PolyPublie
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Modélisation biomécanique de la chirurgie par modulation de croissance de la colonne vertébrale scoliotique : analyse pour prévenir les déformations périphériques subséquentes
Auteur: Author:	Charlotte Raballand
Date:	2021
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Raballand, C. (2021). Modélisation biomécanique de la chirurgie par modulation de croissance de la colonne vertébrale scoliotique : analyse pour prévenir les déformations périphériques subséquentes [Mémoire de maîtrise, Polytechnique Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/9927/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/9927/
Directeurs de recherche: Advisors:	Carl-Éric Aubin
Programme: Program:	Génie mécanique

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Modélisation biomécanique de la chirurgie par modulation de croissance de la colonne vertébrale scoliotique : analyse pour prévenir les déformations périphériques subséquentes

CHARLOTTE RABALLAND

Département de génie mécanique

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

Génie mécanique

Décembre 2021

© Charlotte Raballand, 2021.

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

Modélisation biomécanique de la chirurgie par modulation de croissance de la colonne vertébrale scoliotique : analyse pour prévenir les déformations périphériques subséquentes

présenté par **Charlotte RABALLAND**

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

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

L'Hocine YAHIA, président
Carl-Eric AUBIN, membre et directeur de recherche
Mark DRISCOLL, membre

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche, Dr Carl-Eric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique à Polytechnique Montréal, de m'avoir donné l'opportunité de travailler sur ce projet et de m'avoir supervisé durant ces 2 ans et demi de maîtrise. Je le remercie chaleureusement pour ses conseils, j'ai énormément appris durant ces deux années et je repars avec de nouvelles compétences grâce à lui.

Un immense merci à Nikita qui a été une vraie partenaire dans cette aventure. Je te remercie encore pour ta disponibilité, pour ton expertise qui m'a beaucoup apportée et pour m'avoir toujours encouragée à rester motivée même quand il fallait refaire la même analyse pour la dixième fois.

I thank Dr Noelle Larson for sharing her clinical and orthopedic expertise with me during this project. It was a great honor to learn from and work with her.

Je remercie aussi chaleureusement les associées de recherche Christiane Caouette, Nathalie Bourassa et l'associé de recherche Christian Bellefleur, pour leur aide technique et leur disponibilité tout au long de ce projet.

Je remercie les différents organismes qui ont financé mon projet, principalement le CRSNG et la compagnie Medtronic pour le financement de la Chaire de recherche CRSNG/Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale, et l'institut TransMedTech. Merci de m'avoir offert de belles opportunités de développement professionnel comme personnel en rendant accessibles de nombreuses formations et conférences dans le domaine des technologies de la santé. Je finis ce projet avec beaucoup plus de connaissances que je ne l'aurai imaginé. J'en profite pour remercier Valérie pour toute l'aide qu'elle apporte au laboratoire et pour sa disponibilité.

Un grand merci aux étudiants et étudiantes du labo ; Sophie, Maeva, Aymeric, Roxanne (même si ce fut court) et les autres. La pandémie ne nous a pas permis de nous connaître comme je l'aurais souhaité ni de partager des moments ensemble en dehors du cadre du labo, mais votre disponibilité et votre écoute m'ont été précieuses.

Pour avoir embelli au-delà de l'imaginable cette aventure qu'est la maîtrise, je remercie du fond du cœur mes amis et amies du Québec : Mathilde, Raphaël, Anthony, les premiers avec qui je suis partie à l'aventure, rejointes et rejoints très vite par Lisa, Théo, PA, Thomas, Flo, Hugo, Etienne, Andrew et Vivien (qui est reparti trop tôt en France). Rien n'aurait été pareil sans vous, merci

d’avoir été là ! Merci aussi à tous et toutes les autres Gadz que j’ai rencontré au Québec que je n’ai pas cités et citées et avec qui j’ai partagé les hauts et les bas de ce projet.

Pour leur soutien et nos appels mensuels durant le confinement, merci à mes amies et amis des Arts et Métiers d’Angers, notamment Morgane avec qui j’ai eu la joie de découvrir le Québec, Valentine, Alice, Justine et Romane, restées en Europe. Un grand merci à toute ma famille de Gadz qui m’a beaucoup fait rire de loin.

