quatre systèmes de coordonnées : global (corps humain), spinal (rachis), régional (segment rachidien) et local (vertèbre) (Figure 1.8) (Stokes, 1994). Chaque courbure scoliotique est délimitée par deux vertèbres extrêmes et on appelle apex, ou vertèbre apicale, la vertèbre de la courbure la plus déviée latéralement par rapport à l'axe vertical ascendant (Figure 1.8).

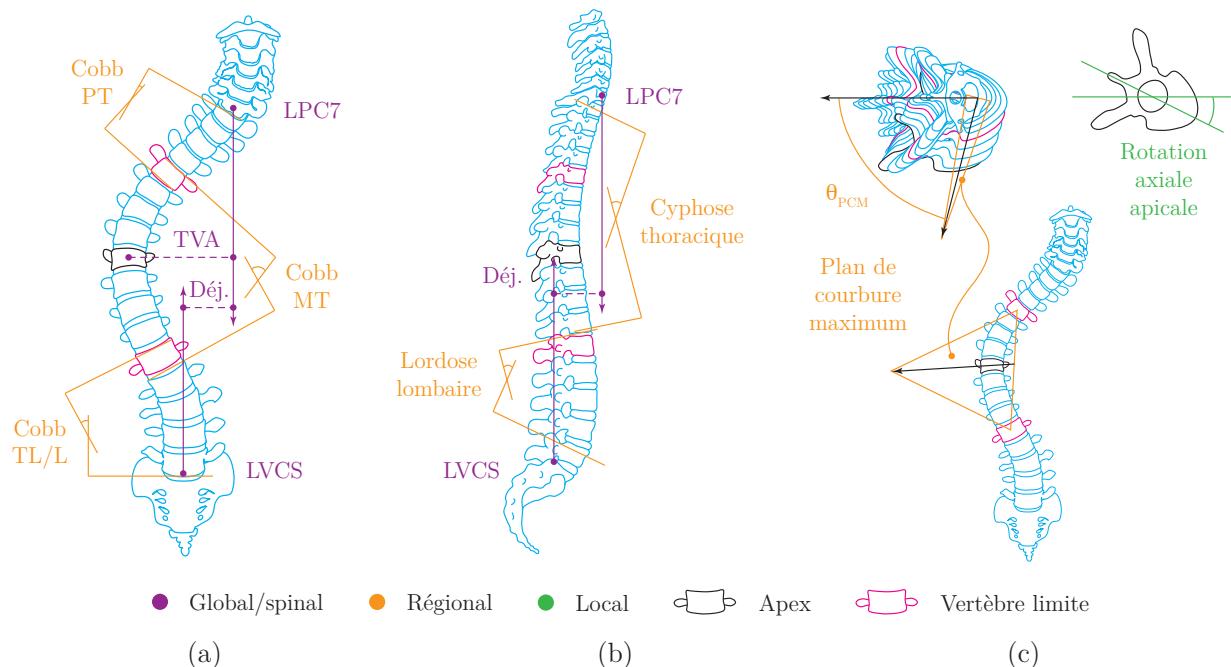


Figure 1.8 : Paramètres géométriques pour l'évaluation des déformations du rachis scoliotique dans les plans frontal (a), sagittal (b) et transverse (c)

Paramètres globaux et spinaux

Les paramètres globaux et spinaux caractérisent les déformations scoliotiques à l'échelle du corps humain et du rachis (repère global et spinal). Le déjettement (Déj.), ou déviation du tronc, peut s'évaluer dans les plans frontal et sagittal, en calculant la distance horizontale séparant la ligne de plomb passant par C7 (LPC7) de la ligne verticale centrale sacrée (LVCS) (Figure 1.8 a et b). La translation vertébrale apicale (TVA) évalue la distance horizontale séparant l'apex d'une courbure scoliotique de la LPC7 (Figure 1.8 a).

Paramètres régionaux

Les paramètres régionaux caractérisent les déformations à l'échelle d'une courbure scoliotique (repère régional) (Figure 1.8). La sévérité des courbures scoliotiques thoracique proximale (PT), thoracique principale (MT) et thoraco-lombaire/lombaire (TL/L) est couramment caractérisée dans le plan frontal par la mesure de l'angle de Cobb : angle formé entre le plateau vertébral supérieur de la vertèbre extrême supérieure et le plateau vertébral inférieur de la vertèbre extrême inférieure (Figure 1.8 a). La cyphose thoracique et la lordose lombaire peuvent être mesurées dans le plan sagittal, entre les vertèbres T4 et T12 et les vertèbres L1 et L5 respectivement (Figure 1.8 b). Dans le plan transverse, on peut calculer l'orientation du plan de courbure maximum (OPCM). Le plan de courbure maximum est construit à partir des deux vertèbres extrêmes et l'apex de chaque courbure scoliotique. L'orientation de ce plan est calculée par rapport au plan sagittal (θ_{PCM}) (Figure 1.8 c) (Sangole et al., 2009). La valeur de cet angle se situe autour de zéro pour un sujet sain, puisque ses courbures physiologiques se trouvent dans le plan sagittal.

Paramètres locaux

Les paramètres locaux caractérisent les déformations scoliotiques au niveau vertébral et intervertébral (repère local). L'orientation des vertèbres peut s'évaluer dans les plans

frontal, sagittal et transverse, en calculant respectivement l'inclinaison latérale vertébrale, l'inclinaison vertébrale en flexion/extension et la rotation axiale vertébrale. Il est également possible d'évaluer la rotation intervertébrale, qui est définie comme la rotation axiale relative entre deux vertèbres adjacentes. La rotation axiale vertébrale est maximale au niveau de l'apex et minimale au niveau des vertèbres extrêmes (Figure 1.8 c). On observe l'inverse pour la rotation intervertébrale (Steib, Dumas, Mitton, & Skalli, 2004).

1.2.3 Classifications

À l'origine, les courbures scoliotiques étaient classées en quatre catégories distinctes : thoracique, lombaire, thoraco-lombaire ainsi que thoracique et lombaire combinée. Au début des années 1980, King et al. ont développé un système de classification plus détaillé, permettant de subdiviser les courbures thoraciques en cinq types (I à V), en fonction de l'amplitude, la forme et la flexibilité des courbures scoliotiques du patient (King, Moe, Bradford, & Winter, 1983).

L'objectif de cette classification était de faciliter la planification préopératoire de la SIA et la sélection des niveaux de fusion pour une chirurgie d'instrumentation. Le concept de fusion sélective consistait à instrumenter uniquement les courbes structurelles (rigides) et d'exclure de la fusion les courbures non structurelles (plus flexibles).

Dans les années 2000, Lenke et al. ont développé une nouvelle classification, largement utilisée de nos jours, qui inclut notamment les courbures lombaire, thoraco-lombaire et triple (Lenke et al., 2001). Cette classification subdivise les courbures scoliotiques en six catégories distinctes, en utilisant une approche bidimensionnelle par l'intermédiaire de trois modificateurs lombaires (A, B, C) et sagittaux (-, N, +) (Figure 1.9).

Chacune de ces classifications utilise la LVCS afin de déterminer la vertèbre inférieure stable de la courbure scoliotique, qui correspond à la dernière vertèbre à inclure dans le

	Type 1 (MT)	Type 2 (thoracique double)	Type 3 (majeure double)	Type 4 (majeure triple)	Type 5 (TL/L)	Type 6 (TL/L-MT)
A						
B						
C						
Critère sagittal structurel						
Modificateur sagittal T5-T12 : - (10°), N (10°-40°) et + (40°)						

Figure 1.9 : Classification de Lenke et al. (2001)

segment rachidien instrumenté (Figure 1.9). La classification de Lenke permet généralement d'obtenir une meilleure fiabilité intra et inter-observateur que celle proposée par King, mais la classification adéquate des courbures haut thoracique et lombaire semble être problématique (Lenke et al., 1998; Ogon et al., 2002). Cependant, une autre étude a établit que la fiabilité de la classification de King était supérieure à celle de Lenke lorsque les indices cliniques n'avaient pas été pré-mesurés sur les radiographies (Richards, Sucato, Konigsberg, & Ouellet, 2003).

1.3 Traitement de la SIA par chirurgie d'instrumentation postérieure

Le traitement par chirurgie d'instrumentation est recommandé dans des cas de courbures sévères (angle de Cobb thoracique supérieur à 40°) ou à forte progression et d'échec de traitement par corset orthopédique (Weinstein, 2001). Une telle intervention vise à réorienter et rééquilibrer l'axe central dans son ensemble en fixant des implants (vis, crochets, câbles) et des tiges métalliques sur la colonne vertébrale du patient. L'instrumentation chirurgicale permet de corriger les déformations rachidiennes, stabiliser leur progression par l'intermédiaire d'une fusion osseuse et d'améliorer l'apparence extérieure du tronc.

La chirurgie d'instrumentation peut se pratiquer par voie d'abord antérieure (incision au niveau du ventre) ou postérieure (incision au niveau du dos) et peut notamment faire intervenir des efforts biomécaniques de compression/distraction, de rotation et de translation. Un tel traitement doit bien évidemment prendre en compte la maturité osseuse du patient afin de ne pas stopper sa croissance prématurément (Weinstein, 2001). Dans le cadre de ce projet, seule l'instrumentation postérieure sera explicitée.

1.3.1 Évolution et principes biomécaniques de l'instrumentation chirurgicale postérieure

L'ère moderne de l'instrumentation chirurgicale postérieure débute dans les années 1950 avec l'apparition de l'instrumentation de Harrington (Harrington, 1988). Ce système, composé de crochets et de deux tiges métalliques, permet de redresser la colonne vertébrale du patient en exerçant des forces de distraction et de compression au niveau des vertèbres instrumentées supérieure et inférieure, respectivement du côté convexe et concave de la courbure. Cependant, la correction obtenue par l'application de telles forces était principalement unidimensionnelle (plan frontal) et pouvait engendrer la perte des courbures sagittales (cyphose thoracique et lordose lombaire), conduisant à l'apparition d'un « dos plat » (Lagrone et al., 1988).

L'instrumentation « Luque Double L-Rod » a ensuite fait son apparition dans le milieu des années 1970, introduisant le principe de l'instrumentation rachidienne multi-segmentaire (Luque, 1982). Deux tiges métalliques en forme de « L », positionnées de part et d'autre du rachis, étaient attachées à chaque vertèbre du segment rachidien instrumenté par l'intermédiaire de fils sous-lamaires. Les tiges métalliques étaient pré-cintrées, de manière à conserver la cyphose thoracique et la lordose lombaire au cours de la chirurgie, permettant d'obtenir une correction bidimensionnelle (plan frontal et sagittal). L'approche multi-segmentaire, autorisait une plus grande stabilité du segment rachidien instrumenté et dispensait le patient d'une immobilisation postopératoire (Luque, 1982).

L'instrumentation Cotrel-Dubousset (CD), développée dans les années 1980 par les Docteurs Yves Cotrel et Jean Dubousset, a révolutionné le concept de l'instrumentation postérieure. Associée à la manœuvre de dérotation de la tige, elle permettait d'obtenir une correction tridimensionnelle des déformations scoliotiques (Cotrel & Dubousset, 1984).

Ce système se composait de deux tiges métalliques pré-cintrées, d'un ensemble de crochets fixés sur les pédicules, lames ou apophyses transverses du rachis thoraco-lombaire et d'un ensemble de vis pédiculaires placées au niveau lombo-sacré. Plusieurs études ont mis en évidence que l'instrumentation CD permettait d'obtenir une meilleure correction des déformations scoliotiques dans les plans frontal et sagittal, comparée à l'instrumentation Harrington (Fitch, Turi, Bowman, & Hardaker, 1990; Humke, Grob, Scheier, & Siegrist, 1995; Kadoury et al., 2009). Cependant, la correction obtenue dans le plan transverse avec l'instrumentation CD reste controversée (Cotrel, Dubousset, & Guillaumat, 1988; Wood, Transfeldt, Ogilvie, Schendel, & Bradford, 1991; Lenke, Bridwell, Baldus, & Blanke, 1992; Labelle et al., 1995; Willers, Transfeldt, & Hedlund, 1996).

L'instrumentation CD a évolué jusqu'à ce jour pour devenir l'instrumentation CD Horizon® Legacy™, offrant aux chirurgiens une plus grande variété d'implants et une plus grande facilité d'utilisation. Cette nouvelle gamme propose notamment des vis pédiculaires monoaxiales ou multiaxiales de plus petits diamètres ainsi qu'une instrumentation spécifique pour la réalisation de manœuvres de dérotation vertébrale (Lenke, 2008).

1.3.2 Revue de l'instrumentation chirurgicale postérieure

Depuis la dernière décennie, les vis pédiculaires sont de plus en plus utilisées pour le traitement chirurgical de la SIA (Lenke et al., 2008). Initialement utilisées pour l'instrumentation du rachis lombaire (Hamill et al., 1996; Barr, Schuette, & Emans, 1997; Halm, Niemeyer, Link, & Liljenqvist, 2000), les vis pédiculaires ont par la suite été utilisées pour l'instrumentation du rachis thoraco-lombaire et plus récemment pour le rachis thoracique (Suk, Lee, Kim, Chung, & Park, 1995; Liljenqvist, Halm, & Link, 1997).

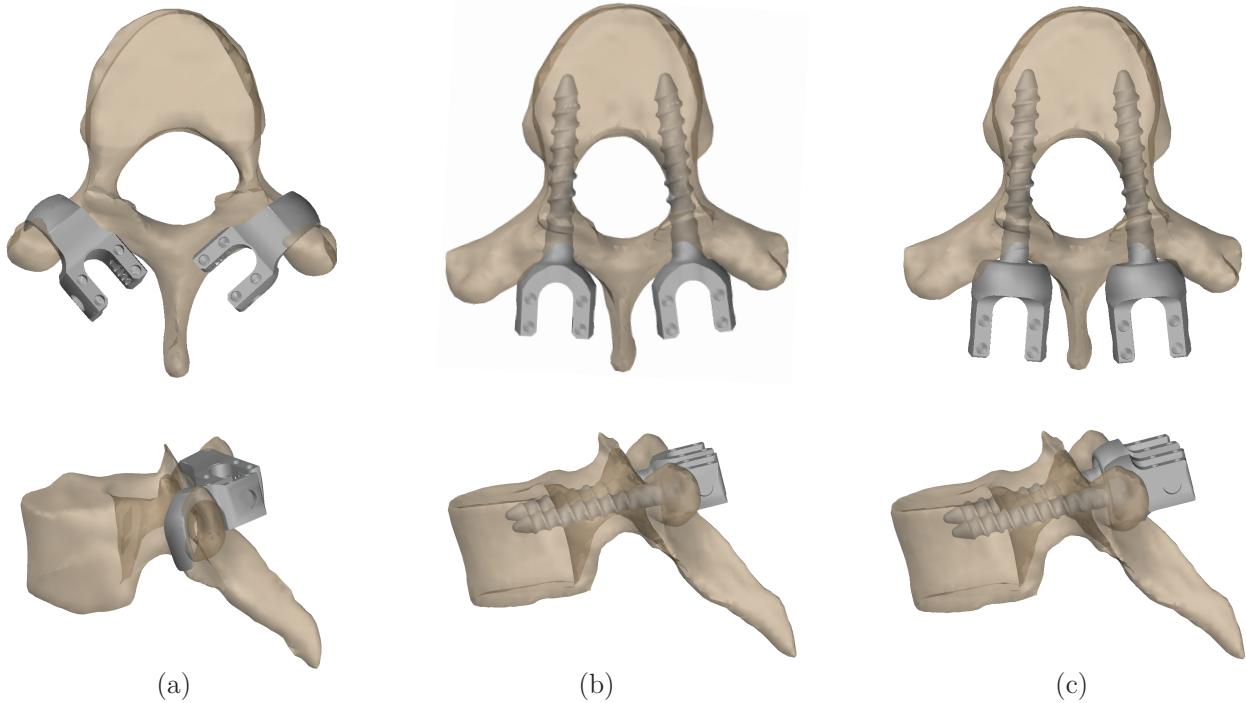


Figure 1.10 : Exemples d'implants rachidiens : (a) crochet transverse; (b) vis pédiculaire monoaxiale; (c) vis pédiculaire multiaxiale

Le pédicule de la vertèbre offre à la vis pédiculaire un site de fixation stratégique, autant d'un point de vue anatomique (1) que biomécanique (2).

(1) Le pédicule est une structure osseuse accessible par voie d'abord postérieure et sa forme cylindrique semi-creuse constitue un guide pour le passage de la vis pédiculaire. Il offre également un accès direct au corps vertébral permettant à la vis de s'ancrer dans la partie antérieure de la vertèbre (Figure 1.10).

(2) Des études biomécaniques *in vitro* démontrent que les vis pédiculaires possèdent un meilleur ancrage mécanique que les autres catégories d'implant rachidien. En effet :

- La force axiale d'arrachement des vis pédiculaires est significativement supérieure à celle des crochets pédiculaires/lamaires et des fils sous-lamaires (respectivement 972

± 330 N, 802 ± 356 N et 654 ± 248 N) (Liljenqvist et al., 2001; Hackenberg et al., 2002; Hitchon et al., 2003).

- Pour un même effort, le déplacement tangentiel des vis pédiculaires est significativement inférieur à celui des crochets pédiculaires et lamaires (respectivement 0.26 mm, 0.97 mm et 1.13 mm) (Hackenberg et al., 2002).

Ainsi, la vis pédiculaire permet au chirurgien d'exercer un véritable contrôle tridimensionnel sur chaque vertèbre et de transmettre des efforts de rotation et de translation au corps vertébral. Les autres implants rachidiens, tels que les fils sous-lamaires ou les crochets, ne permettent pas de fournir un couple antérieur suffisant pour faire pivoter une vertèbre autour de son corps vertébral (Lee et al., 2004).

Aussi, la force axiale d'arrachement d'une vis pédiculaire peut être augmentée de manière significative par des éléments de design ou son mode d'insertion, comme par exemple : l'augmentation de son diamètre extérieur (Wittenberg, Lee, Shea, White, & Hayes, 1993), la forme conique du filet extérieur (Abshire, McLain, Valdevit, & Kambic, 2001), l'ajout d'un revêtement poreux de calcium-phosphate (Hashemi, Bednar, & Ziada, 2009), la diminution de la température d'insertion (Tosun, Snmazcelik, Buluc, Curgul, & Sarlak, 2008), la convergence du montage (Barber, Boden, Ganey, & Hutton, 1998), ou encore l'insertion selon des trajectoires intra-pédiculaire (versus extra-pédiculaire) (White, Oka, Mahar, Lowry, & Garfin, 2006) et straight-forward (versus anatomique) (Tosun et al., 2008).

Des études cliniques ont montré que les vis pédiculaires, comparées aux crochets ou aux montages hybrides (crochets + vis pédiculaires), permettaient d'obtenir une meilleure correction postopératoire des courbures scoliotiques (Liljenqvist, Lepsien, Hackenberg, Niemeyer, & Halm, 2002; Kim et al., 2006; Karatoprak et al., 2008; Unnikrishnan,

Renjithkumar, & Menon, 2010). Il a également été montré que l'utilisation des vis pédiculaires pouvait engendrer une diminution des pertes de sang, du nombre de niveaux vertébraux instrumentés (Kim et al., 2006), ainsi que du nombre de révisions chirurgicales (Kuklo et al., 2007). Aussi, une étude récente a montré que les patients scoliotiques opérés avec une instrumentation chirurgicale composée uniquement de vis pédiculaires étaient davantage satisfaits de leur apparence (Smucny, Lubicky, Sanders, Carreon, & Diab, 2011). Cependant, l'utilisation de vis pédiculaires peut entraîner une augmentation significative du coût de l'instrumentation chirurgicale, les vis multiaxiales étant plus onéreuses que les vis monoaxiales (Storer et al., 2005; Kuklo et al., 2007; Yang et al., 2011).

La tendance actuelle est à l'augmentation du nombre d'implants utilisé pour une chirurgie d'instrumentation et plus particulièrement au placement bilatéral des vis pédiculaires (Quan & Gibson, 2010). Une étude clinique a montré qu'il existait une corrélation positive significative ($r = 0,31$; $p < 0,001$), mais faible, entre la densité d'implants (nombre de pédicules occupé par un implant divisé par le nombre total de pédicules du segment instrumenté) et la correction postopératoire de l'angle de Cobb thoracique (Clements et al., 2009). Les auteurs ont également constaté une faible corrélation entre la densité d'implants et la diminution de la cyphose thoracique ($r = -0,16$; $p < 0,001$). Une faible corrélation ($r = 0,33$; $p = 0,01$) a également été trouvée entre la densité d'implants et la correction de la l'angle de Cobb de la courbure instrumentée (Yang et al., 2011). Cependant, aucune corrélation significative n'a été établie concernant la correction des courbures non instrumentées dans le plan frontal, la cyphose dans le plan sagittal ou encore la gibbosité dans le plan transverse (Yang et al., 2011). De plus, l'étude clinique de Quan et al. (2010) n'a pas pu établir de corrélation significative entre la densité de vis pédiculaires et la correction des déformations scoliotiques dans les plans frontal et sagittal.

Une étude numérique, a également comparé l'effet de deux densités d'implants (74% et 92%) sur la correction des déformations scoliotiques (Wang et al., Soumis pour publication, Déc 2011). Aucune différence significative ($< 6^\circ$) n'a été constatée pour la correction de l'angle de Cobb thoracique, la restauration du profil sagittal ou la rotation axiale de la vertèbre apicale (RAVA). Une augmentation de 50% de la F_{I-V} a cependant été constatée en utilisant la densité d'implants la plus importante (92%). Une étude numérique portant sur l'optimisation des stratégies d'instrumentation a montré un impact limité ($< 5^\circ$) du nombre d'implants sur la correction de l'angle de Cobb thoracique, la cyphose thoracique, la lordose lombaire, l'OPCM et la RAVA (Majdouline et al., 2009).

1.3.3 Correction des déformations scoliotiques dans le plan transverse et manœuvres de dérotation vertébrale

Il existe deux techniques principales de dérotation vertébrale pour corriger les déformations scoliotiques dans le plan transverse :

- La dérotation vertébrale apicale. Cette manœuvre consiste à effectuer une dérotation dite « en bloc » du rachis, afin de corriger la rotation axiale des vertèbres et des côtes de manière globale (Figure 1.11 a). Pour cela, le chirurgien orthopédiste applique des efforts mécaniques sur un dispositif de dérotation vertébrale (DDV) fixé au niveau des vertèbres périapicales (qui se situent autour de l'apex). Lorsque le DDV est fixé simultanément aux vis pédiculaires des côtés concave et convexe de la courbure, on qualifie la manœuvre de dérotation vertébrale apicale bilatérale (Lenke, 2008; Chang & Lenke, 2009).
- La dérotation vertébrale segmentaire. Cette manœuvre consiste à effectuer une dérotation locale des vertèbres du segment instrumenté (Figure 1.11 b). La correction de la rotation axiale vertébrale s'effectue de manière incrémentale à

partir de la vertèbre instrumentée inférieure jusqu'à la vertèbre instrumentée supérieure (Betz et al., 2006; Shah, 2007). Cette manœuvre peut être utilisée seule ou en complément d'une manœuvre de dérotation vertébrale apicale.