Un immense remerciement à celles qui sont toujours là et ce depuis plus de 10 ans maintenant : Fanny, Cindy, Léana, Héloïse, Margaux et Zoé. Votre amitié sans frontière, votre soutien et vos écoutes ont sans cesse été pour moi une source de réconfort et de motivation et vous voir avancer aussi brillamment est une réelle source de fierté.

Merci à mes parents québécois, Maryse et Eric, mon point d’ancrage dans ce pays que je ne connaissais pas. Merci de toutes vos attentions et d’avoir pris soin de moi durant ces 2 ans et demi.

Merci à toute ma famille outre-atlantique, qui a toujours été là pour moi et qui m’a toujours apporté son soutien. Merci pour vos colis de denrées françaises et vos appels qui ont réchauffé mon cœur (surtout pendant l’hiver québécois). Une mention spéciale à mes deux petites sœurs, Julie et Mathilde, qui, malgré les 5000km qui nous ont séparées pendant 2 ans, m’ont toujours apporté le sourire et la motivation nécessaire pour mener ce projet à bien.

Un tendre merci à Clarence, qui a toujours été là durant cette aventure malgré la distance, pour m’encourager quand je ne trouvais pas ce que je voulais et me donner confiance en moi quand je doutais.

Enfin, je remercie les personnes sans qui cette aventure n’aurait jamais été possible ; mes parents, François et Françoise, qui m’ont toujours encouragée de toutes les manières possibles qui soient et qui m’ont permis de partir si loin. Je n’aurai certainement pas pu mener ce projet à bien sans votre soutien.

RÉSUMÉ

Deux à 3% des enfants présentent une scoliose, déformation 3D de la colonne vertébrale, dont 80% sont idiopathiques, c'est-à-dire sans origine connue. Pour les scolioses sévères (angle de Cobb >45°) ou à fort potentiel de croissance, un traitement chirurgical est requis afin de stopper la progression de la courbure. L'intervention chirurgicale actuellement la plus utilisée fait intervenir une fusion vertébrale, la rendant très impactante pour la qualité de vie de l'enfant à cause notamment de la perte de mobilité que cela entraine. Pour l'éviter, le dispositif *Anterior Vertebral Body Tethering* (AVBT), une chirurgie dite « sans-fusion » par modulation de croissance, a été développée en utilisant une approche basée sur le principe de Hueter-Volkman. Celui-ci stipule qu'un chargement en compression sur les plaques de croissances inhibe la croissance alors qu'une force distractive la stimule. L'AVBT vient ainsi comprimer le côté convexe de la courbure par un câble fixé sur le côté des corps vertébraux afin d'inhiber la croissance et favoriser l'expansion du côté concave. Par modulation de croissance, la colonne vient alors graduellement se redresser au cours du temps et de la croissance. L'AVBT est donc une méthode prometteuse puisque qu'elle préserve la mobilité de l'enfant et ne nécessite pas de chirurgie de suivi périodique pour redresser la colonne. Néanmoins, actuellement implantée de manière empirique par les chirurgiens et chirurgiennes orthopédistes, il manque encore des connaissances sur ses effets au long-terme notamment sur les risques de bris de câble, de surcorrection ou de déformations subséquentes (*adding-on*). Ces dernières peuvent, en effet, survenir sur les courbures non-instrumentées de la colonne suite à l'implantation de l'AVBT. Ainsi, la courbure distale sous-jacente à l'instrumentation pourrait subir une nouvelle déformation postopératoire à cause de l'implant, ou, au contraire, se stabiliser voire s'améliorer. Pour faciliter la prédiction d'une telle évolution, il s'avère nécessaire de comprendre et d'étudier l'effet de paramètres biomécaniques intervenant dans l'évolution du segment non-instrumenté distal afin de prédire l'effet du dispositif sur le rachis entier.