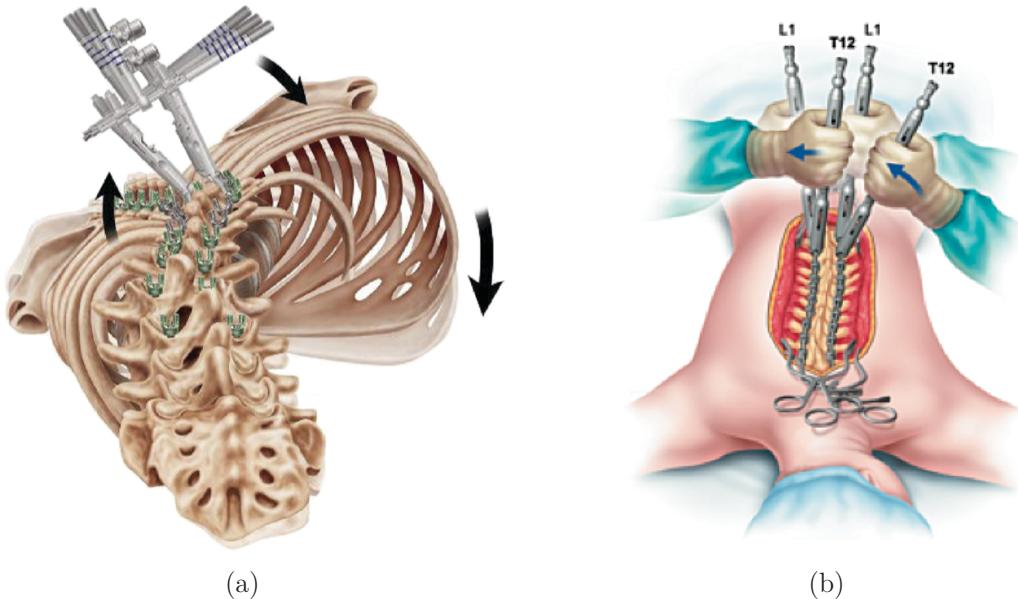


Figure 1.11 : Illustration de deux techniques de dérotation vertébrale : (a) manœuvre de dérotation vertébrale apicale; (b) manœuvre de dérotation vertébrale segmentaire

(Adapté de Lenke (2008) et Betz et al. (2006))

L'étude clinique de Lee et al. (2004) est la première à avoir décrit et analysé une nouvelle technique de dérotation vertébrale pour la correction 3D de la SIA, avec une instrumentation segmentaire composée de vis pédiculaires. Cette technique consistait à fixer des leviers de dérotation sur les vis pédiculaires des vertèbres périapicales, des côtés concave et convexe de la courbure, et à appliquer une rotation vertébrale dans le sens opposé de celui de la dérotation de la tige. Cette étude, réalisée sur 38 patients scoliotiques, a montré que la manœuvre de dérotation vertébrale, comparée à la manœuvre de dérotation de la tige seule, permettait d'améliorer significativement la correction de la RAVA (42,5% versus 2,4%), les angles de Cobb thoracique (79,6% versus 68,9%) et

lombaire (80,5% versus 62,2%) ainsi que l'inclinaison frontale de la dernière vertèbre instrumentée (80,6% versus 66,3%). Les deux techniques ont permis d'augmenter la cyphose thoracique de manière similaire (7° et 5°).

Une étude clinique rétrospective a également comparé l'impact d'une manœuvre de dérotation vertébrale et d'une technique de translation sur la correction postopératoire de deux groupes de 24 patients scoliotiques (Kim et al., 2005). Les auteurs ont constaté une amélioration significative de la correction des déformations scoliotiques dans le plan frontal pour le groupe ayant subi une manœuvre de dérotation vertébrale. La correction de l'angle de Cobb thoracique a été améliorée de 10° alors que celle de la TVA a été améliorée de 14 mm. Cependant, les deux techniques ont entraîné une diminution importante de la cyphose thoracique : 9° pour la technique de translation et 11° pour la manœuvre de dérotation vertébrale. Aussi, une comparaison de la correction dans le plan transverse entre les deux techniques aurait été pertinente, puisque le principal objectif de la manœuvre de dérotation vertébrale est d'effectuer une dérotation de la cage thoracique et du rachis.

L'étude de Mladenov et al. (2011), réalisée sur 30 patients scoliotiques, a mis en évidence une diminution significative de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire lorsqu'une manœuvre de dérotation vertébrale avait été utilisée ($8,2^\circ$ et $11,8^\circ$ respectivement), comparativement à l'utilisation d'une manœuvre de dérotation de la tige. Aucune différence n'a été observée pour la correction de l'angle de Cobb thoracique et l'équilibre rachidien dans le plan frontal. Dans cette étude, l'impact des deux manœuvres chirurgicales sur la correction des déformations scoliotiques dans le plan transverse n'a pas été étudié.

Une étude clinique prospective non randomisée a comparé la correction postopératoire de la RAVA de deux groupes de dix patients scoliotiques ayant subi une chirurgie

d'instrumentation, en utilisant soit la manœuvre de dérotation de la tige soit une manœuvre de dérotation vertébrale (Obeid et al., 2009). Cette étude a établi que la manœuvre de dérotation vertébrale améliorait significativement la correction de la RAVA ($4,5^\circ$ versus $13,7^\circ$), alors que la correction de l'angle de Cobb thoracique était similaire pour les deux groupes, bien que légèrement améliorée pour le groupe de la manœuvre de dérotation vertébrale. Cependant, il aurait été intéressant que les auteurs comparent l'impact des deux techniques sur la restauration du profil sagittal.

Une étude biomécanique in vitro a également analysé le moment maximal qui pouvait être appliqué sur un DDV au niveau de l'apex, sans entraîner de dommage pour les structures vertébrales ou l'instrumentation chirurgicale (Cheng et al., 2010). Dans cette étude, le segment vertébral cadavérique a été fixé dans du ciment et une force a été appliquée par une machine servo-hydraulique sur le DDV. Le DDV a été relié à un nombre variable de vis pédiculaires afin d'en étudier l'impact biomécanique : (1) une vis du côté médial; (2) une vis du côté latéral; (3) fixation bilatérale sur une vertèbre; (4) fixation unilatérale sur 4 vertèbres du côté médial; (5) fixation unilatérale sur 4 vertèbres du côté latéral; (6) fixation bilatérale sur 4 vertèbres. Cette étude a montré qu'il y avait une augmentation quasi linéaire du moment maximal en fonction du nombre de vis qui étaient reliées au DDV. Chaque vis pédiculaire permettait d'appliquer un moment maximal d'environ 5 Nm.

La technique opératoire de la manœuvre de dérotation vertébrale décrite par Chang et al. (2009) indique que le DDV est généralement fixé sur 2 à 3 vertèbres périapicales. S'il a été démontré qu'un nombre croissant de niveaux de dérotation vertébrale et qu'une fixation bilatérale permettaient d'augmenter le moment fourni par le chirurgien lors de la manœuvre de dérotation vertébrale, l'impact de ce paramètre sur la correction de la scoliose n'est pas documenté dans la littérature. Aussi, la technique opératoire recommande d'appliquer une force de dérotation vertébrale efficace et sécuritaire mais ne

donne pas d'indication supplémentaire à ce sujet (Lenke, 2008). Enfin, la technique stipule que des vis pédiculaires multiaxiales peuvent être utilisées avec le DDV et qu'elles fournissent le même pouvoir de manipulation que des vis pédiculaires monoaxiales (Lenke, 2008). Ce dernier point semble être discutable, puisque qu'une étude clinique rétrospective effectuée sur 35 patients scoliotiques, opérés avec une manœuvre de dérotation vertébrale, a démontré que les vis pédiculaires monoaxiales permettaient d'améliorer la dérotation et la restauration de la symétrie de la cage thoracique de manière significative, par rapport aux vis multiaxiales (Kuklo et al., 2005). Une étude clinique rétrospective effectuée sur 100 patients scoliotiques opérés avec une manœuvre de dérotation de la tige, a également établi que l'utilisation de vis pédiculaires monoaxiales avait tendance à améliorer la correction de la gibbosité (Lonner et al., 2009).

1.4 Modélisation biomécanique et simulation d'une chirurgie d'instrumentation postérieure

1.4.1 Reconstruction géométrique personnalisée du rachis

Aubin et al. (1995) ont développé une technique de reconstruction stéréo-radiographique 3D du rachis scoliotique. Cette technique nécessite l'acquisition de deux radiographies : une radiographie postéroantérieure (PA) et une radiographie latérale (Lat) (Figure 1.12). Sur chacune de ces radiographies, six repères anatomiques sont identifiés et leurs coordonnées bidimensionnelles sont numérisées. Un algorithme « Direct Linear transformation » permet d'obtenir les coordonnées 3D de ces mêmes points de repère. Des techniques d'interpolation et de transformations géométriques (krigeage) sont par la suite utilisées pour ajuster des géométries de référence (reconstruction tomographique du rachis d'un spécimen cadavérique sain) afin de les personnaliser à la géométrie du patient.

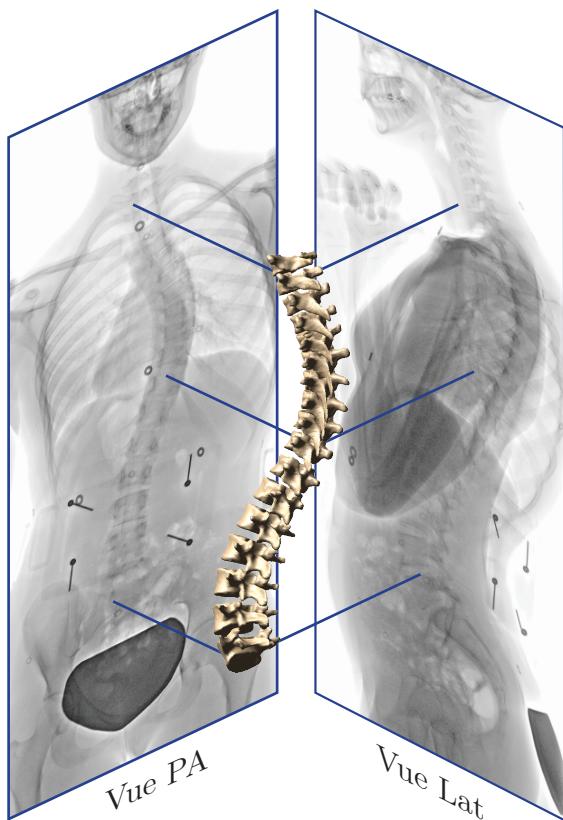


Figure 1.12 : Reconstruction 3D du rachis scoliotique

rétroréprojections par rapport à l'approche utilisant des radiographies calibrées (Kadoury, Cheriet, Dansereau, et al., 2007; Kadoury, Cheriet, Laporte, & Labelle, 2007).

1.4.2 Modélisation biomécanique du rachis et de l'instrumentation chirurgicale

Afin d'améliorer la compréhension de la biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique, plusieurs modèles analytiques ont été développés au cours des dernières années. Deux approches principales ont été utilisées pour modéliser le comportement du

La précision globale de cette technique de reconstruction 3D a été évaluée à $3,3 \pm 3,8$ mm par Delorme et al. (2003). La meilleure précision a été obtenue pour les pédicules ($1,7 \pm 0,9$ mm).

Par la suite, une méthode basée sur une approche d'autocalibration a été développée par Kadoury et al. (2007). Cette approche a utilisé un objet de calibrage portatif et une technique d'optimisation afin de minimiser les erreurs de rétroréprojections des différents repères anatomiques.

La précision globale de cette technique de reconstruction 3D a été évaluée à 1,7 mm. L'approche d'autocalibration a permis de réduire significativement les erreurs de

rachis scoliotique et de l'instrumentation chirurgicale : (1) l'approche par éléments finis; (2) l'approche par multi-corps flexibles.

Modèles éléments finis

L'approche par éléments finis consiste à discréteriser une géométrie complexe en géométries élémentaires simples, appelées « éléments finis » (Figure 1.13). Ces éléments sont reliés entre eux par l'intermédiaire de nœuds et possèdent des propriétés mécaniques appropriées pour la modélisation des différentes structures (par exemple vertèbre, disque intervertébral, implant). Dans ce type de modèle, des forces sont appliquées sur des nœuds spécifiquement choisis et une méthode de calcul itératif est utilisée pour converger vers un état d'équilibre. Cette méthode permet d'avoir accès à des informations locales, telles que les déformations et les contraintes mécaniques internes des éléments.

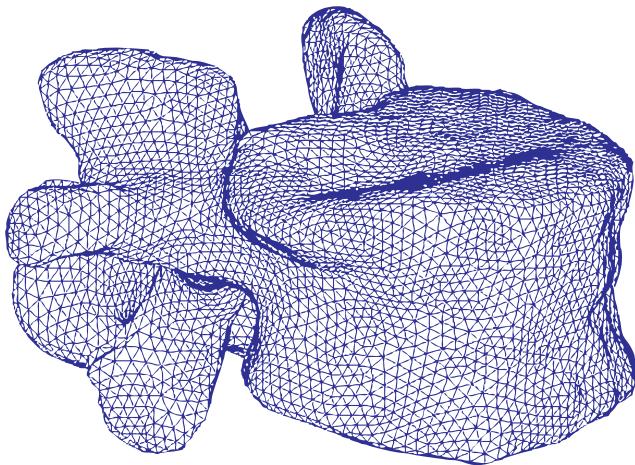


Figure 1.13 : Modèle éléments finis d'une vertèbre lombaire

Stokes et al. (1993) ont développé un modèle pour simuler la chirurgie d'instrumentation Harrington sur 6 patientes atteintes de SIA. Ce modèle comportait les structures osseuses et ligamentaires du rachis et de la cage thoracique, dont le comportement mécanique avait été validé dans une étude numérique précédente. La géométrie 3D du modèle éléments finis

est obtenue à partir des radiographies préopératoires des patientes. Pour simuler la chirurgie, un déplacement a été appliqué au niveau des crochets afin d'obtenir la distraction observée sur les radiographies postopératoires. Les résultats de cette étude ont

montré une sous-estimation moyenne de 6% de la correction des angles de Cobb et de 36% de l'allongement du rachis. Les simulations ont prédict une augmentation moyenne de la cyphose thoracique de 12°, alors que la correction postopératoire indiquait une diminution moyenne de 10°. Un déplacement postérieur des poutres représentant les structures intervertébrales, a permis d'améliorer l'adéquation entre les résultats des simulations et les corrections postopératoires dans le plan sagittal pour cinq cas.

Le modèle proposé par Gardner-Morse et al. (1994) a permis de simuler la chirurgie d'instrumentation CD sur deux rachis scoliotiques hypothétiques, avec des angles de Cobb thoracique de 40° et 65° et une cyphose thoracique de 0°. Le modèle comportait sept vertèbres et les structures intervertébrales étaient représentées par des poutres équivalentes, dont les propriétés mécaniques provenaient de la littérature. Les étapes d'attachement, de dérotation et de serrage des écrous de la première tige ont été simulées. Les résultats des simulations ont indiqué que la manœuvre de dérotation de la tige permettait de corriger les déformations scoliotiques dans le plan frontal et de restaurer le profil sagittal pour les deux cas. Par contre, les auteurs ont constaté une augmentation de la RAVA dans les deux cas. Une légère correction de la RAVA a été obtenue lorsqu'un décalage postérieur de 30 mm des poutres (structures intervertébrales) a été introduit.

L'étude de Le Borgne et al. (1999) a simulé la chirurgie d'instrumentation CD d'un patient scoliotique, à l'aide du modèle par éléments finis développé par Aubin et al. (1995). Dans cette étude, la géométrie 3D initiale du rachis a été obtenue à partir d'une technique de stéréoradiographie et les propriétés mécaniques du modèle ont été personnalisées à celle de chaque patient par l'intermédiaire de tests d'inflexion latérale. La chirurgie d'instrumentation a été simulée en quatre étapes : (1) traction du rachis sur la table d'opération; (2) placement des crochets et cintrage de la tige; (3) attachement de la première tige; (4) dérotation de la tige. Les résultats des simulations ont montré une

bonne adéquation avec la correction postopératoire (différence maximale de 12 mm pour la position des vertèbres), prouvant la faisabilité de l'approche et son caractère prometteur.

Le modèle développé par Le Borgne et al. (1999) a par la suite été utilisé dans l'étude de Lafage et al. (2004), afin de simuler la chirurgie d'instrumentation CD de dix patients scoliotiques. Deux étapes supplémentaires ont été ajoutées à la simulation de la chirurgie d'instrumentation : (5) attachement de la deuxième tige; (6) retour à la position debout. Pour chaque patient, une différence moyenne de 5° et 6 mm (différence maximale : 13° et 12 mm) a été constatée pour les orientations et positions vertébrales, entre les résultats des simulations et la correction postopératoire.

Le modèle de Lafage et al. (2004) a également été utilisé pour étudier la correction intraopératoire induite par la manœuvre de dérotation de la tige, sur vingt patients atteints de SIA (Lafon, Lafage, Dubousset, & Skalli, 2009). Les simulations ont mis en évidence que le modèle permettait de reproduire adéquatement la correction postopératoire (différence moyenne < 6°). La dérotation de la tige a engendré l'augmentation de la cyphose thoracique, de la lordose lombaire et de la RAVA.

L'étude réalisée par Dumas et al. (2005) a exploité le modèle développé par Lafage et al. (2004) pour simuler la manœuvre chirurgicale de cintrage *in situ* sur un patient hypercyphotique (cyphose : 50°) et un patient atteint de SIA (angle de Cobb thoracique : 58°). La manœuvre de cintrage *in situ* consiste à corriger les déformations rachidiennes de manière incrémentale, par une déformation élasto-plastique des tiges (cintrage) placées sur le rachis du patient (*in situ*). Cette manœuvre est réalisée successivement dans les plans frontal et sagittal par l'intermédiaire de fers à cintre. Les résultats des simulations étaient en adéquation avec les corrections postopératoires. Une différence moyenne inférieure à 5° et 5 mm a été trouvée pour les orientations et positions vertébrales, prouvant la faisabilité de l'approche. Le même modèle a été utilisé par l'étude de Lafon et al. (2010) afin

d'analyser la correction intraopératoire induite par la manœuvre de cintrage in situ, sur dix patients avec une courbure scoliotique sévère. La comparaison des indices cliniques issus des simulations et des indices cliniques postopératoires, a indiqué une différence moyenne inférieure à 7°. Cette étude a révélé que le cintrage in situ de la première tige corrigeait les courbes principale et compensatoire dans le plan frontal et augmentait la cyphose thoracique et la RAVA. Le cintrage de la deuxième tige a engendré une amélioration de la correction dans le plan frontal et une diminution de la cyphose thoracique et de la RAVA.

La littérature a reporté que les modèles par éléments finis pouvaient engendrer des problèmes de convergences pouvant être causés par la non-linéarité des éléments, la différence de rigidité entre les structures ainsi que les déformations importantes du rachis lors de la simulation de la chirurgie d'instrumentation (Poulin, Aubin, Stokes, Gardner-Morse, & Labelle, 1998; Stokes, Gardner-Morse, Aubin, Poulin, & Labelle, 1999; Aubin et al., 2003). Cependant, les études plus récentes ne font pas mention de problème de convergences (Lafage et al., 2004; Dumas et al., 2005; Lafon et al., 2009; Lafon et al., 2010). Aussi, le temps de calcul d'une simulation peut être très long (plusieurs heures ou jours), ce qui rend son implantation difficile en milieu clinique.

Modèles multi-corps flexibles

Avec l'approche multi-corps flexibles, certaines structures sont définies par des corps rigides (indéformables), reliés entre eux par des liaisons flexibles (déformables) qui définissent le comportement du système par l'intermédiaire d'équations algébriques.

Les travaux de Poulin et al. (1998) ont été les premiers à s'intéresser au développement d'un modèle biomécanique multi-corps flexibles pour la simulation de la chirurgie d'instrumentation postérieure du rachis scoliotique.

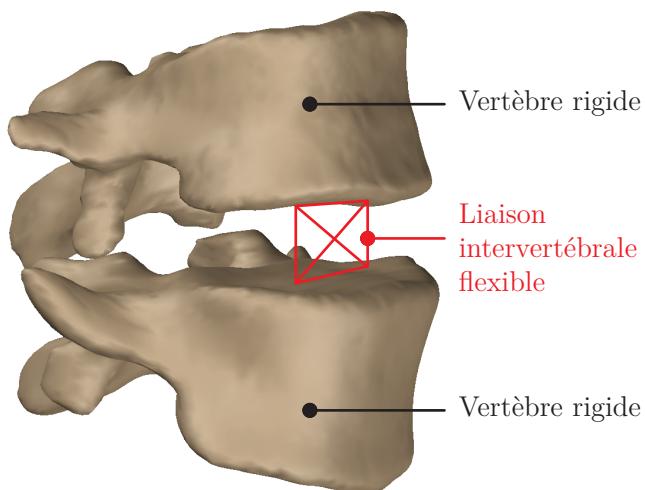


Figure 1.14 : Modélisation multi-corps flexibles d'une unité fonctionnelle rachidienne

recalage couplée à une reconstruction stéreoradiographique. Les vertèbres sont modélisées par des corps rigides et l'ensemble des structures intervertébrales (disques, ligaments, facettes articulaires) par des éléments flexibles (poutres équivalentes). Les crochets et les vis sont également modélisés par des corps rigides et ils sont attachés aux vertèbres par l'intermédiaire de liaisons fixes (encastrement). La tige est constituée de segments cylindriques rigides. Les étapes simulées correspondent à l'insertion des implants, l'attachement et la dérotation de la tige du côté concave de la courbure et elles ont été effectuées par l'intermédiaire du logiciel ADAMS. L'attachement de la deuxième tige et des fixations transverses n'a pas été simulé.

De manière générale, le modèle biomécanique reproduit assez fidèlement les mesures expérimentales dans le plan frontal (à plus de 80% de la valeur réelle), mais les données simulées présentent une légère élévation. Dans le plan sagittal, les résultats sont moins bons pour la patiente scolioïque, mais restent relativement cohérents avec les données expérimentales. Cette étude a démontré la faisabilité de l'approche de modélisation avec

Cette étude de faisabilité consistait à évaluer l'approche sur un modèle physique (vertèbres en plastique et disque intervertébraux en mousse) et sur une patiente scolioïque subissant une chirurgie rachidienne avec l'instrumentation « Universal Spine System ». Dans les deux cas, la géométrie du modèle biomécanique est personnalisée à l'aide de mesures peropératoires et d'une technique de

mécanismes flexibles, tant pour un modèle physique que pour un patient réel, avec un temps de simulation d'environ trois minutes. De plus, l'absence de problème de convergence lors des simulations semble indiquer que, comparée à la méthode par éléments finis, cette approche semble être moins affectée par les problèmes de différence de rigidité entre les éléments. Cependant, la méthode de modélisation avec mécanismes flexibles ne permet pas d'évaluer les forces et les déplacements internes dans les différentes structures vertébrales.