L'objectif de ce mémoire était de développer une technique d'analyse biomécanique afin de prédire les déformations secondaires périphériques distales induites par l'implantation d'un dispositif sans fusion par modulation de croissance AVBT pour la scoliose pédiatrique. Ceci était pour tester l'hypothèse que l'évolution de la courbure lombaire suivant l'instrumentation AVBT peut être prédite par l'angle de cunéiformisation (*wedging*) discal et l'asymétrie des forces sous la dernière vertèbre distale instrumentée (LIV).

Pour ce faire, un modèle biomécanique par éléments finis basé sur la reconstruction 3D de patients traités par AVBT a été utilisé. Ce modèle inclut le rachis et son positionnement pré-, intra- et post-opératoire ainsi que l'implantation du dispositif AVBT sur les vertèbres et sa mise en tension. La croissance et la modulation de croissance ont ensuite été simulées sur 24 mois afin de prédire les effets du dispositif sur la correction de la courbure au cours du temps. A partir de ce modèle, plusieurs indices biomécaniques ont été tirés des résultats de simulation. Ainsi, le moment appliqué sur la plaque de croissance du corps vertébral de la LIV+1 a été analysé pour évaluer sa capacité à prédire l'évolution de la courbure lombaire sous-jacente à l'instrumentation. Le moment est calculé à partir des pressions générées par le câble sous tension et les forces de gravitées agissant sur le rachis. Une étude de vérification et validation a été menée afin de s'assurer de la cohérence des valeurs de pressions relevées, nécessaires au calcul des moments. Des catégories ont été définies selon le profil d'évolution de la courbure distale non-instrumentée: 1) groupe C si la courbure lombaire se corrige, i.e, se réduit de plus de 10° à 2 ans après la chirurgie ; 2) groupe M si la courbure se maintient, i.e, varie de moins de 10° au cours de la croissance suivant l'implantation. Ce dernier groupe a aussi été sous-divisé en deux sous-groupes selon la valeur de l'angle de Cobb post-opératoire immédiat, supérieur ou inférieur à 20°. Par ailleurs, l'angle de cunéiformisation du disque intervertébral (DI) sous-jacent à la LIV mesuré sur les radiographies post-opératoires immédiates a aussi été étudié. La cohorte a été divisée en trois groupes selon sa valeur : « fermé » s'il était inférieur à -4°, « ouvert » s'il était supérieur à 4° et « parallèle » s'il était compris entre les deux. Ces deux paramètres ont été mis en corrélation avec l'angle de Cobb lombaire post-opératoire à 2 ans.

Pour le groupe C, le moment moyen est de 538 Nmm, tandis que pour le groupe M, le moment moyen est de 155 Nmm pour un angle de Cobb lombaire supérieur à 20° et de 34 Nmm pour un angle de Cobb inférieur à 20°. Un moment positif semble donc corriger la courbure distale sous-jacente à l'instrumentation alors qu'un moment nul la maintiendrait après la chirurgie. Aucune corrélation n'a été trouvée avec l'angle de Cobb lombaire post-opératoire après 2 ans de croissance.

Concernant les angles de cunéiformisation, il est en moyenne de 1° pour le groupe C et de 0° pour le groupe M. Une faible corrélation (R^2=0.4) existe entre l'angle du DI et l'angle de Cobb lombaire post-opératoire à 2 ans pour le groupe C et une tendance (R^2=0.2) a été relevée pour le groupe M. Les DI parallèles semblent ainsi favoriser la correction de la courbure distale.

Cependant, l'importante variabilité des métriques étudiées entre les cas ne permet pas d'utiliser uniquement les moments et la cunéiformisation sous-jacente à la LIV pour prédire le profil de correction pour un ou une patiente donnée. Il en est déduit que d'autres facteurs biomécaniques tels que la flexibilité, la déformation scoliotique initiale, l'équilibre sagittal ou encore la tension du câble et le choix de la LIV pourraient influencer l'évolution de la courbure suivant la chirurgie. Par ailleurs, une plus grande cohorte augmenterait la puissance statistique de l'étude et des cas de surcorrection ou de détérioration de la courbure lombaire seraient utiles afin de pousser plus loin notre étude quant à l'influence des moments et de la cunéiformisation sur le profil de correction de la courbure distale non-instrumentée. Une étude multiparamétrique serait donc intéressante à mener afin d'étudier les effets combinés de plusieurs paramètres sur la prédiction de la courbure distale.

Ce projet montre qu'une approche biomécanique personnalisée, basée sur un modèle par éléments finis adapté à la reconstruction 3D des patients et des patientes, et utilisant deux paramètres biomécaniques, permet de dégager deux profils d'évolution de la courbure distale sous-jacente à l'instrumentation. L'étude devrait être poursuivie sur une cohorte plus importante et en incluant plusieurs autres paramètres biomécaniques. À terme, il est anticipé que ceci permettrait de mieux prédire l'évolution du rachis suite à l'implantation de l'AVBT et ainsi de mieux planifier l'intervention chirurgicale.

ABSTRACT

Two to 3% of children have scoliosis, a 3D spinal deformity, of which 80% are idiopathic, i.e. without a known origin. For severe scoliosis (Cobb angle >45°) or with high growth potential, surgical treatment is required to stop the progression of the curvature. The most commonly used surgical procedure currently involves a spinal fusion, making it very impactful on the patient's quality of life due to the loss of mobility that it entails. To avoid this, the *Anterior Vertebral Body Tethering* (AVBT) a fusionless device by growth modulation, has been developed using an approach based on the Hueter-Volkman principle. This principle states that compressive loading on the growth plates inhibits growth while a distractive force stimulates it. The AVBT compresses the convex side of the curvature with a tether attached to the side of the vertebral bodies to inhibit growth and promote expansion on the concave side. Then, by growth modulation, the spine gradually straightens out over time and with growth. AVBT is therefore a promising method since it preserves the patient's mobility and does not require periodic follow-up surgery to straighten the spine. Nevertheless, currently implanted empirically by orthopedic surgeons, there is still a lack of knowledge about its long-term effects, particularly about the risks of cable breakage, overcorrection or subsequent deformities (adding-on). The latter may occur on non-instrumented spinal curvatures after AVBT implantation. Thus, the distal curvature underlying the instrumentation could undergo further postoperative deformation due to the implant, or, on the contrary, stabilize or even improve. To help predict such evolution, it is necessary to understand and study the effect of biomechanical parameters involved in distal non-instrumented segment evolution in order to predict the effect of the device on the entire spine.

The objective of this thesis was to develop a biomechanical analysis technique to predict distal secondary peripheral deformities induced by implantation of a fusionless AVBT device for pediatric scoliosis. The hypothesis to be tested was that the evolution of lumbar curvature following AVBT instrumentation can be predicted by the wedging angle of the disc and the asymmetry of forces under the lower instrumented vertebrae (LIV).

For this purpose, a biomechanical finite element model based on the 3D reconstruction of patients treated with AVBT was used. This model includes the spine and its pre-, intra- and postoperative positioning as well as the implantation of the AVBT device on the vertebrae and its tensioning. Growth and growth modulation are then simulated over 24 months to predict the effects of the

device on curvature correction over time. From this model, several biomechanical indices can be extracted from the simulation results. For example, the moment applied to the LIV+1 vertebral body growth plate was analyzed to assess its ability to predict the evolution of the lumbar curvature underlying the instrumentation. The moment is calculated from the pressures generated by the tensioned cable and the gravitational forces acting on the spine. A verification and validation study was conducted to ensure the consistency of the pressure values recorded, necessary for the calculation of the moments. Categories were defined according to the evolution of the distal non-instrumented curvature: 1) group C if the lumbar curvature corrects, i.e., reduces by more than 10° at 2 years after surgery; 2) group M if the curvature is maintained, i.e., varies by less than 10° during the growth following implantation. This last group was also subdivided into two subgroups according to the value of the immediate postoperative Cobb angle, greater or less than 20°. In addition, the wedge angle of the intervertebral disc (ID) underlying the LIV measured on immediate postoperative radiographs was also studied. The cohort was divided into three groups according to its value: "closed" if it was less than -4°, "open" if it was greater than 4°, and "parallel" if it was between the two. These two parameters were correlated with the postoperative lumbar Cobb angle at 2 years.