Ce même modèle a été exploité pour simuler la chirurgie de trois patients scoliotiques avec une courbure thoracique droite, opérés avec l'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon (CDH) (Aubin et al., 2003). Dans cette étude, une représentation plus détaillée de chaque vertèbre a été introduite en utilisant une technique de krigeage, permettant de déformer un modèle surfacique générique pour le personnaliser à la géométrie de chaque patient. La comparaison entre les indices cliniques postopératoires et les résultats des simulations indique une meilleure adéquation dans les plans frontal et sagittal que dans le plan transverse. Une différence maximale de 6° a été trouvée pour l'angle de Cobb thoracique et la cyphose. Pour la RAVA, une différence maximale de 7° a été trouvée, alors que pour l'OPCM, la différence maximale était de 8°. Des forces élevées à l'interface implant/vertèbre ont également été mesurées (supérieures à 1000 N). Ceci peut s'expliquer en partie par le fait que les propriétés mécaniques des disques intervertébraux n'étaient pas personnalisées à chaque patient de l'étude, que la tige n'était pas déformable et par la présence de sur-contraintes lors de l'attachement de la tige avec les implants.

Petit (2002) a utilisé l'approche multi-corps flexibles pour simuler la chirurgie d'instrumentation « Colorado II » de sept patients scoliotiques. Dans cette étude, les structures intervertébrales ont été modélisées par des liaisons sphériques, couplées à des ressorts en torsion. Les propriétés mécaniques des disques intervertébraux ont été

personnalisées à celles des patients par l'intermédiaire de tests d'inflexion latérale et d'un algorithme d'optimisation. Une différence moyenne de 2,3° dans le plan frontal et 2,2° dans le plan sagittal a été mesurée entre les résultats des simulations et les données postopératoires. La personnalisation des propriétés mécaniques a permis de diminuer légèrement la différence dans les plans frontal (1,3°) et sagittal (2,0°) et des changements négligeables ont été constatés dans le plan transverse.

Stirbu (2004) a développé un modèle multi-corps flexibles afin de simuler la chirurgie d'instrumentation CDH avec des vis multiaxiales, sur sept patients scoliotiques. Une étude de sensibilité a également été menée afin de déterminer l'impact biomécanique de la position des implants, la déformation élastique des tiges et les conditions aux limites du modèle. Une différence inférieure à 6° a été mesurée entre les résultats des simulations et la correction postopératoire, dans les plans frontal et sagittal. Les étapes d'attachement et de dérotation de la première tige sont principalement responsables de la correction des déformations scoliotiques. Le changement de position des implants et des conditions aux limites a eu une influence significative sur les forces implant/vertèbre et la correction des déformations scoliotiques. Généralement, les tiges se sont peu déformées pendant les simulations.

Luce (2004) a travaillé sur l'amélioration de la modélisation des liaisons intervertébrales et implant/vertèbre. Le comportement mécanique de ces deux liaisons a été représenté par l'intermédiaire d'une matrice de raideur (liaison field) dont les coefficients sont issus de la littérature. Cette matrice permet de prendre en compte les mouvements de couplage intrinsèques qui peuvent se produire entre deux vertèbres adjacentes. Le modèle a été utilisé pour simuler la chirurgie d'instrumentation « Colorado II » de sept patients scoliotiques. La liaison field a permis d'obtenir des différences moyennes de 4,6 mm pour la position des vertèbres et de 3,7° pour les angles de Ferguson, par rapport aux données

postopératoires, tout en diminuant les efforts intervertébraux et implant/vertèbre en comparaison avec les liaisons poutre et sphérique utilisées dans les modèles précédents.

Desroches et al. (2007) ont adapté le modèle biomécanique multi-corps flexibles précédemment développé pour simuler des chirurgies d'instrumentation par abord antérieur. Des ajustements ont été apportés pour les coefficients de raideur des liaisons intervertébrales afin de prendre en compte la résection des disques intervertébraux du segment rachidien instrumenté. Dix cas de chirurgies d'instrumentation réelles ont été simulés et les résultats des simulations ont été comparés aux données postopératoires afin de valider le modèle biomécanique. Cette comparaison a démontré qu'il était possible de prédire la correction dans le plan frontal avec une différence moyenne de 5° (min : 2°; max : 8°) et la correction dans le plan sagittal avec une différence moyenne de 4° (min : 0°; max : 10°). Cependant, aucun indice clinique n'a été mesuré pour caractériser les déformations dans le plan transverse. Aussi, les forces à l'interface implant/vertèbre étaient en dessous de 150 N à la fin de chaque simulation. Cette étude a également montré que l'attachement de la première tige et les manœuvres de compression sont responsables pour 70% et 10%, respectivement, de la correction dans le plan frontal.

Les modèles biomécaniques de Poulin et al. (1998), Petit (2002) et Aubin et al. (2003), suivis des améliorations de Stribu (2004) et de Luce (2004), ont permis de développer un logiciel pour la planification chirurgicale préopératoire, baptisé « Spine Surgery Simulator » (S3) (Aubin et al., 2008). Grâce à ce logiciel, un chirurgien orthopédiste peut simuler les différentes étapes d'une chirurgie d'instrumentation postérieure, en spécifiant par exemple : le type d'implants (crochets pédiculaires, transverses, sur et sous-laminaires et vis pédiculaires monoaxiales et multiaxiales), leur positions et orientations, la forme et le diamètre des tiges ainsi que les manœuvres chirurgicales peropératoires (dérotation de la tige, dérotation vertébrale, compression et distraction). Le logiciel S3 a été utilisé dans

l'étude de Aubin et al. (2008) afin de simuler la chirurgie d'instrumentation de 10 patients scoliotiques. Une différence moyenne inférieure à 5° a été trouvée entre les résultats des simulations et la correction postopératoire.

Récemment, l'étude de Wang et al. (2011 Epub Feb 17) a développé un modèle multi-corps flexibles d'une technique de translation segmentaire incrémentale directe, utilisant des vis pédiculaires à degrés de liberté multiples. Ce modèle a été utilisé afin de simuler la chirurgie d'instrumentation de 6 patients scoliotiques opérés avec cette technique. Les simulations ont permis de reproduire de manière adéquate la chirurgie d'instrumentation pour le segment instrumenté (erreurs < 5°), mais des différences plus importantes ont été mesurées pour les zones non instrumentées. Les mêmes patients ont été utilisés pour simuler une chirurgie d'instrumentation utilisant la manœuvre de dérotation de la tige et des vis pédiculaires monoaxiales (Wang et al., 2011). De faibles différences ont été constatées entre les deux techniques pour la correction de la scoliose (< 7°). Cependant, le système de translation segmentaire incrémentale directe a permis de diminuer significativement les forces implant/vertèbre (56%) et les forces intervertébrales (31%), par rapport aux vis monoaxiales. Aussi, cette étude a mis en évidence que les vis monoaxiales étaient plus sensibles aux variations de positions et d'orientations.

Ainsi, un modèle multi-corps flexibles est caractérisé par un nombre réduit de degrés de liberté, une représentation réaliste des mécanismes des systèmes d'instrumentation et des gestes chirurgicaux, une réduction des problèmes de convergences et un temps de calcul très court (environ trois minutes).

CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET

2.1 Résumé de la problématique

La revue des connaissances a permis de dégager les points suivants :

- La SIA est une déformation 3D complexe du tronc, pouvant nécessiter une chirurgie d'instrumentation dans les cas de courbures scoliotiques sévères (angle de Cobb > 40°).
- Les vis pédiculaires constituent la référence pour le traitement chirurgical de la SIA. Elles permettent aux chirurgiens orthopédistes de manipuler les vertèbres instrumentées de manière plus directe et efficace, en appliquant des forces plus élevées.
- L'ancrage fourni par les vis pédiculaires a permis le développement de manœuvres de dérotation vertébrale afin de corriger les déformations scoliotiques dans le plan transverse.
- Peu d'études se sont intéressées à l'analyse biomécanique des manœuvres de dérotation vertébrale et à leur impact sur la correction de la scoliose et les F_{I-V}.
- Des études cliniques ont mis en évidence que les manœuvres de dérotation vertébrale amélioraient de manière significative la correction de l'angle de Cobb thoracique et la TVA dans le plan frontal, ainsi que la RAVA dans le plan transverse, comparées aux techniques de translation ou de dérotation de la tige.
- Les manœuvres de dérotation vertébrale peuvent entraîner une diminution importante de la cyphose thoracique postopératoire.
- Peu de recommandations ont été émises concernant le nombre de niveaux de dérotation à utiliser pour effectuer une manœuvre de dérotation vertébrale, ainsi

que l'angle de dérotation vertébrale et la nature des forces appliquées sur le DDV, afin de maximiser la correction de la scoliose et de diminuer les F_{I-V} .

- Il est possible d'utiliser des vis pédiculaires multiaxiales ou monoaxiales pour effectuer une manœuvre de dérotation vertébrale avec un DDV.
- Comparées aux vis multiaxiales, les vis monoaxiales permettent d'améliorer la correction de la scoliose dans les plans frontal et transverse, en utilisant les manœuvres de dérotation de la tige ou de dérotation vertébrale directe.
- Les vis monoaxiales peuvent avoir un effet hypocyphotique.
- L'avantage biomécanique d'un type de vis par rapport à un autre n'a pas été spécifiquement étudié pour des manœuvres de dérotation vertébrale.
- On observe une augmentation progressive de la densité d'implants utilisée pour la chirurgie d'instrumentation de la SIA.
- La densité optimale d'implants pour le traitement de la SIA n'a pas été établie dans la littérature.
- Plusieurs modèles biomécaniques du rachis scoliotique ont été développés afin de simuler une chirurgie d'instrumentation, mais aucun n'a simulé et analysé des manœuvres de dérotation vertébrale de manière spécifique.

2.2 Objectif général

L'objectif général de ce projet est d'analyser la biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale afin d'améliorer la correction de la scoliose et de diminuer les forces à l'interface implant/vertèbre lors d'une chirurgie d'instrumentation de la scoliose.

2.3 Question de recherche

L'analyse des points précédents nous amène à la question de recherche suivante :

« *Parmi les divers paramètres d'instrumentation et de manœuvres de dérotation vertébrale, lesquels ont un effet statistiquement significatif sur la correction de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre?* »

Afin de répondre à cette question de recherche, deux objectifs spécifiques seront réalisés.

2.4 Objectifs spécifiques

Objectif 1 : Modéliser et simuler une manœuvre de dérotation vertébrale sur une cohorte de patients scoliotiques.

Objectif 2 : Identifier les paramètres d'instrumentation et de la manœuvre de dérotation vertébrale influençant la correction de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre.

La réalisation des objectifs spécifiques de ce projet de recherche est présentée au chapitre suivant (Chapitre 3), par l'intermédiaire d'un article scientifique. Cet article regroupe les étapes méthodologiques ainsi que les résultats portant sur la simulation et l'analyse biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale sur quatre patients scoliotiques. Pour chaque patient, les paramètres influençant de manière statistiquement significative la correction de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre y sont déterminés. Le Chapitre 4 présente des aspects méthodologiques additionnels ainsi que des résultats complémentaires. Une discussion générale, une conclusion et des recommandations complètent également ce mémoire de maîtrise.

CHAPITRE 3 ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE MANŒUVRES DE DÉROTATION VERTÉBRALE

Ce chapitre est principalement constitué d'un article qui porte sur la l'analyse biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale, afin d'améliorer la correction 3D de la scoliose et de diminuer les forces à l'interface implant/vertèbre. Un modèle biomécanique multi-corps flexibles personnalisé a été développé afin de simuler la chirurgie d'instrumentation de quatre patients scoliotiques ayant subi une manœuvre de dérotation vertébrale. Par la suite, une étude de sensibilité a été réalisée pour déterminer les paramètres d'instrumentation et de la manœuvre de dérotation vertébrale qui influençait significativement ($p < 0,05$) la correction 3D de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre.

Trois annexes viennent compléter certains aspects méthodologiques présentés dans ce chapitre. L'Annexe 1 présente les radiographies préopératoires et postopératoires des patients scoliotiques sélectionnés pour l'analyse biomécanique. L'Annexe 2 explique le principe de fonctionnement et d'installation du dispositif de dérotation vertébrale utilisé pour cette étude. L'Annexe 3 présente des informations complémentaires concernant la modélisation du dispositif et de la manœuvre de dérotation vertébrale.

Cet article intitulé « Biomechanical Analysis of Vertebral Derotation Techniques for the Surgical Correction of Thoracic Scoliosis » a été soumis pour publication à la revue scientifique « Spine » au mois de juin 2011. Le premier auteur a contribué à environ 85% de la préparation et de la rédaction de l'article.

3.1 Article scientifique : « Biomechanical Analysis of Vertebral Derotation Techniques for the Surgical Correction of Thoracic Scoliosis »

Biomechanical Analysis of Vertebral Derotation Techniques for the Surgical Correction of Thoracic Scoliosis

Submitted to Spine

Jérôme Martino^{1, 2}, B.Eng., Carl-Éric Aubin^{1, 2}, PhD, P.Eng., Hubert Labelle², MD, Stefan Parent², MD, PhD

1. École Polytechnique de Montréal, Department of Mechanical Engineering, P.O. Box 6079, Station “Centre-ville”, Montréal, Québec, H3C 3A7, Canada
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center, 3175 Côte Sainte-Catherine Rd, Montréal, Québec, H3T 1C5, Canada

Address correspondence and reprint requests to:

Carl-Éric Aubin, PhD, P.Eng.,
 NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics,
 École Polytechnique de Montréal, Department of Mechanical Engineering,
 PO Box 6079, Station “Centre-ville”, Montréal, Québec H3C 3A7, Canada;
 E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca

Acknowledgements:

Funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair with Medtronic of Canada), the Canadian Institutes of Health Research (MENTOR program), the Sainte-Justine University Hospital Center Foundation and the Foundation of Stars.

3.1.1 Structured abstract

Study Design

Biomechanical analysis of vertebral derotation techniques for the surgical correction of thoracic scoliosis.

Objective

To biomechanically model and analyze vertebral derotation maneuvers to maximize the 3D correction of scoliosis and minimize the implant-vertebra forces.

Summary of Background Data

Vertebral derotation techniques were recently developed to improve the correction of scoliotic deformities in the transverse plane. Those techniques consist in applying a combination of moments and forces using a vertebral derotation device (VDD), cohesively linked to the thoracic apical pedicle screws, to derotate the spine and the rib cage. However, many variations of the technique exist and the correction mechanisms are not fully understood to achieve an optimal correction of scoliosis.

Methods

A biomechanical model was developed to numerically simulate the instrumentation surgery of four Lenke type 1 scoliotic patients, instrumented using a VDD and vertebral derotation maneuvers as major correction technique. Then, for each case, 32 additional instrumentation surgeries were simulated to better understand the biomechanics of the vertebral derotation technique, varying the implant type and density, the number of derotation levels, the vertebral derotation angle and the posteriorly oriented force applied during the maneuver.

Results

On average, among the 32 additional simulations, there was an important variability of the resulting apical vertebral rotation (15°) and the mean resultant implant-vertebra force (205 N) but little variability for the main thoracic Cobb angle (6°) and the thoracic kyphosis (4°). The implant type, the implant density and the vertebral derotation angle were the parameters that most influenced the correction of scoliosis. The correction in the coronal and transverse planes was improved using a 100% monoaxial pedicle screw density and a bilateral vertebral derotation maneuver on 3 levels at the apex of the thoracic curve, with an extra 15° applied on the VDD. When reducing the implant density by 50%, it was possible to reduce the mean implant-vertebra forces while keeping a good correction.

Conclusions

Biomechanically, it is possible to significantly improve the correction of thoracic scoliotic deformities, particularly in the transverse plane, when using vertebral derotation maneuvers.

3.1.2 Key Words

Biomechanical modeling, vertebral derotation, instrumentation surgery simulation, scoliosis, 3D correction, implant-vertebra force.

3.1.3 Key Points

- The biomechanics of vertebral derotation maneuvers was modeled and analyzed for four AIS patients through a sensitivity analysis and numerical simulations.
- For the four analyzed cases, the correction in the coronal and transverse planes was improved using an all monoaxial pedicle screw construct with 100% implant density and performing a bilateral vertebral derotation maneuver on 3 levels at the apex, with an extra 15° derotation applied on the VDD.
- When reducing the implant density by 50%, it was possible to reduce the mean implant-vertebra forces while keeping a good correction.

3.1.4 Mini abstract/précis

The biomechanics of vertebral derotation techniques was analyzed through numerical simulations. The correction of scoliosis was improved using a 100% monoaxial screw density, with 15° of derotation applied bilaterally on 3 vertebrae. When reducing the implant density by 50%, it was possible to reduce the implant-vertebra forces while keeping a good correction.

3.1.5 Introduction

Pedicle screw fixation has become the gold standard for the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS)¹, which is a complex tridimensional (3D) deformity of the spine and the chest wall, involving axial rotation of the vertebrae and the ribs in the transverse plane. The greater biomechanical anchorage provided by pedicle screws, as compared with hooks and wires, allowed performing a more direct and efficient manipulation of the instrumented spine with higher force levels²⁻⁴. Recently, vertebral derotation techniques were developed to improve the correction of rotational scoliotic deformities in the transverse plane⁵⁻⁸. Those techniques consist in applying a combination of moments and forces using a vertebral derotation device (VDD), cohesively linked to the thoracic apical pedicle screws, to derotate the spine and the rib cage^{5,6,8}.

It has been shown that, compared with translational or rod derotation techniques^{7,9,10}, vertebral derotation maneuvers allowed a significantly better correction of the main thoracic Cobb angle and the apical vertebral translation in the coronal plane, as well as the apical vertebral rotation in the transverse plane. However, it has been noticed that vertebral derotation maneuvers induced an important decrease of the thoracic kyphosis^{9,11}, which is a concern for the treatment of scoliosis, given the fact that AIS patients with thoracic curves are often hypokyphotic before the surgery^{12,13}.

Many different techniques allow applying vertebral derotation maneuvers and mainly empirical recommendations are made regarding the parameters to chose to achieve an optimal correction of spinal deformities, such as the number of derotation levels, the derotation angle and the applied forces during the maneuver^{5,6}. Both monoaxial and multiaxial screws can be used to perform vertebral derotation maneuvers with a VDD^{5,6}. However, when using the rod derotation technique or the vertebral derotation technique, monoaxial screws have shown similar or improved correction in the coronal and transverse

planes^{14,15}, compared with multiaxial screws. However, monoaxial screws can have a greater hypokyphosing effect, thus worsening the sagittal profile^{11,16}. It has also been shown that monoaxial screws could lead to overconstraints and higher forces at the implant-vertebra junction compared with multi degree of freedom postloading pedicle screws, with no benefit for the curve correction^{17,18}. Moreover, the optimal implant density for the treatment of AIS has not been established in the literature^{16,19-21}.

Therefore, the objectives of this study were to numerically model and analyze the biomechanics of vertebral derotation maneuvers to improve the 3D correction of thoracic scoliotic deformities and reduce the implant-vertebra forces.

3.1.6 Materials and methods

A biomechanical numerical model was developed to simulate the instrumentation surgery of four AIS patients that had vertebral derotation maneuvers as major correction technique. Then, to better understand the biomechanics of the vertebral derotation technique a sensitivity analysis was performed, varying parameters of the surgical maneuver and the instrumentation that were thought to have an influence on the 3D correction of scoliosis and the implant-vertebra forces. The following subsections describe the modeling and simulation steps, and the sensitivity analysis design.

Patient-specific biomechanical model for the simulation of instrumentation surgeries

The instrumentation surgery was simulated using a patient-specific biomechanical model of the spine (from T1 to pelvis) developed using the MD ADAMS 2010 software (MSC.Sofware, Santa Ana, CA). The vertebrae were modeled as rigid bodies as the deformation of bones during the surgery is considered very small compared to the one of soft tissues. Their 3D orientation and location were obtained from preoperative standing

radiographs, using the EOS bi-planar low dose imaging system and a proprietary research software (Biospace med, Paris, France), with a global shape accuracy of 1.0 ± 1.35 mm²². The intervertebral discs and ligaments were globally modeled as flexible elements using 6x6 stiffness matrices defining the relations between displacements and the reaction forces and moments for the 6 degrees of freedom of each functional unit. The initial stiffness coefficients of the intervertebral structures were based on experimental data reported in the literature²³ and adjusted to each patient's properties using side bending radiographs and an optimization method²⁴. Boundary conditions were imposed to represent the behavior of the anesthetized patient on the operating table. A flexible element was used for the link between L5 and the fixed pelvis. T1 could only translate vertically, allowing possible lengthening of the spine during the simulation.

Each stainless steel rod (5.5mm diameter) was modeled as elastic beams of appropriate mechanical properties (Young modulus: 197 GPa; Poisson coefficient: 0.3). For every patient, the 3D geometry of each rod was obtained from the postoperative standing radiographs. The implants were modeled as rigid bodies while the implant-vertebra connections were modeled as a stiffness element that governed the relative displacements in both rotation and translation. The stiffness coefficients were approximated using in-house experimental data from cadaveric instrumented vertebrae, but its parametric formulation allows using more detailed data when available in the future²⁵.

Vertebral derotation device and vertebral derotation maneuver modeling

The vertebral derotation technique modeled in this study is based on an existing technique described by Lenke et al.^{5,6}, in order to reproduce the mechanical behavior of the VDD from the CD HORIZON® LEGACY™ Spinal System with vertebral column manipulation instrument set (Medtronic, Memphis, TN). This VDD consists of different rigid components that are linked together before performing the vertebral derotation maneuver.

Briefly, the implant holders are first connected to every apical pedicle screw. Then, the implant holders of a same derotation level are connected together using a rigid component, triangulating the concave and convex side pedicle screws. Handles can then be installed on the triangulated constructs. Finally, interlinks are attached and tightened to the handles to link the multiple derotation levels and obtain a quadrilateral frame.

The implant holders were modeled as rigid cylinders and linked to the corresponding screw heads by a fixed joint. The cylinder length was set at 300 mm to account for the cumulative length of the implant holders and the handles²⁶. The rigid link between the cylinders of a same level was modeled as a fixed joint. A fixed joint was also applied between the triangulated constructs to model the mechanical function of the interlinks.

The vertebral derotation maneuver was simulated as a rotational moment and a posteriorly oriented force. The rotational moment was gradually applied using a tangential force at the upper extremity of the VDD until obtaining the specified orientation of the device with respect to the sagittal plane. The posteriorly oriented force was applied at the upper extremity of the VDD until obtaining the desired force magnitude.