For group C, the mean moment was 538 Nmm, whereas for group M, the mean moment was 155 Nmm for a lumbar Cobb angle greater than 20° and 34 Nmm for a Cobb angle less than 20°. A positive moment thus appears to correct the distal curvature underlying the instrumentation, whereas a zero moment would maintain it after surgery. No correlation was found with the postoperative lumbar Cobb angle after 2 years of growth.

Concerning the wedge angles, it was on average 1° for group C and 0° for group M. A poor correlation (R^2=0.4) existed between the DI angle and the postoperative lumbar Cobb angle at 2 years for group C and a trend (R^2=0.2) was noted for group M. Parallel DIs thus seem to favor correction of the distal curvature.

However, the large variability of the studied metrics between cases does not allow to use only the moments and the wedging underlying the LIV to predict the correction profile of individual cases. It is inferred that other biomechanical factors such as flexibility, initial scoliotic deformity, sagittal balance or cable tension and the choice of LIV could influence the evolution of curvature during growth following surgery. Furthermore, a larger cohort would increase the statistical power of the

study and cases of overcorrection or deterioration of lumbar curvature would be useful to further our conclusions regarding the influence of moments and wedging on the correction profile of non-instrumented distal curvature. Therefore, a multiparametric study would be interesting to investigate the combined effects of several parameters on the prediction of distal curvature.

This project shows that a personalized biomechanical approach, based on a finite element model adapted to the 3D reconstruction of patients, and using two biomechanical parameters, allows to identify two profiles of evolution of the distal curvature underlying the instrumentation. The study should be continued on a larger cohort and including several other biomechanical parameters. Ultimately, it is anticipated that this would provide a better prediction of the evolution of the spine after AVBT implantation and thus allow a better planning of the surgical intervention.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS III

RÉSUMÉ V

ABSTRACT VIII

TABLE DES MATIÈRES XI

LISTE DES TABLEAUX XIV

LISTE DES FIGURES XV

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XVIII

LISTE DES ANNEXES XX

CHAPITRE 1 INTRODUCTION 1

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE 4

2.1 Anatomie du rachis 4

2.1.1 Anatomie structurale et fonctionnelle du rachis 4

2.1.2 Plaques de croissance 9

2.1.3 Biomécanique de la colonne vertébrale 11

2.2 Croissance du rachis 16

2.2.1 Mécanisme de croissance longitudinale 16

2.3 Modulation de croissance 17

2.3.1 Mécanobiologie des plaques de croissance 17

2.3.2 Principe de Hueter-Volkmann ou principe de modulation de croissance 17

2.3.3 Chargements et modulation de croissance 18

2.3.4 Algorithme de simulation de croissance et de modulation de croissance 20

2.4 Déformations du rachis 20

2.4.1 La scoliose 20

2.4.2 Pathomécanisme et traitement de la scoliose 25

2.5 Techniques d'instrumentation chirurgicale sans fusion par modulation de croissance 31

2.5.1 Traitements chirurgicaux sans fusion 31

2.5.2 Anterior Vertebral Body Tethering (AVBT) ou Anterior Vertebral Body by Growth Modulation (AVBGM) 37

2.6 Techniques de modélisation pour la simulation d'AVBGM 40

2.6.1 Techniques de reconstruction 3D 40

2.6.2 Techniques de modélisation par éléments finis et de validation 42

2.6.3 Revue critique des études antérieures de simulation d'AVBGM 45

CHAPITRE 3 OBJECTIFS, HYPOTHESES ET RATIONNELLE DU PROJET 48

3.1 Synthèse de la problématique 48

3.2 Objectifs 48

3.3 Hypothèses 49

3.4 Rationnelle 49

CHAPITRE 4 ARTICLE 1: PREDICTION OF POST-OPERATIVE ADDING-ON OR COMPENSATORY LUMBAR CURVE CORRECTION AFTER ANTERIOR VERTEBRAL BODY TETHERING 51