Case simulations

Four Lenke type 1 AIS patients that underwent an instrumentation surgery, performed by the same orthopedic surgeon (HL) using vertebral derotation maneuvers with a VDD-like system, were retrospectively selected. The pre- and postoperative clinical data of the patients as well as the documented instrumentation parameters used for each surgery are presented in Tables 1 and 2. For each case, the instrumentation surgery was numerically simulated in several steps in accordance with the surgical techniques proposed by Lenke et al.^{5,6}, but with some simplifications and differences that are listed below (Figure 1):

1. Implant insertion. The implants were numerically positioned and oriented with respect to the vertebrae using the postoperative radiographs and 3D reconstructions.
2. Concave side rod attachment. The proximal-to-distal rod attachment was simulated applying displacement constraints in translation and rotation to align the implants on the rod model. Then, cylindrical joints were created between each implant and the rod.
3. Concave side rod derotation. A torque was gradually applied on the rod until a derotation of 90° was achieved. As the rod is derotated, the implants are free to slide and rotate along the rod longitudinal axis.
4. VDD installation. The VDD was installed on 3 vertebral levels centered around the apex.
5. Vertebral derotation maneuver. The rotational moment was gradually applied on the VDD until obtaining an orientation of 0° of the device with respect to the sagittal plane, with a posteriorly oriented force of 25 N. During the maneuver the axial orientation of the rod was maintained.
6. Concave side tightening of the implants. A rigid connection was applied between the rod and the implants.
7. VDD uninstallation. The rotational moment and the posteriorly oriented force were removed. Then, the VDD (cylinders) and the fixed joints were removed.
8. Convex side attachment of the second rod.
9. Convex side tightening of the implants.

After each simulation, several geometric clinical indices (GCI) were computed from the biomechanical model, using an automatic computer procedure, to evaluate the 3D correction of the spine: the main thoracic (MT) Cobb angle and apical vertebral translation (AVT) in the coronal plane, the thoracic kyphosis (TK) (constrained between T4-T12) and the lumbar lordosis (LL) (constrained between L1-L5) in the sagittal plane, and the apical vertebral rotation (AVR) in the transverse plane.

Also, after each simulation, the resultant 3D implant-vertebra force magnitude (F_{I-V}) was computed, as well as the axial screw pull-out and the lateral bending forces (force vector components of the F_{I-V} , respectively tangential and perpendicular to the screw axis).

Sensitivity analysis simulations

For each case, 32 additional instrumentation surgeries were simulated as defined by a 2^5 factorial design of experiments (DOE), varying five model parameters at different boundary values. The number of derotation levels around the apex (3 and 5), the resultant derotation angle of the VDD with respect to the sagittal plane (0° and extra 15°) and the posteriorly oriented force applied (25 and 50 N) are the parameters related to the vertebral derotation technique. The lower parameter values were used for the case simulations, while the upper parameter values were based on possible applicable values given by orthopedic surgeons. The implant type (monoaxial and multiaxial pedicle screw) and the implant density (50% and 100%) are the instrumentation parameters. Monoaxial and multiaxial screws were tested to determine if the vertebral control provided was the same for the two implant types, as it is suggested in the surgical technique⁵. A high (100%; i.e. 2 screws per level) and a moderate implant density (50%; i.e. 1 screw per level) were studied to assess the influence on the correction of the spinal deformities and the F_{I-V} .

After each simulation, the GCI and the F_{I-V} were computed. Pareto charts were used to determine the statistical influence of the parameters of the vertebral derotation technique and the instrumentation on every GCI and F_{I-V} with the Statistica 10 software (StatSoft, Tulsa, OK). The level of significance was set at $P = 0.05$.

3.1.7 Results

Case simulations

Graphical representations of the MT Cobb angle, AVR and TK illustrate how the GCI evolved throughout the simulation steps for each case (Figure 2). For instance, for case 1 simulation, the first rod attachment reduced the MT Cobb angle of 38° and the TK of 12° (respectively a 68% and 51% reduction), but slightly increased the AVR of 4° (17%). During the rod derotation, the MT Cobb angle was reduced of 5° (29%), while the TK and the AVR were increased of 7° and 1.5° respectively (61% and 5%). The vertebral derotation maneuver increased the MT Cobb angle of 3° (22%) and the TK of 2° (12%), while the AVR decreased of 29° (99%). After the concave side tightening of the implants, the MT Cobb angle decreased of 7° (47%), the TK remained unchanged, and the AVR was increased of 20° . The second rod attachment and tightening of the implants did not modify the MT Cobb angle and the TK, but slightly reduced the AVR of 5° (24%). The correction patterns obtained for the cases 2, 3 and 4 are similar to those presented for the case 1. Also, the differences between the simulation results and the postoperative correction of the instrumented segments were below 5° for the four cases (Table 1).

For each case, the maximum F_{I-V} occurred when the second rod was attached and did not exceed 413 N, 333 N, and 367 N respectively for the resultant, axial pull-out and lateral bending forces (Table 3). The implant that undergone the maximum F_{I-V} changed after each correction maneuver but was located mostly around the apex at the end of the

simulation (Table 3). For each case, the evolution of the mean F_{I-V} at the different simulated surgical steps is illustrated in Figure 3. For instance, for case 1 simulation, the mean resultant F_{I-V} increased from 0 N to 33 N during the first rod attachment, relatively small changes (1 to 7 N) were observed during the rod derotation, vertebral derotation maneuver and concave side tightening of the implants, but an important increase occurred after the second rod attachment and tightening of the implants (factor 4.6). The same trend was observed for the mean axial screw pull-out and lateral bending F_{I-V} (Figure 3).

Sensitivity analysis simulations (DOE)

On average, among the 32 additional simulations, the variability of the MT Cobb angle, AVT, TK, LL and AVR was respectively 6°, 11 mm, 4°, 4° and 15°. On average, the variability of the mean resultant, axial screw pull-out and lateral bending F_{I-V} was respectively 205 N, 169 N and 90 N (479 N, 468 N and 287 N for the maximum force magnitudes). Table 4 presents a summary for the GCI and F_{I-V} changes due to the variations of the sensitivity analysis parameters.

For each case, the sensitivity analysis revealed that every surgical parameter had a statistically significant effect on at least one of the GCI or the F_{I-V} (Table 5). The implant type had the most important effect on the 3D correction of scoliosis, while the number of derotation levels and the posteriorly oriented force had the less important effect (Figure 4). The angle of vertebral derotation influenced particularly the correction in the coronal and transverse planes, while the implant density had a moderate and variable effect on the 3D correction among the cases (Figure 4). For instance for case 1, the implant type explain 41% of the AVR variability, the implant density 34%, the vertebral derotation angle 15% and the number of derotation levels 9% (Figure 4). For all cases, the correction of scoliotic deformities was improved in the coronal and the transverse plane, using a 100% monoaxial pedicle screw density and performing a bilateral vertebral derotation

maneuver on 3 levels at the apex of the thoracic curve, with an extra 15° derotation applied on the VDD (Table 5).

The resultant F_{I-V} , axial screw pull-out and lateral bending forces were influenced significantly by the implant type and the implant density only (Table 5). For instance for case 1, the implant type explained 34% of mean resultant F_{I-V} variability and the implant density 64% (Figure 5). For all cases, the mean resultant F_{I-V} was reduced by at least 50% when using multiaxial screws with a 50% density (Tables 3 and 4). As the results were the same for the axial pull-out and lateral bending forces they are not presented.

3.1.8 Discussion

The discrepancy between the simulation and postoperative GCI did not exceed 5° for the four cases, which is below the clinically accepted measurement variability^{27,28}. The difference could be partially attributed to the approximation made for the simulation of the intraoperative maneuvers. For instance, the exact vertebral derotation angle was not available for each patient and 0° was used instead as the VDD is usually aligned with the sagittal plane before the concave side tightening of the implants. However, this approximation should have a moderate impact on the results because the vertebral derotation angle was not the most important parameter that influenced the correction of scoliosis. Also, the rod shape was approximated from the postoperative radiographs, not taking into account elastic and possibly plastic deformations that could have changed the initial rod profile due to correction and instrumentation forces. The small inaccuracy of the 3D reconstruction technique (global shape accuracy of 1.0 ± 1.35 mm) may also influence this assessment especially when comparing the simulation results with the postoperative geometry.

The case simulations showed that there was an elastic spring back when the vertebral derotation force was removed after the concave side tightening of the implants, inducing a loss of correction in the transverse plane. This phenomenon was observed during the surgery, and it could partly explain the limited postoperative correction of the AVR. The sensitivity analysis simulations revealed that the correction of scoliosis in the transverse plane was significantly affected by the vertebral derotation angle. To improve the correction of the AVR, and partly counteract the spinal spring back, the spine should be derotated beyond the sagittal plane (extra 15° vertebral derotation). The vertebral derotation maneuver mainly induced a local correction of the scoliotic spine in the transverse plane (AVR), while the first rod attachment and derotation mainly induced a regional correction (MT Cobb angle, AVT, TK). The sensitivity study indicated that the derotation angle also had a significant effect on the correction in the coronal plane. This can be explained by the fact that during the derotational maneuvers the apical vertebral body center is translated medially, thus improving the correction of both the MT Cobb angle and the AVT.

It was also noticed that the TK was slightly reduced postoperatively for case 1 (3°) and case 2 (7°). Although not significant clinically, this reduction is similar to previously reported average decrease of 8° and 11° of the TK observed for AIS patients operated with a vertebral derotation maneuver^{9,11}. However, an increase of the TK was observed for case 3 (4°) and case 4 (5°). These two patients were hypokyphotic preoperatively (Case 3: 16°; Case 4: 18°) and this slight improvement of the TK could be closely related to the shape of the rods. Also, *in situ* rod contouring, which was not simulated and tested here, could improve the sagittal profile intraoperatively^{29,30}.

Monoaxial pedicle screws allowed obtaining a better correction of scoliosis, particularly in the transverse plane, which is in agreement with several clinical studies where monoaxial

screws significantly improved the restoration of the rib cage symmetry when using a vertebral derotation technique, compared with multiaxial screws^{14,15}. This greater rotational correction provided by monoaxial constructs may be explained by the fact that there is no degree of freedom between the head and the body of the screw. Indeed, an average rotation of 5° (maximum: 20°) of the multiaxial screw heads with respect to the screw bodies was noticed in the transverse plane at the end of the case simulations 1, 2 and 4 (monoaxial screws were used for case 3). These results contrast with the surgical technique of the vertebral derotation maneuver, which specifies that the multiaxial screws mimic the control provided by monoaxial screw when using a VDD⁵. Monoaxial screws reduced the TK, as observed by a clinical study¹¹. The greater versatility provided by the multiaxial screw heads in terms of degrees of freedom could facilitate the creation or the maintenance of the sagittal profile. On average, a rotation of 3° (maximum: 9°) of the multiaxial screw heads with respect to the screw bodies was noticed in the sagittal plane at the end of the case simulations 1, 2 and 4.

The sensitivity analysis showed that a 100% implant density (versus 50%) could improve the correction of scoliosis, in particular the AVR. Therefore, two points of fixation allowed a better ability to control the vertebra and maintain the rotational correction. However, the use of a greater number of implants could lead to an increase of the cost and the time of surgery, the blood loss and the rate of thoracic pedicle screw misplacement³¹⁻³⁴, clinical parameters that were not taken into consideration in this study. For all simulated cases, the mean F_{I-V} was significantly higher for the 100% implant density, more particularly when using monoaxial pedicle screws. These results corroborated the findings of a previous numerical study, in which a 50% increase of the mean F_{I-V} was observed when using a higher implant density (92%) versus a lower implant density (79%)²¹. Another numerical study demonstrated that the mean F_{I-V} was more sensitive to small implant placement

variation ($\pm 5^\circ$ and ± 3 mm) when using monoaxial pedicle screws, compared to multi degree of freedom postloading pedicle screws¹⁷. The implants were inserted in the model using postoperative radiographs and 3D reconstructions. The small inaccuracy of the 3D reconstruction technique (global shape accuracy of 1.0 ± 1.35 mm) could introduce a slight misplacement of the implants with respect to the vertebrae, thus leading to an increase of the F_{I-V} especially when using monoxial screws. Also, intra-operative spontaneous correction is generally obtained because of the positioning of the patient on the surgical table and the effect of anesthesia³⁵ and one could anticipate that the force levels during the surgery would be lower than the one obtained in the simulations. The connection between the implant heads and the rod was modeled by a cylindrical joint, requiring that each implant head be fully translated and aligned with the rod. This idealized joint offered no slight misalignment as it could be in reality, and could lead to the overestimation the F_{I-V} .

The posteriorly oriented force applied during the vertebral derotation maneuver had no or little influence on the correction of the scoliotic spine and the restoration of the sagittal profile. This could be explained by the fact that the first rod was already attached when the posteriorly oriented force was applied on the VDD, generating a posterior translation of the whole instrumented spine rather than a local increase of the TK. Although only three levels of derotation were sufficient to perform the vertebral derotation maneuver for each case, a greater number of derotation levels may be necessary to improve the scoliotic deformities in the transverse plane for patients with stiffer and more severe spinal curves.

This work provides new insights into the biomechanics of vertebral derotation maneuvers. Some trends were identified for the four cases that had a Lenke type 1 scoliotic curve. To deeper understand the biomechanics of vertebral derotation maneuvers further analyses should be carried out using more patients and scoliosis curve types. Many different

techniques exist to perform vertebral derotation maneuvers, while this study focused on the analysis of one technique in particular. It would be of clinical interest to analyze the correction mechanisms of other approaches, such as the segmental vertebral derotation technique. Only some of the most important parameters of the vertebral derotation maneuvers were tested in this study. In further studies, the impact of the rod shape on the sagittal profile should be analyzed and other densities and types of implant could be tested, such as the uniplanar screw design.

3.1.9 Conclusion

This is the first numerical study that analyzed the biomechanics of vertebral derotation maneuvers using a VDD in order to improve the correction of scoliotic deformities and reduce the implant-vertebra forces. The simulation results corresponded well with the postoperative correction. The implant type, the implant density and the derotation angle were the parameters that most influenced the correction of scoliotic deformities. For each case, it was possible to significantly improve the correction of scoliotic deformities in the transverse plane, when using monoaxial screws with a 100% density and applying a 15° vertebral derotation angle with respect to the sagittal plane. When dividing the implant density by two, it was possible to significantly reduce the implant-vertebra forces although this may in part be due to the way the simulation was performed and the accuracy of the spinal reconstructions. In further studies, the effect of other screw designs and densities should be analyzed and comprehensive case simulations including different curve types should be undertaken to get supplementary insight into the biomechanics of vertebral derotation maneuvers and safer instrumentation strategies.

3.1.10 References

1. Lenke LG, Kuklo TR, Ondra S, et al. Rationale behind the current state-of-the-art treatment of scoliosis (in the pedicle screw era). *Spine* 2008;33:1051-4.
2. Liljenqvist U, Hackenberg L, Link T, et al. Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Acta Orthop Belg* 2001;67:157-63.
3. Hitchon PW, Brenton MD, Black AG, et al. In vitro biomechanical comparison of pedicle screws, sublaminar hooks, and sublaminar cables. *J Neurosurg* 2003;99:104-9.
4. Hackenberg L, Link T, Liljenqvist U. Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine* 2002;27:937-42.
5. Lenke LG. CD HORIZON LEGACY Spinal System With Vertebral Column Manipulation (VCM) Instrument Set, Advanced Deformity Correction Surgical Technique: Medtronic, 2008.
6. Chang MS, Lenke LG. Vertebral Derotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Oper Tech Orthop* 2009;19:19-23.
7. Lee SM, Suk SI, Chung ER. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2004;29:343-9.
8. Shah SA. Derotation of the spine. *Neurosurg Clin N Am* 2007;18:339-45.
9. Kim Y, Lenke L, Bridwell K, et al. Bilateral apical vertebral derotational pedicle screw instrumentation in the posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis: a comparison with translational instrumentation technique. *Spine J* 2005;5(4, suppl 1):S109.

10. Obeid I, Aurouer N, Hauger O, et al. Axial Vertebral Rotation (AVR) Correction in All Screws Posterior Construct for Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS): Does Vertebral Column Manipulation (VCM) Help? *Spine J* 2009;9(10, suppl 1):S110-1.
11. Mladenov KV, Vaeterlein C, Stuecker R. Selective posterior thoracic fusion by means of direct vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: effects on the sagittal alignment. *Eur Spine J* 2011.
12. Upasani VV, Tis J, Bastrom T, et al. Analysis of sagittal alignment in thoracic and thoracolumbar curves in adolescent idiopathic scoliosis: how do these two curve types differ? *Spine* 2007;32:1355-9.
13. Luk KD, Vidyadhara S, Lu DS, et al. Coupling between sagittal and frontal plane deformity correction in idiopathic thoracic scoliosis and its relationship with postoperative sagittal alignment. *Spine* 2010;35:1158-64.
14. Kuklo TR, Potter BK, Polly DW, Jr., et al. Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2005;30:2113-20.
15. Lonner BS, Auerbach JD, Boachie-Adjei O, et al. Treatment of thoracic scoliosis: are monoaxial thoracic pedicle screws the best form of fixation for correction? *Spine* 2009;34:845-51.
16. Quan GM, Gibson MJ. Correction of main thoracic adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does higher implant density improve correction? *Spine* 2010;35:562-7.
17. Wang X, Aubin CE, Crandall D, et al. Biomechanical comparison of force levels in spinal instrumentation using monoaxial versus multi degree of freedom postloading pedicle screws. *Spine* 2011;36:E95-E104.

18. Wang X, Aubin CE, Crandall D, et al. Biomechanical modeling and analysis of a direct incremental segmental translation system for the instrumentation of scoliotic deformities. *Clin biomec* 2011 Feb 17. (Epub ahead of print).
19. Clements DH, Betz RR, Newton PO, et al. Correlation of scoliosis curve correction with the number and type of fixation anchors. *Spine* 2009;34:2147-50.
20. Majdouline Y, Aubin CE, Sangole A, et al. Computer simulation for the optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Med Biol Eng Comput* 2009;47:1143-54.
21. Wang X, Aubin CE, Robitaille I, et al. Biomechanical comparison of alternative densities of pedicle screws for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* (submitted for publication).
22. Humbert L, De Guise JA, Aubert B, et al. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys* 2009;31:681-7.
23. Panjabi MM, Brand RA, Jr., White AA, 3rd. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J Biomech* 1976;9:185-92.
24. Petit Y, Aubin CE, Labelle H. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput* 2004;42:55-60.
25. Aubin CE, Labelle H, Chevrefils C, et al. Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine* 2008;33:2143-52.
26. Cheng I, Hay D, Iezza A, et al. Biomechanical analysis of derotation of the thoracic spine using pedicle screws. *Spine* 2010;35:1039-43.

27. Polly DW, Jr., Kilkelly FX, McHale KA, et al. Measurement of lumbar lordosis. Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. *Spine* 1996;21:1530-5; discussion 5-6.
28. Loder RT, Spiegel D, Gutknecht S, et al. The assessment of intraobserver and interobserver error in the measurement of noncongenital scoliosis in children < or = 10 years of age. *Spine* 2004;29:2548-53.
29. Lafon Y, Steib JP, Skalli W. Intraoperative three dimensional correction during in situ contouring surgery by using a numerical model. *Spine* 2010;35:453-9.
30. Dumas R, Steib JP, Mitton D, et al. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine* 2003;28:1158-62.
31. Abul-Kasim K, Ohlin A. The rate of screw misplacement in segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop* 2011;82:50-5.
32. Daffner SD, Beimesch CF, Wang JC. Geographic and demographic variability of cost and surgical treatment of idiopathic scoliosis. *Spine* 2010;35:1165-9.
33. Hicks JM, Singla A, Shen FH, et al. Complications of pedicle screw fixation in scoliosis surgery: a systematic review. *Spine* 2010;35:E465-70.
34. Lonner BS, Auerbach JD, Estreicher MB, et al. Thoracic pedicle screw instrumentation: the learning curve and evolution in technique in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2009;34:2158-64.
35. Duke K, Aubin CE, Dansereau J, et al. Dynamic positioning of scoliotic patients during spine instrumentation surgery. *J Spinal Disord Tech* 2009;22:190-6.

3.1.11 Tables

Table 3.1 : Geometric clinical indices computed from the reconstructed preoperative and postoperative spinal models, as well as the simulation results

Case		MT Cobb (°)	MT AVT (mm)	TK (°)	LL (°)	MT AVR (°)
1	Preop	55	53	23	26	24
	Postop	11	4	20	19	16
	Simulation	9	1	16	19	16
2	Preop	39	58	32	38	27
	Postop	5	13	25	29	14
	Simulation	5	9	21	29	17
3	Preop	51	66	16	23	21
	Postop	9	13	20	23	12
	Simulation	10	17	21	23	8
4	Preop	52	71	18	36	23
	Postop	8	15	23	28	15
	Simulation	11	20	19	30	17

AVR indicates apical vertebral rotation; AVT, apical vertebral translation; LL, lumbar lordosis; MT, main thoracic; Postop, postoperative; Preop, preoperative; TK, thoracic kyphosis.

Table 3.2 : Instrumentation parameters used for the surgeries

Case	1	2	3	4
Instrumented levels	10 (T4-L1)	10 (T4-L1)	11 (T4-L2)	11 (T4-L2)
Screw type	Multiaxial	Multiaxial	Monoaxial	Multiaxial
Implant density (%)	100	95	100	100
Derotation Levels	3 (T8-T10)	3 (T7-T9)	3 (T8-T10)	3 (T8-T10)

Table 3.3 : Resultant, axial pull-out and lateral bending implant-vertebra force magnitude for the main simulation steps: (a) attachment of the first rod on the concave side; (b) rod derotation maneuver; (c) vertebral derotation maneuver; (d) tightening of the implants on the concave side; (e) attachment of the second rod and nut lock up

Case	Resultant $F_{I,v}$ (N)					Axial pull-out $F_{I,v}$ (N)					Lateral bending $F_{I,v}$ (N)				
	a	b	c	d	e	a	b	c	d	e	a	b	c	d	e
1	Mean	33	29	40	29	134	22	25	20	80	20	13	23	16	92
	SD	16	16	20	13	78	15	16	19	11	47	16	13	19	11
	Max	54	51	78	49	329	50	50	60	36	191	28	40	71	41
	Level	T5L	T12L	T10R	T9L	T9L	T12L	T12L	L1L	T4L	T4L	T5L	T9L	T10R	T9L
	SD	43	38	48	33	53	20	17	16	17	39	40	35	39	66
2	Mean	48	49	75	48	88	29	25	24	20	50	35	39	66	37
	SD	43	38	48	33	53	20	17	16	17	39	40	36	46	35
	Max	132	112	149	106	178	65	59	63	59	117	114	95	128	95
	Level	T5L	T5L	T7L	T5L	T11L	T5L	T5L	L1L	T5L	T11L	T5L	T5L	T7L	T9L
	SD	43	29	40	31	191	16	15	18	15	118	37	23	29	21
3	Mean	33	13	21	11	101	11	11	14	13	95	34	11	22	13
	SD	115	52	88	54	413	32	37	40	32	333	114	39	77	42
	Max	115	52	88	54	413	32	37	40	32	333	114	39	77	42
	Level	T5L	T11L	T8L	T11L	T7L	T11L	T11L	L2L	T11L	T11L	T5L	T12L	T8L	T11L
	SD	79	79	111	81	151	28	28	32	29	55	70	67	97	69
4	Mean	82	79	111	81	151	28	28	32	29	55	70	67	97	129
	SD	79	61	61	54	105	18	20	33	12	49	82	65	57	58
	Max	259	202	197	192	367	60	58	95	48	170	255	199	197	190
	Level	T5L	T5L	T8R	T5L	T9L	L2L	L2L	T4L	T11L	T9R	T5L	T5L	T5L	T8L
	SD	79	61	61	54	105	18	20	33	12	49	82	65	57	58

$F_{I,v}$ indicates implant-vertebra force magnitude; L, left; Max, maximum; R, right; SD, standard deviation.

Table 3.4 : Change summary for the Geometric clinical indices and the implant-vertebra force magnitudes induced by the sensitivity analysis

Case	Geometric clinical index						Resultant F _{L-V} (N)		Axial pull-out F _{L-V} (N)		Lateral bending F _{L-V} (N)	
	MT Cobb (°)	MT AVT (mm)	TK (°)	LL (°)	MT AVR (°)	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	
1	Mean	7	4	17	19	15	142	318	118	265	53	139
	SD	2	3	1	0	5	117	227	120	228	32	102
	Max (level)	10	9	19	20	23	339	698 (T9L)	329 (T9L)	673	97	294 (T9L)
2	Min	4	0	16	19	5	49	117	32	97	19	38
	Mean	3	7	22	30	15	105	217	72	170	53	134
	SD	2	4	1	0	4	68	143	67	158	23	47
3	Max (level)	7	13	24	31	21	230	461 (T8L)	187 (T8L)	446	91	228 (T12R)
	Min	0	2	20	29	7	42	77	22	50	20	72
	Mean	11	19	20	21	10	106	269	49	139	73	255
4	SD	2	3	1	2	4	67	173	38	128	45	170
	Max (level)	14	24	21	24	17	206	467 (T7R)	118 (T11L)	383	124	464 (T7R)
	Min	8	13	18	18	3	35	58	20	42	18	47
	Mean	10	19	21	31	16	130	325	65	229	90	257
	SD	1	3	1	1	4	63	187	42	210	42	118
	Max (level)	13	24	23	33	23	234	649 (T8L)	143 (T8L)	632	139	404 (T7R)
	Min	8	13	18	29	8	62	107	28	74	36	86

AVR indicates apical vertebral rotation; AVT, apical vertebral translation; F_{L-V}, implant-vertebra force magnitude; L, left; LL, lumbar lordosis, Max, maximum; Min, minimum; MT, main thoracic; R, right; SD, standard deviation; TK, thoracic kyphosis.

Table 3.5 : Sensitivity analysis parameters that best allow improving the geometric clinical indices and reducing the implant-vertebra force magnitudes

Case	Sensibility study parameters	MT Cobb	MT AVT	TK	LL	MT AVR	Mean Res. F _{I-V}
1	Implant type	Mono	Mono	Multi	Multi	Mono	Multi
	Implant density (%)	100	100	100	-	100	50
	No. of derotation levels	3	3	5	5	3	-
	Derotation angle (°)	15	15	15	-	15	-
	PO force magnitude (N)	-	-	25	25	-	-
2	Implant type	Mono	Mono	Multi	Multi	Mono	Multi
	Implant density (%)	100	100	100	100	100	50
	No. of derotation levels	3	3	-	-	3	-
	Derotation angle (°)	15	15	15	-	15	-
	PO force magnitude (N)	-	-	25	25	-	-
3	Implant type	Mono	Mono	Multi	Multi	Mono	Multi
	Implant density (%)	100	100	100	50	100	50
	No. of derotation levels	3	3	5	5	3	-
	Derotation angle (°)	15	15	15	15	15	-
	PO force magnitude (N)	-	-	-	-	-	-
4	Implant type	Mono	Mono	Multi	Multi	Mono	Multi
	Implant density (%)	100	100	100	100	100	50
	No. of derotation levels	3	3	5	5	3	-
	Derotation angle (°)	15	15	15	-	15	-
	PO force magnitude (N)	-	-	25	-	-	-

AVR indicates apical vertebral rotation; AVT, apical vertebral translation; F_{I-V}, implant-vertebra force magnitude; LL, lumbar lordosis; MT, main thoracic; PO, posteriorly oriented; Res., resultant; TK, thoracic kyphosis. Nothing (-) signifies that the parameter had no significant statistical effect ($p>0.05$).

3.1.12 Figure Legends and Figures

Figure 3.1 : Spine geometry and instrumentation during the main steps of the surgery simulation (case #4): (a) preoperative radiographs; (b) initial geometry after the insertion of the implants; (c) after the attachment of the first rod on the concave side of the spinal deformity; (d) after the rod derotation maneuver and the VDD installation; (e) after the vertebral derotation maneuver; (f) after the tightening of the implants on the concave side and the VDD removing (g) final configuration after the attachment of the second rod and nut lock up; (h) postoperative radiographs

Figure 3.2 : Evolution of geometric clinical indices through the main simulation steps: (a) preoperative geometry; (b) attachment of the first rod on the concave side; (c) rod derotation maneuver; (b) vertebral derotation maneuver; (e) tightening of the implants on the concave side; (f) attachment of the second rod and nut lock up; (g) postoperative geometry (+ main thoracic Cobb, □ Kyphosis; ○ apical vertebral rotation)

Figure 3.3 : Evolution of the mean implant-vertebra force magnitude through the main simulation steps: (a) preoperative geometry; (b) attachment of the first rod on the concave side; (c) rod derotation maneuver; (b) vertebral derotation maneuver; (e) tightening of the implants on the concave side; (f) attachment of the second rod and nut lock up; (+ Resultant force, □ pull-out force; ○ bending force)

Figure 3.4 : Relative importance in percentage of each sensitivity analysis parameter on the variability of geometric clinical indices: (a) implant type; (b) implant density; (c) number of derotation levels; (d) derotation angle; (e) traction force

Figure 3.5 : Relative importance in percentage of each sensitivity study analysis on the variability of implant-vertebra force magnitude: (a) implant type; (b) implant density; (c) number of derotation levels; (d) derotation angle; (e) traction force

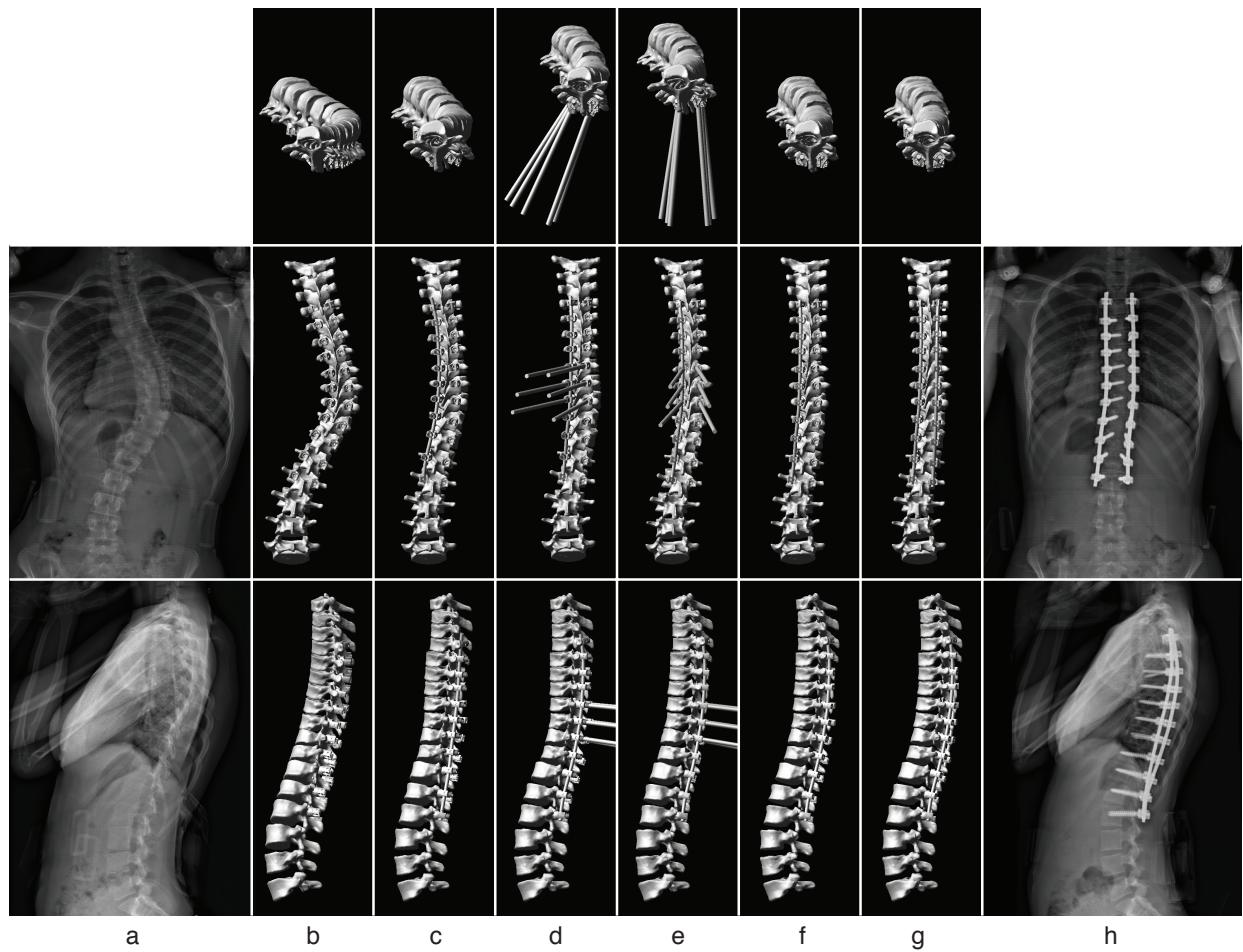


Figure 3.1

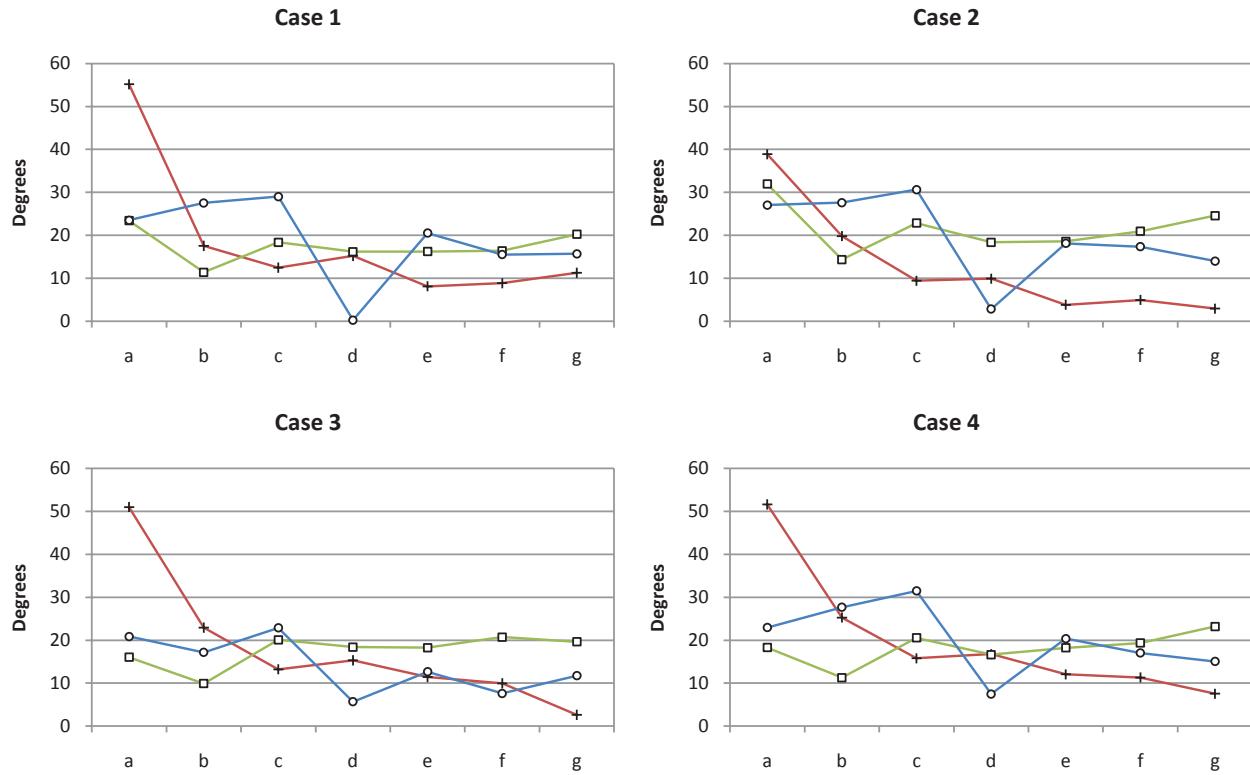


Figure 3.2

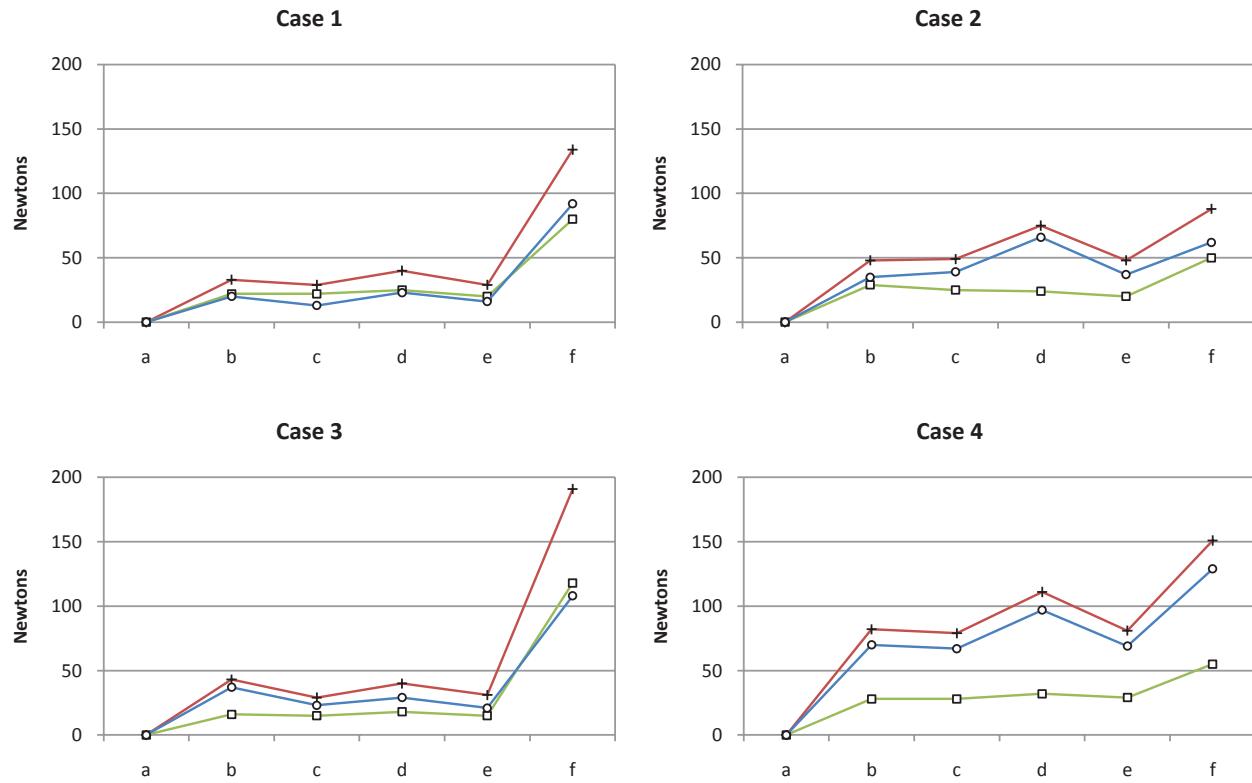


Figure 3.3

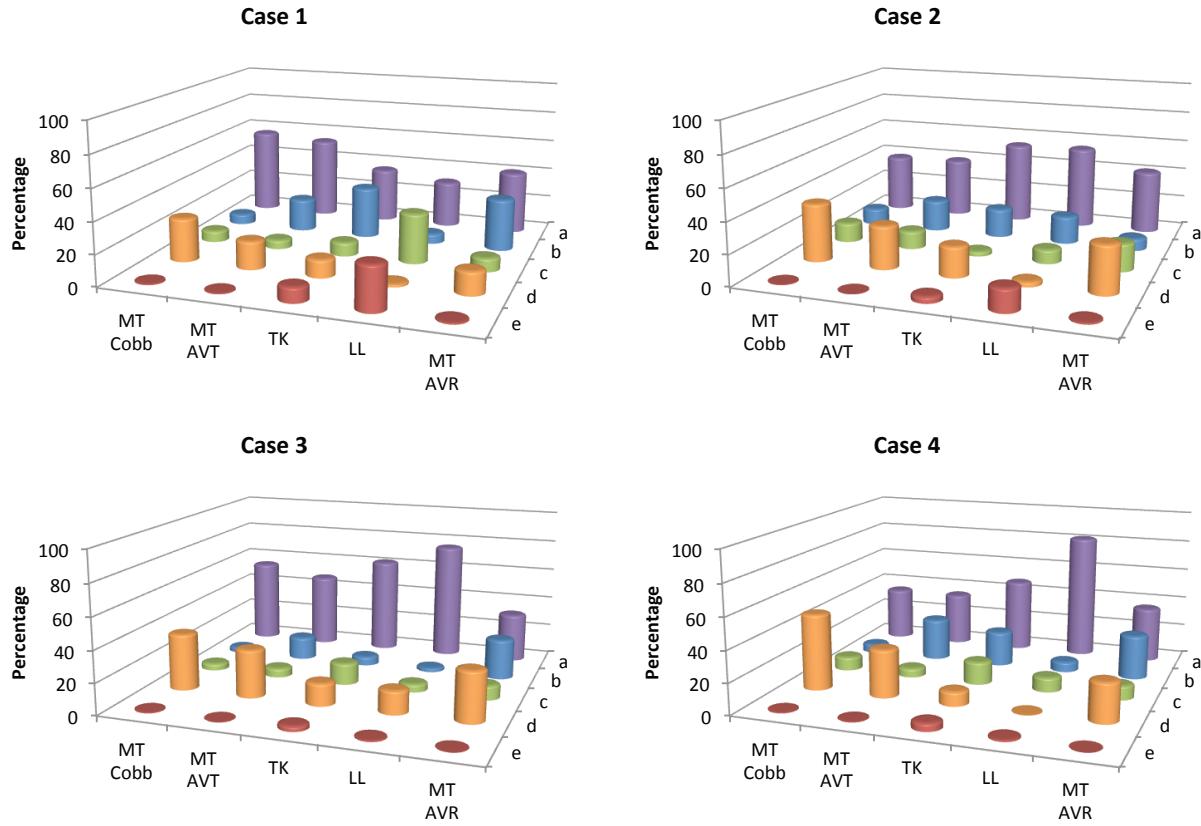


Figure 3.4

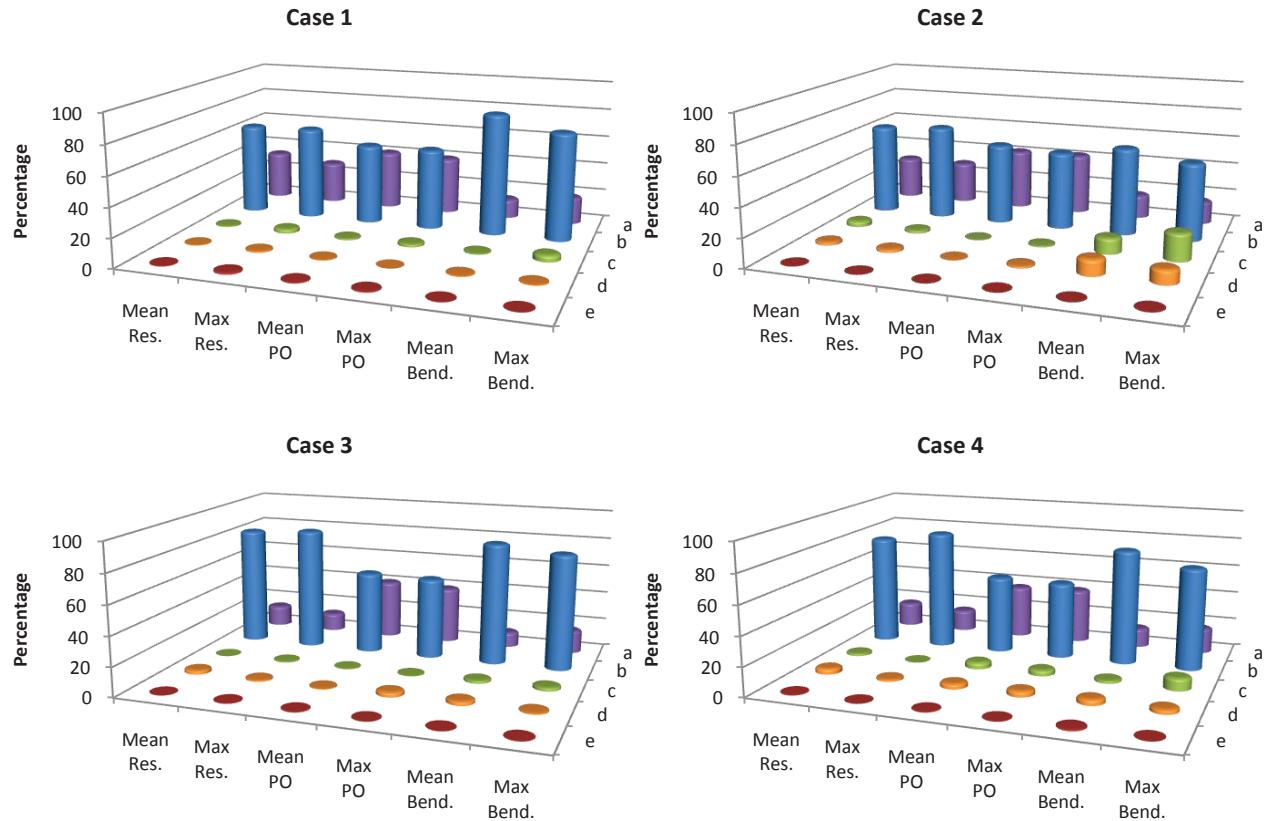


Figure 3.5

CHAPITRE 4 ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES ET RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

4.1 Impact de la manœuvre de dérotation vertébrale sur la correction de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre

Suite à l'analyse biomécanique présentée dans l'article scientifique du Chapitre 3, qui a mis en évidence les paramètres d'instrumentation et de la manœuvre de dérotation vertébrale ayant un effet significatif sur la correction de la scoliose et les forces à l'interface implant/vertèbre, une démarche supplémentaire a été entreprise afin de déterminer l'impact spécifique de la manœuvre chirurgicale. Ce chapitre vient compléter la compréhension des mécanismes de correction induits par des manœuvres de dérotation vertébrale.

4.1.1 Méthodologie

Afin de déterminer et d'isoler l'impact spécifique de la manœuvre de dérotation vertébrale sur la correction des déformations scoliotiques et les forces à l'interface implant/vertèbre, une chirurgie d'instrumentation supplémentaire a été simulée pour chacun des patients de l'étude présentée dans le Chapitre 3, mais cette fois-ci sans la manœuvre de dérotation vertébrale.

Ainsi, pour chaque patient les étapes chirurgicales suivantes ont été simulées :

1. Insertion des implants.
2. Attachement de la tige du côté concave de la courbure.
3. Dérotation de la tige de 90°.
4. Serrage des écrous du côté concave de la courbure.

5. Attachement de la tige du côté convexe de la courbure.
6. Serrage des écrous du côté convexe de la courbure.

À la fin de chaque simulation, plusieurs indices géométriques ont été mesurés : l'angle de Cobb thoracique, la TVA, la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la RAVA. À la fin de chaque simulation, les forces implant/vertèbre ont également été mesurées (force résultante, axiale et tangentielle). Ces valeurs ont été comparées à celle obtenues lors de la simulation de la chirurgie d'instrumentation avec la manœuvre de dérotation vertébrale.

4.1.2 Résultats

Impact sur la correction des déformations scoliotiques

On peut constater que la manœuvre de dérotation vertébrale a un impact très limité sur la restauration du profil sagittal. En effet, la manœuvre de dérotation vertébrale engendre une diminution d'un degré de la cyphose thoracique pour les patients 1 et 4, et une diminution de deux degrés pour le patient 2. Aucun changement de la cyphose thoracique n'est observé pour le patient 3. Le Tableau 4.1 présente les valeurs des indices cliniques à la fin de la simulation d'une chirurgie d'instrumentation avec ou sans la manœuvre de dérotation vertébrale.

On observe la même tendance pour la lordose lombaire. Elle reste inchangée pour le patient 2. Elle augmente cependant d'un degré pour les patients 1 et 4 et diminue d'un degré pour le patient 3, en simulant la manœuvre de dérotation vertébrale (Tableau 4.1). L'impact de la manœuvre est davantage visible dans les plans frontal et transverse. En moyenne, la manœuvre de dérotation vertébrale permet d'améliorer la correction de l'angle de Cobb thoracique de 4,3°, la TVA de 6,5 mm et la RAVA de 7,5° (Tableau 4.1).

Tableau 4.1 : Valeurs des indices géométriques à la fin de la simulation de la chirurgie d'instrumentation avec ou sans la manœuvre de dérotation vertébrale

Patient		Cobb MT (°)	TVA (mm)	Cyphose (°)	Lordose (°)	RAVA (°)
1	Avec DV	9	1	16	19	16
	Sans DV	13	7	17	18	22
	Différence	4	6	1	1	6
2	Avec DV	5	9	21	29	17
	Sans DV	11	18	23	29	27
	Différence	6	9	2	0	10
3	Avec DV	10	17	21	23	8
	Sans DV	12	21	21	24	14
	Différence	2	4	0	1	6
4	Avec DV	11	20	19	30	17
	Sans DV	16	27	20	29	25
	Différence	5	7	1	1	8

DV = dérotation vertébrale; MT = main thoracique (thoracique principale); RAVA = rotation axiale de la vertèbre apicale; TVA= translation vertébrale apicale.

Impact sur les forces à l'interface implant/vertèbre

Le Tableau 4.2 présente les valeurs de la force à l'interface implant/vertèbre (résultante, axiale, tangentielle) à la fin de la simulation d'une chirurgie d'instrumentation avec ou sans la manœuvre de dérotation vertébrale.

On constate que la manœuvre de dérotation vertébrale a peu d'impact sur la force à l'interface implant/vertèbre, qu'il s'agisse de la force résultante, axiale ou tangentielle. Cependant, la manœuvre de dérotation vertébrale engendre une diminution de la force résultante moyenne pour les patients 1 (4 N) et 2 (16 N), et une augmentation de cette même force pour les patients 3 (5 N) et 4 (4 N). En utilisant la manœuvre de dérotation vertébrale, la force axiale moyenne diminue pour chaque patient (1 : 8 N, 2 : 12 N, 3 : 7 N, 4 : 5 N). La force tangentielle moyenne reste inchangée pour le patient 1, diminue pour le patient 2 (6 N) et augmente pour les patients 3 (4 N) et 4 (9 N).

Tableau 4.2 : Valeurs de la force à l'interface implant/vertèbre (résultante, axiale, tangentielle) à la fin de la simulation de la chirurgie d'instrumentation avec ou sans la manœuvre de dérotation vertébrale

Patient	Résultante (N)		Axiale (N)		Tangentielle (N)	
	Sans DV	Avec DV	Sans DV	Avec DV	Sans DV	Avec DV
1	Moyenne	138	134	88	80	92
	Écart-type	80	78	51	47	75
	Max	355	329	210	191	287
2	Niveau	T9L	T9L	T9L	T4L	T9L
	Moyenne	104	88	62	50	68
	Écart-type	51	53	40	39	49
	Max	180	178	140	117	141
3	Niveau	T11L	T11L	T11L	T11L	T9R
	Moyenne	186	191	125	118	104
	Écart-type	103	101	83	95	103
	Max	387	413	318	333	345
4	Niveau	T7L	T7L	T11R	T11L	T7R
	Moyenne	147	151	60	55	120
	Écart-type	111	105	52	49	110
	Max	413	367	178	170	381
Niveau		T9L	T9L	T9L	T9R	T8L

DV = dérotation vertébrale; Max = maximum.

CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE

La première étape de ce projet de maîtrise visait à développer un modèle biomécanique multi-corps flexibles d'une manœuvre de dérotation vertébrale et d'un DDV, afin de pouvoir simuler la chirurgie d'instrumentation de plusieurs patients scoliotiques opérés suivant cette approche. L'évaluation du modèle a été réalisée pour quatre patients avec une courbure scoliotique de type Lenke 1, en comparant les ICG postopératoires à ceux mesurés à partir du modèle biomécanique à la fin de la simulation de la chirurgie d'instrumentation. Pour chaque cas, la même chirurgie d'instrumentation a été simulée sans la manœuvre de dérotation vertébrale. Une comparaison entre les résultats des simulations avec et sans la manœuvre de dérotation vertébrale a permis d'évaluer l'impact biomécanique spécifique de cette manœuvre de correction. La seconde partie du projet de recherche visait à identifier, pour chaque cas, l'influence des paramètres d'instrumentation et de la manœuvre de dérotation vertébrale sur la correction 3D de la scoliose et les F_{I-V}. Une étude de sensibilité a mis en évidence les paramètres ayant une influence statistiquement significative, en simulant 32 chirurgies d'instrumentation supplémentaires pour chaque cas. Les motivations d'un tel projet étaient d'accroître les connaissances relatives aux mécanismes de correction de manœuvres de dérotation vertébrale, afin d'améliorer la correction 3D de la scoliose et de diminuer les charges mécaniques présentes dans l'instrumentation à la fin de la chirurgie.

Pour chaque cas, la différence entre les ICG postopératoires et ceux mesurés à la fin de la simulation de la chirurgie d'instrumentation avec la manœuvre de dérotation vertébrale se situait en dessous 5°. Cette différence est inférieure à l'erreur généralement acceptée en milieu clinique pour la mesure des angles de Cobb dans les plans frontal et sagittal (Polly et al., 1996; Loder et al., 2004). Le modèle biomécanique développé a donc permis de reproduire adéquatement la correction engendrée lors de la chirurgie de la scoliose,

fournissant un outil d'analyse adapté pour l'étude de sensibilité des paramètres d'instrumentation et de la manœuvre de dérotation vertébrale.

Les différences observées peuvent provenir de plusieurs sources, qui témoignent des limites du modèle développé. La technique stéreoradiographique utilisée pour générer et personnaliser la géométrie des vertèbres de chaque patient, peut introduire une inexactitude de reconstruction 3D de l'ordre de $1,0 \pm 1,35$ mm (Humbert, De Guise, Aubert, Godbout, & Skalli, 2009), ce qui pourrait en partie expliquer les différences observées entre les résultats simulés et postopératoires. De plus, la géométrie 3D initiale utilisée pour la simulation des chirurgies d'instrumentation a été obtenue à partir des radiographies préopératoires en position debout. Les radiographies peropératoires auraient dû être utilisées afin de prendre en compte la correction des déformations scoliotiques engendrée par le positionnement du patient sur la table d'opération (Duke et al., 2002; Duke, Aubin, Dansereau, Koller, & Labelle, 2009). Malheureusement, les radiographies peropératoires disponibles n'incluaient qu'une partie des vertèbres instrumentées et ne permettaient donc pas de reconstruire le rachis dans sa totalité (T1-L5). Il semble raisonnable de penser que la correction des déformations scoliotiques du segment rachidien instrumenté reste principalement influencée par la rigidité et la forme des tiges. Cependant, on pourrait penser que les F_{L-V} induites par la chirurgie réelle seraient inférieures aux F_{L-V} mesurées à l'intérieur du modèle biomécanique.

Les structures intervertébrales ont été modélisées par l'intermédiaire de liaisons ressorts tridimensionnels linéaires, ne prenant pas en compte les propriétés non-linéaires intrinsèques des tissus biologiques (White & Panjabi, 1990). Les propriétés mécaniques initiales des structures intervertébrales ont été basées sur des données publiées dans la littérature (Panjabi, Brand, & White, 1976b, 1976a) et personnalisées à celle du patient scoliotique en utilisant les radiographies des tests d'inflexion latérale et un algorithme

d'optimisation (Petit, Aubin, & Labelle, 2004). Cependant, ces tests sont peu reproductibles et peuvent introduire des erreurs lors de l'évaluation de la réductibilité des courbures scoliotiques (Klepps, Lenke, Bridwell, Bassett, & Whorton, 2001). Une autre méthode se basant sur des tests de suspension a permis d'évaluer la flexibilité des courbures scoliotiques avec une plus grande reproductibilité que les tests d'inflexion latérale, en particulier dans le plan transverse (Lamarre et al., 2009). Ce test pourrait être utilisé à l'avenir, afin d'améliorer la personnalisation des propriétés mécaniques des structures intervertébrales. Aussi, bien que pris en compte implicitement lors de l'étape de personnalisation, la cage thoracique et les muscles du tronc n'ont pas été modélisés dans cette étude.

Une chirurgie d'instrumentation est une procédure complexe, impliquant un nombre important de paramètres et d'ajustements locaux. Aussi, certaines approximations ont été faites pour la modélisation de l'instrumentation, du DDV et des manœuvres de correction intraopératoires. Les différentes composantes du DDV ont été reliées entre elles par l'intermédiaire de liaisons fixes. En réalité, les surfaces de contacts ne sont jamais parfaites et peuvent autoriser un jeu limité entre les différentes parties du système. Cependant, on peut supposer que ce jeu demeure relativement faible par rapport aux déplacements relatifs des vertèbres durant la chirurgie d'instrumentation. Aussi, la valeur exacte de l'angle de dérotation du DDV par rapport au plan sagittal n'était pas connue pour chaque cas. La valeur de 0° a été utilisée car le DDV est généralement aligné avec le plan sagittal avant le serrage des écrous de la première tige. Cependant, cette approximation devrait avoir un impact modéré sur les résultats puisque l'angle de dérotation n'était pas le paramètre le plus influent pour la correction 3D de la scoliose. Puisque la valeur précise de l'angle de dérotation de la tige n'était pas disponible, un angle de 90° a été choisi. Cette valeur doit être proche de la réalité puisque durant ce geste de correction le chirurgien

orthopédiste cherche à ramener les déformations du plan frontal vers le plan sagittal. La géométrie 3D des tiges a été obtenue à partir des radiographies postopératoires, ne prenant pas en compte les déformations élastiques ou plastiques intraopératoires qui ont pu modifier la forme initiale des tiges. Aussi, les tiges ont été modélisées par une succession de 20 segments cylindriques indéformables, reliés entre eux par des liaisons de type poutre. Un nombre plus important de segments cylindriques pourraient certainement améliorer le réalisme du comportement mécanique des tiges.

Durant chaque simulation, les déplacements du rachis ont été contraints au niveau de la vertèbre T1 (translation verticale libre) et du bassin (tous les degrés de liberté bloqués). Ces conditions aux limites sont une simplification du comportement réel du rachis pendant la chirurgie d'instrumentation et pourrait expliquer en partie les différences observées entre les résultats simulés et postopératoires. De plus, les contraintes imposées sur T1 ne permettent pas de représenter et d'évaluer adéquatement l'équilibre rachidien dans les plans frontal et sagittal, paramètre qui a été classé par des chirurgiens orthopédistes expérimentés comme étant le plus important pour la correction de la scoliose (Majdouline, Aubin, Robitaille, Sarwark, & Labelle, 2007). Des modèles statistiques pourraient être utilisés afin de raffiner la modélisation du comportement des courbes non instrumentées et mieux représenter l'attitude posturale des patients (Kalen & Conklin, 1990; Lee, Denis, Winter, & Lonstein, 1993; Mason, Schindler, & King, 1998; Dobbs et al., 2004).

Nous avons considéré qu'au cours de la chirurgie d'instrumentation les déformations des vertèbres étaient négligeables par rapport aux déformations des tissus mous. Les vertèbres ont été modélisées par des corps rigides (indéformables) et les structures intervertébrales par des éléments flexibles (déformables). Contrairement à un modèle par éléments finis, un modèle multi-corps flexibles ne permet pas d'accéder aux déformations et contraintes locales des vertèbres. Cependant, l'objectif de ce projet était d'évaluer globalement la

correction de la scoliose et les F_{I-V}. Le modèle biomécanique multi-corps flexibles développé a permis de remplir cet objectif en reproduisant adéquatement la correction postopératoire engendrée lors de la chirurgie d'instrumentation de la scoliose avec une manœuvre de dérotation vertébrale. De plus, ce type de modèle permet de simuler une chirurgie d'instrumentation dans un laps de temps très réduit (environ 3 minutes), en évitant les problèmes de convergence rencontrés avec les modèles par éléments finis (Poulin et al., 1998; Aubin et al., 2003; Aubin et al., 2008).

Les simulations de la manœuvre de dérotation vertébrale ont mis en évidence un retour élastique du rachis après l'attachement de la première tige, lorsque le moment de dérotation n'était plus appliqué sur le DDV. Ce retour élastique a engendré une perte de correction dans le plan transverse. Le chirurgien orthopédiste qui a opéré les quatre patients scoliotiques a observé cliniquement ce phénomène lors de la chirurgie d'instrumentation et ceci pourrait en partie expliquer la correction postopératoire limitée de la RAVA. L'étude de sensibilité a mis en évidence que l'angle de dérotation vertébrale influençait de manière significative la correction des déformations scoliotiques dans le plan transverse. Aussi, en appliquant un angle de dérotation de 15° sur le DDV, il est possible d'améliorer la correction de la RAVA et de contrecarrer en partie le retour élastique du rachis. L'angle de dérotation a également influencé la correction des déformations scoliotiques dans le plan frontal de manière statistiquement significative. Ceci peut s'expliquer par le fait que pendant la manœuvre de dérotation vertébrale, le centre du corps vertébral de l'apex est translaté médiamente, améliorant ainsi la correction de la translation vertébrale apicale et de l'angle de Cobb thoracique.

On a observé une diminution de la cyphose thoracique pour les cas 1 (3°) et 2 (7°). Bien que cette diminution ne soit pas significative cliniquement, ceci est en accord avec les résultats d'une étude clinique réalisée sur 24 patients scoliotiques opérés en utilisant une

manœuvre de dérotation vertébrale, qui a constaté une diminution moyenne de 11° de la cyphose thoracique (Kim et al., 2005). Cependant, une augmentation de la cyphose thoracique a été observée pour les cas 3 (4°) et 4 (5°). La forme initiale des tiges et le profil sagittal préopératoire des patients pourraient en partie expliquer l'augmentation ou la diminution de la cyphose thoracique. En effet, les cas 1 et 2 avaient une cyphose thoracique préopératoire normale alors que les cas 3 et 4 étaient hypocyphotiques avant la chirurgie d'instrumentation. De plus, la technique chirurgicale de la manœuvre de dérotation vertébrale décrite dans cette étude clinique diffère quelque peu de celle simulée dans ces travaux, ce qui pourrait contribuer aux différences observées. En effet, dans notre étude, la manœuvre de dérotation vertébrale est simulée après les étapes d'attachement et de dérotation de la première tige. La technique décrite par Kim et al. (2005) stipule que la manœuvre de dérotation vertébrale est réalisée avant l'attachement de la première tige qui possède déjà le profil sagittal souhaité. Aussi, le cintrage *in situ* des tiges, qui n'a pas été intégré et simulé dans ce projet de recherche, pourrait constituer une solution pour améliorer le profil sagittal des patients (Dumas, Steib, Mitton, Lavaste, & Skalli, 2003; Lafon et al., 2010).

L'étude de sensibilité a démontré que les vis pédiculaires monoaxiales permettaient d'obtenir une meilleure correction des déformations scoliotiques, comparées aux vis multiaxiales, et plus particulièrement dans le plan transverse. Cette observation est en accord avec plusieurs études cliniques qui ont établi que les vis pédiculaires monoaxiales amélioraient de manière significative la restauration de la symétrie de la cage thoracique en utilisant une manœuvre de dérotation vertébrale directe (Kuklo et al., 2005; Lonner et al., 2009). Le meilleur pouvoir correctionnel fourni par les vis pédiculaires monoaxiales peut s'expliquer par le fait qu'il n'y a pas de degré de liberté entre le corps et la tête de l'implant. Ces résultats contrastent avec la technique chirurgicale de la manœuvre de

dérotation vertébrale qui spécifie que les vis multiaxiales garantissent le même contrôle vertébral que celui fourni par les vis monoaxiales avec un DDV (Lenke, 2008). Cependant, les simulations de l'étude de sensibilité révèlent que les vis monoaxiales ont tendance à entraîner une diminution de la cyphose thoracique, comme cela a été constaté dans l'étude clinique de Mladenov et al. (2011). La plus grande mobilité offerte par les têtes de vis multiaxiales pourrait faciliter la création ou le maintien du profil sagittal.

Une densité d'implants de 100% a permis d'améliorer la correction des déformations scoliotiques, et plus particulièrement la TVA et la RAVA. En effet, deux points de fixation ont permis d'obtenir un meilleur contrôle de la vertèbre en rotation et en translation. Cependant, l'utilisation d'une densité d'implants de 100% a entraîné une augmentation significative de la F_{I-V} résultante moyenne pour chaque cas. Cet effet est d'autant plus marqué lors de l'attachement de la deuxième tige en utilisant des vis pédiculaires monoaxiales, sans impact positif sur la correction des déformations scoliotiques. Ces observations corroborent les résultats d'études biomécaniques précédentes (Wang et al., 2011; Wang et al., Soumis pour publication, Déc 2011). L'augmentation de la F_{I-V} peut être attribuée en partie à la présence de sur-contraintes engendrées par l'utilisation d'un nombre très important d'implants et l'absence de degrés de liberté entre la tête et le corps des vis pédiculaires monoaxiales. De plus, dans cette étude, la liaison cinématique « tête d'implant/tige » a été modélisée par une liaison cylindrique, autorisant uniquement des degrés de liberté en rotation et en translation autour de l'axe longitudinal de la tige. Ces liaisons simplifiées sont plus contraignantes que dans la réalité, impliquant que chaque tête d'implant soit parfaitement alignée avec la tige lors de son attachement. L'absence de jeu entre la tige et la tête d'implant pourrait également être responsable d'une surestimation des F_{I-V} . Cependant, l'accent est davantage mis sur une comparaison

relative des charges mécaniques entre les différentes simulations plutôt que sur l'analyse des valeurs absolues.

Bien que la force de traction antéropostérieure appliquée durant la manœuvre de dérotation vertébrale ait eu un effet significatif sur la restauration du profil sagittal des cas 1, 2 et 4, ce paramètre explique uniquement 6% de la variabilité de la cyphose thoracique parmi les simulations de l'étude de sensibilité. Ceci pourrait s'expliquer par le fait que la première tige était déjà attachée quand la force de traction antéropostérieure a été appliquée sur le DDV, générant une translation postérieure de l'ensemble du segment rachidien instrumenté plutôt qu'un ajustement local de la cyphose thoracique. Bien que trois niveaux de dérotation semblaient suffisants pour réaliser la manœuvre de dérotation vertébrale pour chaque cas, un nombre plus important de niveaux de dérotation pourrait être requis pour améliorer les déformations dans le plan transverse pour des patients scoliotiques avec des courbures plus rigides et prononcées.

Il faut également souligner que le plan d'expériences utilisé dans ces travaux ne fait varier les paramètres de l'étude de sensibilité qu'à deux modalités. Ceci ne permet pas de représenter et de tester l'ensemble des choix possibles pour les paramètres d'instrumentation et de la manœuvre de dérotation vertébrale. Les paramètres qui ont permis d'améliorer la correction 3D et de diminuer les F_{I-V} indiquent donc une tendance, mais ne constituent pas nécessairement la meilleure solution pour chaque patient. En effet, d'autres types d'implants pourraient être étudiés à l'avenir, tels que les vis pédiculaires uniplanaires. Ces vis autorisent seulement un degré de liberté en rotation dans le plan sagittal et pourraient constituer un compromis d'un point de vue biomécanique, entre les vis monoaxiales et les vis multiaxiales. Des densités d'implants de 50% et 100% ont été testées. Des densités d'implants intermédiaires pourraient être envisagées et une étude de

sensibilité sur la position et l'orientation des vis pourrait être effectuée afin d'analyser l'impact sur la correction 3D de la scoliose et les F_{I-V}.

Bien que les résultats de l'étude de sensibilité soient similaires pour les quatre patients avec une courbure scoliotique de type Lenke 1, les conclusions ne peuvent pas être généralisées à l'ensemble des courbures scoliotiques. Une analyse biomécanique devrait être réalisée de manière plus exhaustive, en incluant un échantillon de patients possédant des courbures scoliotiques de type Lenke 2, 3, 4, 5 et 6. Dans cette étude, une seule technique de dérotation vertébrale a été analysée. Dans des travaux futurs, il serait intéressant d'étudier l'impact biomécanique d'autres approches, telles que la technique de dérotation vertébrale segmentaire. Aussi, pour un même cas, la forme des tiges a été gardée constante pour les différentes simulations. Il serait pertinent d'étudier l'effet d'un changement de forme des tiges sur la restauration du profil sagittal. Finalement, l'analyse s'est principalement limitée aux aspects biomécaniques d'une chirurgie d'instrumentation sans considérer certains aspects cliniques importants tels que : la sécurité des montages, la satisfaction du patient, la perte de sang, la douleur et l'apparence extérieure du tronc. Toutefois, une étude de Haher et al. (1995) montre une corrélation statistiquement significative entre la satisfaction du patient et le degré de correction postopératoire.

Malgré les limites de cette étude, le modèle biomécanique développé reste un outil numérique prometteur pour accroître les connaissances relatives à la biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale, afin d'améliorer la correction 3D de la scoliose et de diminuer les F_{I-V}. À long terme, ce modèle pourrait aider les chirurgiens orthopédistes pour la planification chirurgicale préopératoire et permettre une rationalisation des chirurgies d'instrumentation impliquant des manœuvres de dérotation vertébrale. Dans des travaux futurs, un nombre plus important de patients, de types de courbures, de types d'implants, de densités d'implants ou encore de formes de tiges devrait être testé. Ceci permettrait

d'améliorer l'analyse des mécanismes de correction et des forces d'instrumentation induits par des manœuvres de dérotation vertébrale, dans le but d'améliorer l'aspect esthétique du tronc des patients atteints de SIA et de rendre les procédures chirurgicales plus sécuritaires.

CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Dans la première partie de ce projet de maîtrise, un modèle biomécanique multi-corps flexibles d'une manœuvre de dérotation vertébrale et d'un DVV a été développé. Ce modèle a permis de simuler la chirurgie d'instrumentation de plusieurs patients scoliotiques opérés suivant cette approche. L'évaluation du modèle a été réalisée pour quatre patients scoliotiques avec une courbure thoracique majeure (type Lenke 1), en comparant les ICG postopératoires à ceux mesurés à la fin de la simulation de la chirurgie d'instrumentation. Les résultats des simulations ont indiqué que le modèle biomécanique développé permettait de reproduire adéquatement la correction engendrée lors d'une chirurgie d'instrumentation de la scoliose avec une manœuvre de dérotation vertébrale. Pour chaque cas, on a constaté une diminution progressive de l'angle de Cobb thoracique aux cours des différentes étapes de la simulation, plus particulièrement lors de l'attachement de la tige du côté concave de la courbure. La RAVA a été corrigée en grande partie lors la simulation de la manœuvre de dérotation vertébrale, mais une perte de correction a été constatée lorsque le moment de dérotation n'était plus appliqué sur le DDV. La F_{I-V} a évolué de manière stable au cours de la simulation mais a augmenté particulièrement lors de l'attachement de la deuxième tige. La comparaison des simulations « avec dérotation vertébrale » versus « sans dérotation vertébrale » a permis de mettre en évidence que la manœuvre chirurgicale améliorait légèrement la correction de l'angle de Cobb thoracique, la TVA et la RAVA, mais avait cependant un impact très limité sur la cyphose thoracique et la F_{I-V} .

La seconde partie du projet de recherche a porté sur l'identification de l'influence des paramètres d'instrumentation et de la manœuvre de dérotation vertébrale sur la correction 3D de la scoliose et la F_{I-V} . Cet objectif a permis de répondre à la question de recherche initialement posée, en mettant en évidence les paramètres ayant une influence

statistiquement significative par l'intermédiaire d'une étude de sensibilité. Les résultats ont indiqué que les paramètres influençant le plus la correction 3D de la scoliose et la F_{I-V} étaient respectivement le type d'implants et la densité d'implants. L'angle de dérotation a également eu un effet significatif sur la correction de la RAVA dans le plan transverse, ainsi que la TVA et l'angle de Cobb thoracique dans le plan frontal. Le nombre de niveaux de dérotation et l'amplitude de la force de traction antéropostérieure avaient généralement peu ou pas d'influence sur la correction 3D et la F_{I-V}. Pour chaque cas, la correction dans le plan frontal et le plan transverse a été améliorée en utilisant des vis monoaxiales avec une densité d'implants de 100% et en appliquant un angle de dérotation de 15° par rapport au plan sagittal. La F_{I-V} résultante moyenne a été réduite de 63% en divisant la densité de vis pédiculaires monoaxiales par deux.

Les principales limites du projet proviennent de l'utilisation d'un modèle biomécanique numérique, ainsi que du nombre limité de patients sur lequel reposent ces travaux. Cependant, cette étude est la première à compléter une analyse biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale afin d'améliorer la correction 3D de la scoliose et de diminuer les F_{I-V}. Considérant la complexité du projet ainsi que son caractère multidisciplinaire, certaines recommandations pourront faire l'objet de travaux futurs afin d'améliorer l'approche développée et la modélisation :

- Raffiner le modèle biomécanique du rachis, en intégrant le comportement non-linéaire des structures intervertébrales ainsi que l'action de la cage thoracique et des principaux muscles du tronc.
- Raffiner la modélisation du comportement biomécanique des courbures non instrumentées par l'intermédiaire de modèles statistiques, afin de mieux représenter l'attitude posturale des patients.

- Prendre en compte la correction des déformations scoliotiques engendrée par le système de positionnement, en utilisant les radiographies peropératoires pour effectuer la reconstruction 3D du rachis.
- Étudier l'impact biomécanique d'un nombre plus important de types et de densités d'implants.
- Étudier l'impact d'erreurs de positionnements ou d'orientations des implants sur les forces à l'interface implant/vertèbre, lorsque qu'une manœuvre de dérotation vertébrale est utilisée.
- Étudier l'impact d'un nombre plus important de formes de tiges sur la restauration de la cyphose thoracique.
- Effectuer une analyse biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale sur un nombre plus important de patients et de types de courbures scoliotiques.
- Étudier l'impact biomécanique d'autres approches de dérotation vertébrale, telles que la technique de dérotation vertébrale segmentaire.
- Finalement, seule la réalisation d'une étude clinique randomisée permettrait de valider les résultats présentés dans ce mémoire.

Malgré les limites actuelles de cette étude, le modèle biomécanique développé reste un outil numérique prometteur pour accroître les connaissances relatives à la biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale. À long terme, cet outil pourrait aider les chirurgiens orthopédistes pour la planification chirurgicale préopératoire et permettre une rationalisation des chirurgies d'instrumentation impliquant des manœuvres de dérotation vertébrale.

BIBLIOGRAPHIE

- Abshire, B. B., McLain, R. F., Valdevit, A., & Kambic, H. E. (2001). Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *Spine J.*, 1(6), 408-414.
- Andriacchi, T., Schultz, A., Belytschko, T., & Galante, J. (1974). A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. *J Biomech*, 7(6), 497-507.
- Aubin, C. E., Desrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., & Labelle, H. (1995). Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Ann Chir*, 49(8), 749-761.
- Aubin, C. E., Petit, Y., Stokes, I. A., Poulin, F., Gardner-Morse, M., & Labelle, H. (2003). Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Comput Methods Biomed Engin*, 6(1), 27-32.
- Aubin, C. E., Labelle, H., Chevrefils, C., Desroches, G., Clin, J., & Eng, A. B. (2008). Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine*, 33(20), 2143-2152.
- Barber, J. W., Boden, S. D., Ganey, T., & Hutton, W. C. (1998). Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? *J Spinal Disord*, 11(3), 215-220.

- Barr, S. J., Schuette, A. M., & Emans, J. B. (1997). Lumbar pedicle screws versus hooks. Results in double major curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine, 22*(12), 1369-1379.
- Betz, R., Newton, P., O'Brien, M., & Shah, S. (2006). *Vertebral body derotation surgical technique*: DePuy Spine.
- Chang, M. S., & Lenke, L. G. (2009). Vertebral Derotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Oper Tech Orthop, 19*(1), 19-23.
- Cheng, I., Hay, D., Iezza, A., Lindsey, D., & Lenke, L. G. (2010). Biomechanical analysis of derotation of the thoracic spine using pedicle screws. *Spine, 35*(10), 1039-1043.
- Clements, D. H., Betz, R. R., Newton, P. O., Rohmiller, M., Marks, M. C., & Bastrom, T. (2009). Correlation of scoliosis curve correction with the number and type of fixation anchors. *Spine, 34*(20), 2147-2150.
- Cotrel, Y., & Dubousset, J. (1984). A new technic for segmental spinal osteosynthesis using the posterior approach. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 70*(6), 489-494.
- Cotrel, Y., Dubousset, J., & Guillaumat, M. (1988). New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res, 227*, 10-23.
- Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of

the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(8), 989-998.

Desroches, G., Aubin, C. E., Sucato, D. J., & Rivard, C. H. (2007). Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model. *Med Biol Eng Comput*, 45(8), 759-768.

Dobbs, M. B., Lenke, L. G., Walton, T., Peelle, M., Della Rocca, G., Steger-May, K., et al. (2004). Can we predict the ultimate lumbar curve in adolescent idiopathic scoliosis patients undergoing a selective fusion with undercorrection of the thoracic curve? *Spine*, 29(3), 277-285.

Duke, K., Dansereau, J., Labelle, H., Koller, A., Joncas, J., & Aubin, C. E. (2002). Study of patient positioning on a dynamic frame for scoliosis surgery. *Stud Health Technol Inform*, 91, 144-148.

Duke, K., Aubin, C. E., Dansereau, J., Koller, A., & Labelle, H. (2009). Dynamic positioning of scoliotic patients during spine instrumentation surgery. *J Spinal Disord Tech*, 22(3), 190-196.

Dumas, R., Steib, J. P., Mitton, D., Lavaste, F., & Skalli, W. (2003). Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine*, 28(11), 1158-1162.

Dumas, R., Lafage, V., Lafon, Y., Steib, J. P., Mitton, D., & Skalli, W. (2005). Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 8(5), 331-337.

Fitch, R. D., Turi, M., Bowman, B. E., & Hardaker, W. T. (1990). Comparison of Cotrel-Dubousset and Harrington rod instrumentations in idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop, 10(1)*, 44-47.

Gardner-Morse, M., & Stokes, I. A. (1994). Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech, 27(2)*, 177-181.

Hackenberg, L., Link, T., & Liljenqvist, U. (2002). Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine, 27(9)*, 937-942.

Haher, T. R., Merola, A., Zipnick, R. I., Gorup, J., Mannor, D., & Orchowski, J. (1995). Meta-analysis of surgical outcome in adolescent idiopathic scoliosis. A 35-year English literature review of 11,000 patients. *Spine, 20(14)*, 1575-1584.

Hall, S. J. (1991). *Basic biomechanics*. St. Louis ; Toronto: Mosby Year Book.

Halm, H., Niemeyer, T., Link, T., & Liljenqvist, U. (2000). Segmental pedicle screw instrumentation in idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis. *Eur Spine J, 9(3)*, 191-197.

Hamill, C. L., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Chapman, M. P., Blanke, K., & Baldus, C. (1996). The use of pedicle screw fixation to improve correction in the lumbar spine of patients with idiopathic scoliosis. Is it warranted? *Spine, 21(10)*, 1241-1249.

Harrington, P. R. (1988). The history and development of Harrington instrumentation. by

Paul R. Harrington, 1973. *Clin Orthop Relat Res*, 227, 3-5.

Hashemi, A., Bednar, D., & Ziada, S. (2009). Pullout strength of pedicle screws augmented with particulate calcium phosphate: an experimental study. *Spine J*, 9(5), 404-410.

Herkowitz, H. N., Rothman, R. H., & Simeone, F. A. (2006). *Rothman-Simeone, the spine* (5th ed.). Philadelphia: Saunders Elsevier.

Hitchon, P. W., Brenton, M. D., Black, A. G., From, A., Harrod, J. S., Barry, C., et al. (2003). In vitro biomechanical comparison of pedicle screws, sublaminar hooks, and sublaminar cables. *J Neurosurg*, 99(1 Suppl), 104-109.

Humbert, L., De Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B., & Skalli, W. (2009). 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys*, 31(6), 681-687.

Humke, T., Grob, D., Scheier, H., & Siegrist, H. (1995). Cotrel-Dubousset and Harrington Instrumentation in idiopathic scoliosis: a comparison of long-term results. *Eur Spine J*, 4(5), 280-283.

Kadoury, S., Cheriet, F., Dansereau, J., & Labelle, H. (2007). Three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine and pelvis from uncalibrated biplanar x-ray images. *J Spinal Disord Tech*, 20(2), 160-167.

Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C., & Labelle, H. (2007). A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Med Biol Eng Comput*, 45(6), 591-602.

Kadoury, S., Cheriet, F., Beausejour, M., Stokes, I. A., Parent, S., & Labelle, H. (2009). A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 18(1), 23-37.

Kalen, V., & Conklin, M. (1990). The behavior of the unfused lumbar curve following selective thoracic fusion for idiopathic scoliosis. *Spine*, 15(4), 271-274.

Kapandji, I. A. (1974). *The physiology of the joints. Volume 3, The trunk and the vertebral column : annotated diagrams of the mechanics of the human joints* (2nd ed.). Edinburg, Grande-Bretagne: Churchill Livingstone.

Karatoprak, O., Unay, K., Tezer, M., Ozturk, C., Aydogan, M., & Mirzanli, C. (2008). Comparative analysis of pedicle screw versus hybrid instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis surgery. *Int Orthop*, 32(4), 523-528; discussion 529.

Kim, Y., Lenke, L., Bridwell, K., & Cheh, G. (2005). Bilateral apical vertebral derotational pedicle screw instrumentation in the posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis: a comparison with translational instrumentation technique. *Spine J*, 5(4, suppl 1), S109.

Kim, Y. J., Lenke, L. G., Kim, J., Bridwell, K. H., Cho, S. K., Cheh, G., et al. (2006). Comparative analysis of pedicle screw versus hybrid instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 31(3), 291-298.

King, H. A., Moe, J. H., Bradford, D. S., & Winter, R. B. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 65(9), 1302-1313.

Klepps, S. J., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Bassett, G. S., & Whorton, J. (2001). Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 26(5), E74-79.

Kuklo, T. R., Potter, B. K., Polly, D. W., Jr., & Lenke, L. G. (2005). Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 30(18), 2113-2120.

Kuklo, T. R., Potter, B. K., Lenke, L. G., Polly, D. W., Jr., Sides, B., & Bridwell, K. H. (2007). Surgical revision rates of hooks versus hybrid versus screws versus combined anteroposterior spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 32(20), 2258-2264.

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., de Guise, J., Rivard, C. H., & Poitras, B. (1995). Peroperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine*, 20(12), 1406-1409.

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

Lafon, Y., Lafage, V., Dubousset, J., & Skalli, W. (2009). Intraoperative three-dimensional correction during rod rotation technique. *Spine*, 34(5), 512-519.

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.

Lagrone, M. O., Bradford, D. S., Moe, J. H., Lonstein, J. E., Winter, R. B., & Ogilvie, J. W. (1988). Treatment of symptomatic flatback after spinal fusion. *J Bone Joint Surg Am*, 70(4), 569-580.

Lamarre, M. E., Parent, S., Labelle, H., Aubin, C. E., Joncas, J., Cabral, A., et al. (2009). Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: suspension versus side-bending radiography. *Spine*, 34(6), 591-597.

Le Borgne, P., Skalli, W., Lecire, C., Dubousset, J., Zeller, R., & Lavaste, F. (1999). *Simulation of CD surgery on a personalized finite element model : preliminary results* (Vol. 59). Amsterdam: IOS Press.

Lee, C. K., Denis, F., Winter, R. B., & Lonstein, J. E. (1993). Analysis of the upper thoracic curve in surgically treated idiopathic scoliosis. A new concept of the double thoracic curve pattern. *Spine*, 18(12), 1599-1608.

Lee, S. M., Suk, S. I., & Chung, E. R. (2004). Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 29(3), 343-349.

Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Baldus, C., & Blanke, K. (1992). Analysis of pulmonary function and axis rotation in adolescent and young adult idiopathic scoliosis

patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Spinal Disord*, 5(1), 16-25.

Lenke, L. G., Betz, R. R., Bridwell, K. H., Clements, D. H., Harms, J., Lowe, T. G., et al. (1998). Intraobserver and interobserver reliability of the classification of thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 80(8), 1097-1106.

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. *J Bone Joint Surg Am*, 83-A(8), 1169-1181.

Lenke, L. G. (2008). *CD HORIZON LEGACY Spinal System With Vertebral Column Manipulation (VCM) Instrument Set, Advanced Deformity Correction Surgical Technique*: Medtronic.

Lenke, L. G., Kuklo, T. R., Ondra, S., & Polly, D. W., Jr. (2008). Rationale behind the current state-of-the-art treatment of scoliosis (in the pedicle screw era). *Spine*, 33(10), 1051-1054.

Liljenqvist, U., Hackenberg, L., Link, T., & Halm, H. (2001). Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Acta Orthop Belg*, 67(2), 157-163.

Liljenqvist, U., Lepsien, U., Hackenberg, L., Niemeyer, T., & Halm, H. (2002). Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J*, 11(4), 336-343.

Liljenqvist, U. R., Halm, H. F., & Link, T. M. (1997). Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis. *Spine, 22*(19), 2239-2245.

Loder, R. T., Spiegel, D., Gutknecht, S., Kleist, K., Ly, T., & Mehbod, A. (2004). The assessment of intraobserver and interobserver error in the measurement of noncongenital scoliosis in children $<$ or $=$ 10 years of age. *Spine, 29*(22), 2548-2553.

Lonner, B. S., Auerbach, J. D., Boachie-Adjei, O., Shah, S. A., Hosogane, N., & Newton, P. O. (2009). Treatment of thoracic scoliosis: are monoaxial thoracic pedicle screws the best form of fixation for correction? *Spine, 34*(8), 845-851.

Lowe, T. G., Edgar, M., Margulies, J. Y., Miller, N. H., Raso, V. J., Reinker, K. A., et al. (2000). Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *J Bone Joint Surg Am, 82-A*(8), 1157-1168.

Luce, F. (2004). *Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose*. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

Luk, K. D., Vidyadhara, S., Lu, D. S., Wong, Y. W., Cheung, W. Y., & Cheung, K. M. (2010). Coupling between sagittal and frontal plane deformity correction in idiopathic thoracic scoliosis and its relationship with postoperative sagittal alignment. *Spine, 35*(11), 1158-1164.

Luque, E. R. (1982). Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. *Clin Orthop Relat Res*(163), 192-198.

- Majdouline, Y., Aubin, C. E., Robitaille, M., Sarwark, J. F., & Labelle, H. (2007). Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 27(7), 775-781.
- Majdouline, Y., Aubin, C. E., Sangole, A., & Labelle, H. (2009). Computer simulation for the optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Med Biol Eng Comput*, 47(11), 1143-1154.
- Mason, D. E., Schindler, A., & King, N. (1998). Estimation of the lumbar curve magnitude with correction of the right thoracic curve in idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 18(5), 602-605.
- Mladenov, K. V., Vaeterlein, C., & Stuecker, R. (2011). Selective posterior thoracic fusion by means of direct vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis: effects on the sagittal alignment. *Eur Spine J*.
- Obeid, I., Aurouer, N., Hauger, O., Gille, O., Pointillart, V., & Vital, J. M. (2009). Axial Vertebral Rotation (AVR) Correction in All Screws Posterior Construct for Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS): Does Vertebral Column Manipulation (VCM) Help? *Spine J*, 9(10, suppl 1), S110-111.
- Ogon, M., Giesinger, K., Behensky, H., Wimmer, C., Nogler, M., Bach, C. M., et al. (2002). Interobserver and intraobserver reliability of Lenke's new scoliosis classification system. *Spine*, 27(8), 858-862.

Panjabi, M. M., Brand, R. A., Jr., & White, A. A., 3rd. (1976a). Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am*, 58(5), 642-652.

Panjabi, M. M., Brand, R. A., Jr., & White, A. A., 3rd. (1976b). Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J Biomech*, 9(4), 185-192.

Panjabi, M. M., Oxland, T., Takata, K., Goel, V., Duranceau, J., & Krag, M. (1993). Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 18(10), 1298-1310.

Parent, S., Labelle, H., Mitulescu, A., Latimer, B., Skalli, W., Lavaste, F., et al. (2002). Morphometric analysis of one anatomic scoliotic specimen. *Studies in health technology and informatics*, 88, 387-392.

Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., & de Guise, J. (2004a). Vertebral wedging characteristic changes in scoliotic spines. *Spine*, 29(20), E455-462.

Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., & de Guise, J. (2004b). Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines. *Spine*, 29(3), 239-248.

Parent, S., Odell, T., Oka, R., Mahar, A., & Newton, P. (2008). Does the direction of pedicle screw rotation affect the biomechanics of direct transverse plane vertebral derotation? *Spine*, 33(18), 1966-1969.

Petit, Y. (2002). *Analyse biomécanique de la fléxibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale*. Thèse de doctorat en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

Petit, Y., Aubin, C. E., & Labelle, H. (2004). Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput*, 42(1), 55-60.

Polly, D. W., Jr., Kilkelly, F. X., McHale, K. A., Asplund, L. M., Mulligan, M., & Chang, A. S. (1996). Measurement of lumbar lordosis. Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. *Spine*, 21(13), 1530-1535; discussion 1535-1536.

Poulin, F., Aubin, C. E., Stokes, I. A., Gardner-Morse, M., & Labelle, H. (1998). Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study. *Ann Chir*, 52(8), 761-767.

Quan, G. M., & Gibson, M. J. (2010). Correction of main thoracic adolescent idiopathic scoliosis using pedicle screw instrumentation: does higher implant density improve correction? *Spine*, 35(5), 562-567.

Richards, B. S., Sucato, D. J., Konigsberg, D. E., & Ouellet, J. A. (2003). Comparison of reliability between the Lenke and King classification systems for adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not premeasured. *Spine*, 28(11), 1148-1156; discussion 1156-1147.

Rigo, M. (2011). Patient evaluation in idiopathic scoliosis: Radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry. *Physiother Theory Pract*, 27(1), 7-25.

Sangole, A. P., Aubin, C. E., Labelle, H., Stokes, I. A., Lenke, L. G., Jackson, R., et al. (2009). Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine*, 34(1), 91-99.

Scole, P. V., Linton, A. E., Latimer, B., Levy, M. E., & Digiovanni, B. F. (1988). Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life. *Spine*, 13(10), 1082-1086.

Shah, S. A. (2007). Derotation of the spine. *Neurosurg Clin N Am*, 18(2), 339-345.

Smucny, M., Lubicky, J. P., Sanders, J. O., Carreon, L. Y., & Diab, M. (2011). Patient self-assessment of appearance is improved more by all pedicle screw than by hybrid constructs in surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 36(3), 248-254.

Steib, J. P., Dumas, R., Mitton, D., & Skalli, W. (2004). Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine*, 29(2), 193-199.

Stirbu, R. (2004). *Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique*. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

Stokes, I. A., & Gardner-Morse, M. (1993). Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine, 18*(16), 2457-2464.

Stokes, I. A. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine, 19*(2), 236-248.

Stokes, I. A., Gardner-Morse, M., Aubin, C. E., Poulin, F., & Labelle, H. (1999). *Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery* (Vol. 59). Amsterdam: IOS Press.

Storer, S. K., Vitale, M. G., Hyman, J. E., Lee, F. Y., Choe, J. C., & Roye, D. P., Jr. (2005). Correction of adolescent idiopathic scoliosis using thoracic pedicle screw fixation versus hook constructs. *J Pediatr Orthop, 25*(4), 415-419.

Suk, S. I., Lee, C. K., Kim, W. J., Chung, Y. J., & Park, Y. B. (1995). Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine, 20*(12), 1399-1405.

Tosun, B., Snmazcelik, T., Buluc, L., Curgul, I., & Sarlak, A. Y. (2008). Effect of insertional temperature on the pullout strength of pedicle screws inserted into thoracic vertebrae: an in vitro calf study. *Spine, 33*(19), E667-672.

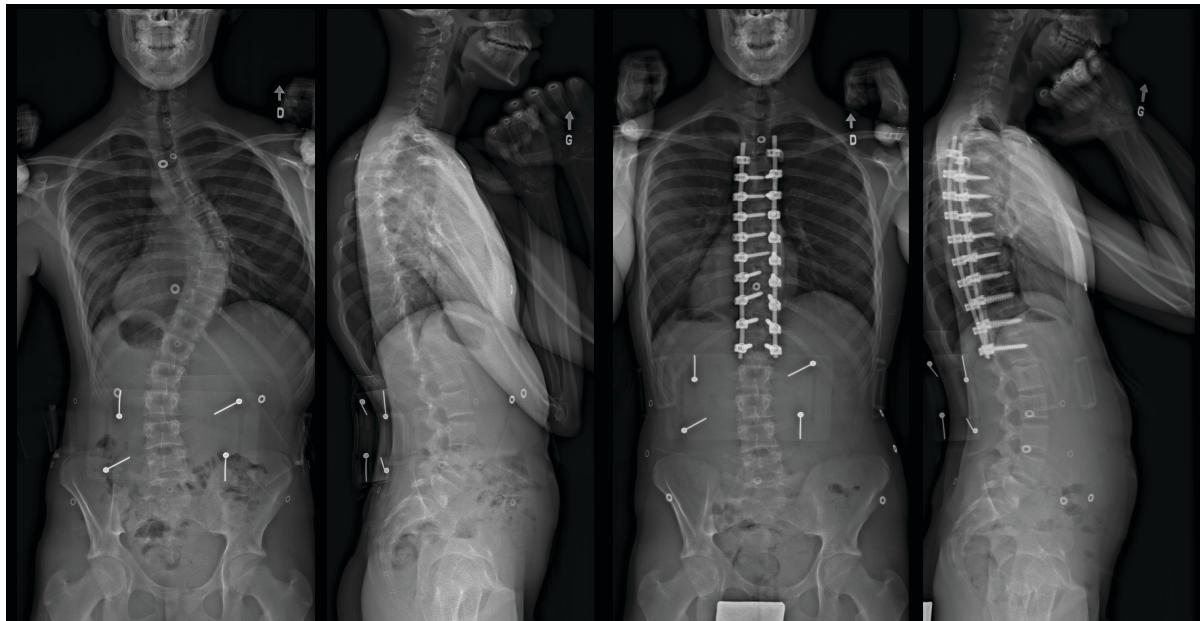
Unnikrishnan, R., Renjithkumar, J., & Menon, V. K. (2010). Adolescent idiopathic scoliosis: Retrospective analysis of 235 surgically treated cases. *Indian J Orthop, 44*(1), 35-41.

- Upasani, V. V., Tis, J., Bastrom, T., Pawelek, J., Marks, M., Lonner, B., et al. (2007). Analysis of sagittal alignment in thoracic and thoracolumbar curves in adolescent idiopathic scoliosis: how do these two curve types differ? *Spine*, 32(12), 1355-1359.
- Villemure, I., Aubin, C. E., Grimard, G., Dansereau, J., & Labelle, H. (2001). Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis: a longitudinal study. *Spine*, 26(20), 2244-2250.
- Wang, X., Aubin, C. E., Crandall, D., & Labelle, H. (2011). Biomechanical comparison of force levels in spinal instrumentation using monoaxial versus multi degree of freedom postloading pedicle screws. *Spine*, 36(2), E95-E104.
- Wang, X., Aubin, C. E., Crandall, D., & Labelle, H. (2011 Epub Feb 17). Biomechanical modeling and analysis of a direct incremental segmental translation system for the instrumentation of scoliotic deformities. *Clin biomec*, 26(6), 548-555.
- Wang, X., Aubin, C. E., Robitaille, I., & Labelle, H. (Soumis pour publication, Déc 2011). Biomechanical comparison of alternative densities of pedicle screws for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*.
- Weinstein, S. L. (2001). *The Pediatric spine : principles and practice*. New York: Raven Press.
- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine* (2nd ed.). Philadelphia: J.B. Lippincott.

- White, K. K., Oka, R., Mahar, A. T., Lowry, A., & Garfin, S. R. (2006). Pullout strength of thoracic pedicle screw instrumentation: comparison of the transpedicular and extrapedicular techniques. *Spine*, 31(12), E355-358.
- Willers, U., Transfeldt, E. E., & Hedlund, R. (1996). The segmental effect of Cotrel-Dubousset instrumentation on vertebral rotation, rib hump and the thoracic cage in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 5(6), 387-393.
- Wittenberg, R. H., Lee, K. S., Shea, M., White, A. A., 3rd, & Hayes, W. C. (1993). Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clin Orthop Relat Res*(296), 278-287.
- Wood, K. B., Transfeldt, E. E., Ogilvie, J. W., Schendel, M. J., & Bradford, D. S. (1991). Rotational changes of the vertebral-pelvic axis following Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine*, 16(8 Suppl), S404-408.
- Yang, S., Jones-Quaidoo, S. M., Eager, M., Griffin, J. W., Reddi, V., Novicoff, W., et al. (2011). Right adolescent idiopathic thoracic curve (Lenke 1 A and B): does cost of instrumentation and implant density improve radiographic and cosmetic parameters? *Eur Spine J*.

Annexe 1 – Radiographies préopératoires et postopératoires des patients scolioïques sélectionnés

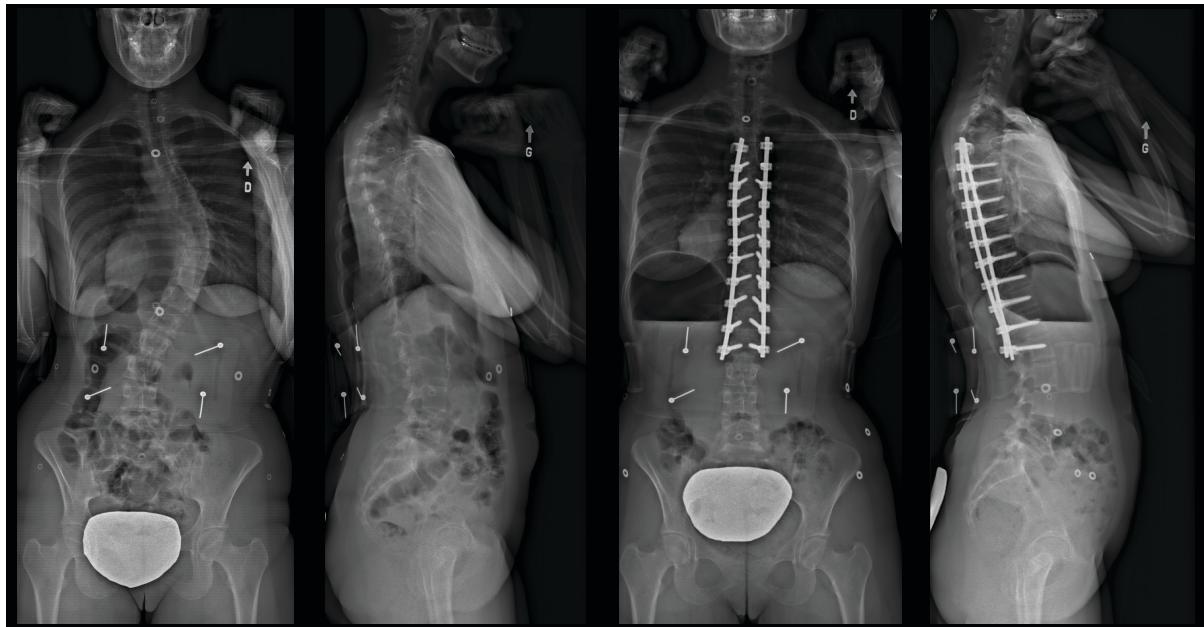
Cette annexe présente les radiographies préopératoires et postopératoires des patients scolioïques sélectionnés pour l'analyse biomécanique présentée dans le Chapitre 3.



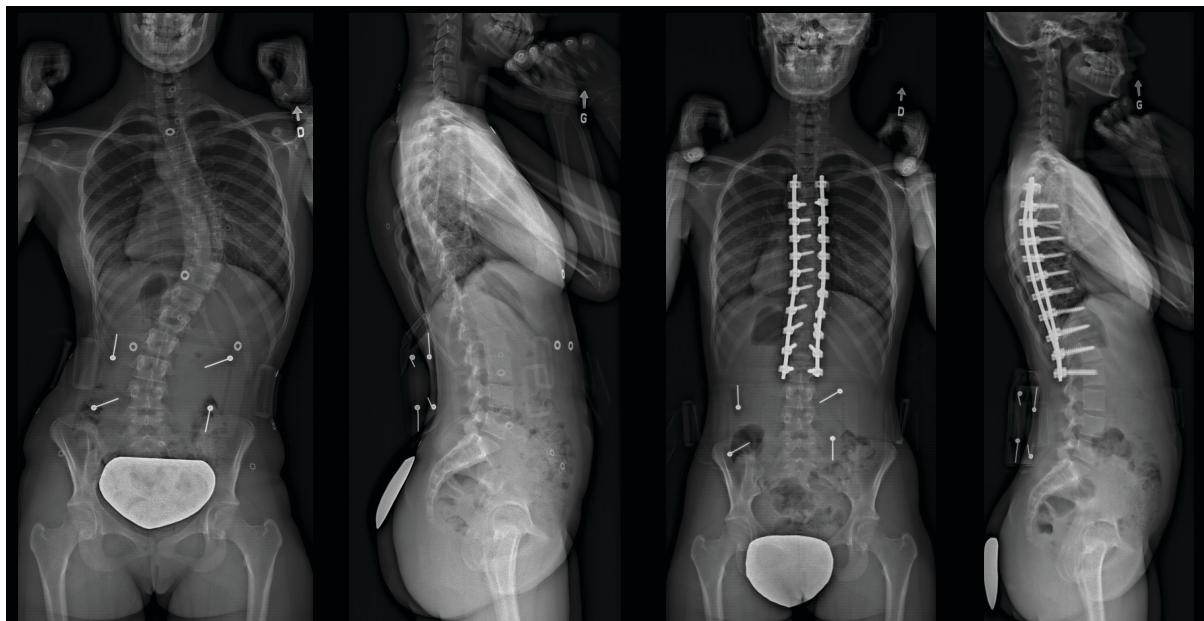
Patient 1



Patient 2



Patient 3



Patient 4

Annexe 2 : Description du fonctionnement et de l'installation du dispositif de dérotation vertébrale modélisé

Cette annexe présente le principe de fonctionnement et d'installation du dispositif de dérotation vertébrale modélisé pour l'analyse biomécanique présentée dans le Chapitre 3 (CD HORIZON® LEGACY™ Spinal System with vertebral column manipulation instrument set, Medtronic, Memphis, TN) (Lenke, 2008). L'installation du dispositif de dérotation vertébrale s'effectue en quatre étapes principales :

1. Attachement des leviers de dérotation

À cette étape, les vis pédiculaires sont déjà insérées dans les vertèbres du segment rachidien à instrumentaliser. Les leviers de dérotation [1] sont fixés sur les vis pédiculaires des vertèbres périapicales qui subiront, par la suite, la manœuvre de dérotation vertébrale. Un levier de dérotation est attaché à une tête d'implant par l'intermédiaire d'une pince qui se trouve à son extrémité. Un ressort maintient la pince en position fermée, afin d'assurer la cohésion entre la tête d'implant et le levier de dérotation.

2. Attachement du pont de dérotation

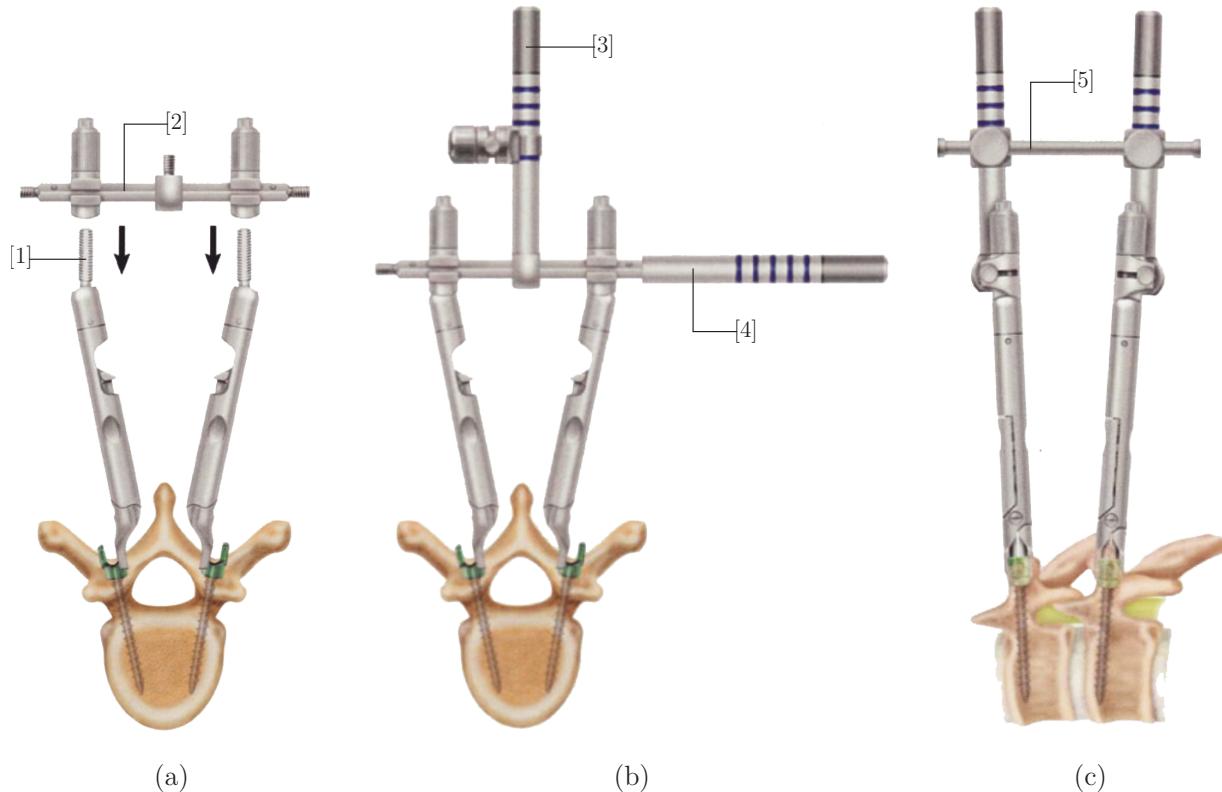
Les deux leviers de dérotation d'une même vertèbre sont ensuite reliés par l'intermédiaire d'un pont de dérotation et de deux écrous [2]. Les écrous sont tout d'abord insérés de part et d'autre du pont de dérotation, puis vissés progressivement sur la partie supérieure filetée des leviers de dérotation. Finalement, les écrous sont fermement serrés afin d'assurer une cohésion entre les deux leviers de dérotation.

3. Attachement des poignées de dérotation

Une fois le pont de dérotation mis en place, des poignées de dérotation y sont vissées en son centre [3] et du côté convexe de la courbure scoliotique [4].

4. Attachement des inter-liens de dérotation

L'étape finale consiste à attacher des liens [5] entre deux niveaux de dérotation vertébrale. Un inter-lien se compose de deux écrous attachés à une barre métallique cylindrique. Chaque écrou est inséré sur une poignée de dérotation. Par la suite, les écrous sont fermement serrés afin d'obtenir une cohésion entre deux niveaux vertébraux adjacents.



Mise en place et fixation du dispositif de dérotation vertébrale : (a) attachement des leviers et ponts de dérotation; (b) poignées de dérotation; (c) inter-liens de dérotation

(Adapté de Lenke (2008))

Annexe 3 – Modélisation du dispositif et de la manœuvre de dérotation vertébrale

Cette annexe présente des informations complémentaires concernant la modélisation du dispositif et de la manœuvre de dérotation vertébrale.

1. Dispositif de dérotation vertébrale

Les leviers de dérotation ont été modélisés par des cylindres indéformables puis reliés aux têtes d'implant par l'intermédiaire d'une liaison fixe. En effet, en considérant que les surfaces de contact sont parfaites, on peut conclure que tous les degrés de liberté sont condamnés pour la liaison « tête d'implant/levier de dérotation ».

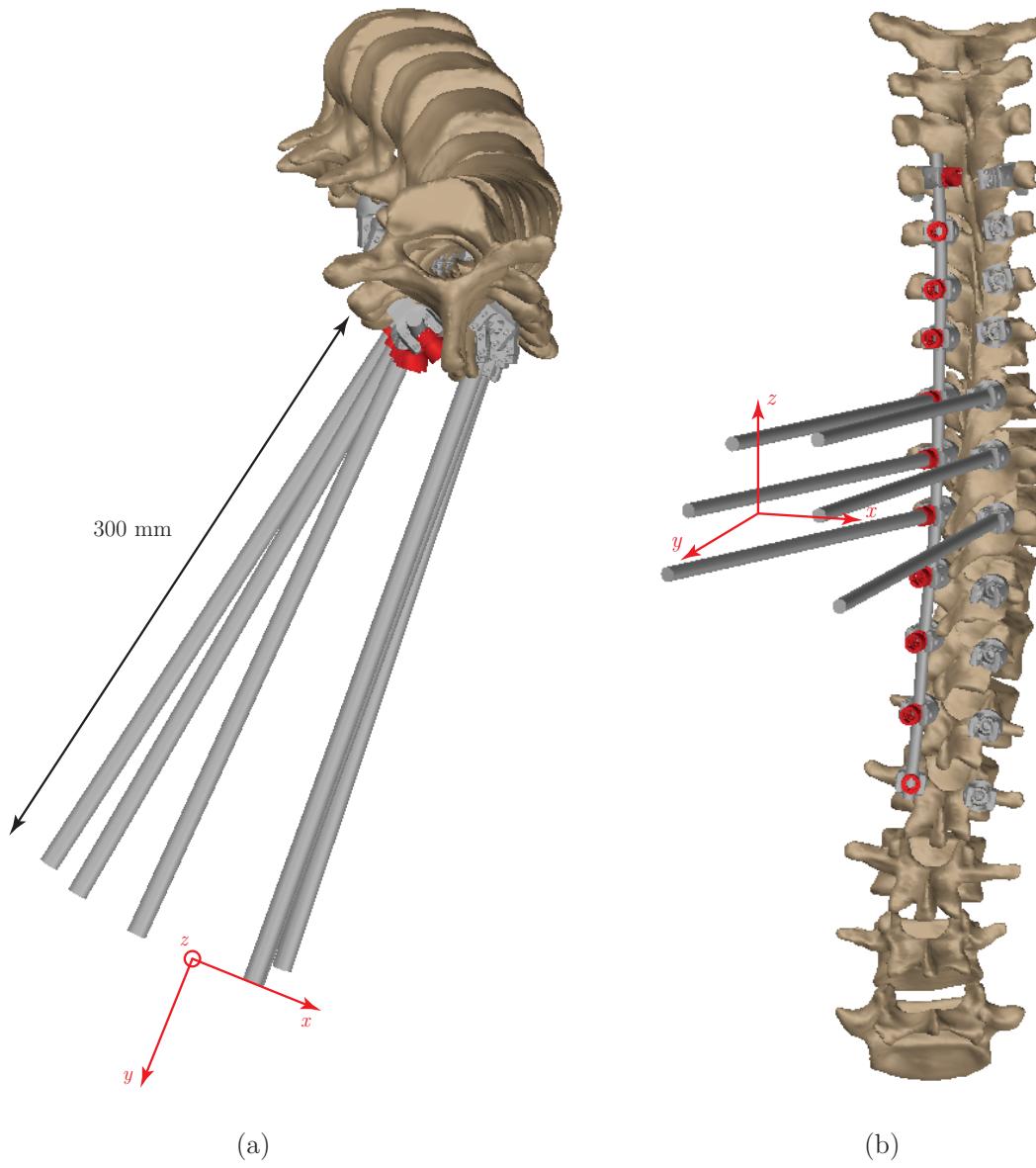
En réalité, les surfaces de contacts ne sont jamais parfaites et peuvent autoriser un jeu limité entre les différentes parties du système. Cependant, comme les déplacements permis entre la tête d'implant et le levier de dérotation sont relativement faibles par rapport aux déplacements des vertèbres durant la chirurgie d'instrumentation, ceci confirme le choix d'une liaison fixe pour la modélisation.

Aussi, la longueur des cylindres a été fixée à 300 mm, de manière à tenir compte de la hauteur cumulative du levier de dérotation et de la poignée de dérotation verticale (Cheng et al., 2010).

Les autres pièces du dispositif de dérotation vertébrale n'ont pas été modélisées géométriquement. L'action du pont de dérotation a été modélisée en créant une liaison fixe entre deux cylindres d'un même niveau de dérotation. Une liaison fixe a également été créée entre deux niveaux de dérotation afin de modéliser la fonction de l'inter-lien de dérotation.

2. Manœuvre de dérotation vertébrale

La manœuvre de dérotation vertébrale a été modélisée par l'application de deux forces principales : un moment (force tangentielle) et une force de traction antéropostérieure (force longitudinale).



Modélisation du dispositif et de la manœuvre de dérotation vertébrale : (a) vue dans le plan transverse; (b) vue dans le plan frontal

Ces deux forces ont été appliquées simultanément au niveau de l'extrémité supérieure des cylindres, par l'intermédiaire d'un repère rigidement attaché au dispositif de dérotation vertébrale modélisé. Les coordonnées du centre de ce repère correspondaient à la moyenne géométrique des coordonnées des extrémités supérieures des cylindres.

Le moment a été modélisé en appliquant graduellement une force médiale tangentielle au niveau du centre du repère (axe \vec{x}), jusqu'à obtenir l'orientation souhaitée du dispositif de dérotation vertébrale par rapport au plan sagittal. La force de traction antéropostérieure a été modélisée en appliquant une force longitudinale au niveau du centre du repère (axe \vec{y}), jusqu'à obtenir la norme souhaitée.