4.1 Présentation de l'article 51

4.2 Article: Prediction of Post-Operative Adding-on or Compensatory Lumbar Curve Correction After Anterior Vertebral Body Tethering 51

4.2.1 Abstract 51

4.2.2 Introduction 52

4.2.3 Methods 53

4.2.4 Results 56

4.2.5 Discussion 56

4.2.6 References 58
4.2.7 Tables and Figures 60
CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE 64
CHAPITRE 6 CONCLUSION, RECOMMANDATIONS ET PERSPECTIVES 69
RÉFÉRENCES 71
ANNEXES 75

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 - Facteurs de sensibilité dans la littérature 20

Tableau 2.2 - Différents échelon de l'indice de Sanders (Sanders, (2008)) 28

Tableau 4.1 - Lumbar Cobb postoperatively and after two years 60

Tableau 4.2- Coronal moment Mx2, at LIV+1 (in Nmm) 60

Tableau 4.3 - ID angle below LIV 61

Tableau A.1 - Valeurs des moments obtenus 77

Tableau A.2 - Valeurs de moments dans la littérature (Clin et al. (2011)) 78

Tableau B.1 - Paramètres biomécaniques des patients et patientes de l'étude 79

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1 – Segments et courbures de la colonne vertébrale (adaptée de Rouvière, Cordier et Delmas (1962))....5

Figure 2-2 – Vertèbre thoracique, vues du dessus et latérale (adaptée de Rouvière, Cordier et Delmas (1962))....5

Figure 2-3 - Disque intervertébral (adaptée de Wikimedia Commons)....6

Figure 2-4 - Cage thoracique (adaptée de pixabay.com, image libre de droits)....7

Figure 2-5 - Ligaments du rachis (adaptée de spineuniverse.com, image libre de droits)....8

Figure 2-6 - Le bassin, vue de face (adapté de Rouvière, Cordier et Delmas (1962))....8

Figure 2-7 - Muscles de la colonne, vue de dos (adaptée de Marieb (2019))....9

Figure 2-8 – Schéma d'une plaque de croissance et identification des zones (adaptée de Marieb & Hoehn, 2019)....10

Figure 2-9 - Coupes anatomiques (tirées de wikipedia.com, image libre de droit)....11

Figure 2-10 - Amplitude des mouvements en flexion et extension dans le plan sagittal de la colonne (tirée de Cobetto (2017))....12

Figure 2-11 - Amplitude des mouvements en flexion latérale dans le plan frontal de la colonne (tiré de Cobetto (2017))....13

Figure 2-12 - Amplitude des mouvements en rotation dans le plan transverse de la colonne (tirée de Cobetto (2017))....13

Figure 2-13 – Pression intradiscale induite par la position (tirée de Cobetto (2017))....14

Figure 2-14 - Scoliose idiopathique (vue postéro-antérieure)....21

Figure 2-15 - Mesures des angles de Cobb thoracique et lombaire....23

Figure 2-16 - Test d'inflexion latérale à gauche puis à droite....24

Figure 2-17 - Test de suspension....25

Figure 2-18 - Cercle vicieux proposé par Stokes et al. du à l'asymétrie des charges appliqués sur la plaque de croissance 26

Figure 2-19 - Évaluation de l'indice de Risser selon l'accolement du cartilage de croissance (tiré de Hacquebord & Leopold, (2012)) 27

Figure 2-20 – En bleu : cartilages observés durant la croissance pour déterminer l'indice de Sanders. Ici, échelon 1 : les épiphyses sont complètement désolidarisées des métaphyses (tirée de Sanders et al, 2008) 29

Figure 2-21 - Échelon 8 sur l'échelle de Sanders : toutes les épiphyses ont fusionné avec les métaphyses, il n'y a plus de cartilage de croissance (tirée de Sanders et al, 2008) 29

Figure 2-22 - Traitement chirurgical par fusion vertébrale 31

Figure 2-23 - Cercle vertueux du redressement d'une courbure scoliotique 32

Figure 2-24 - a) Dispositif par tiges de croissance (tirée de Matsumoto et al. (2014)), b) MAGEC (tirée de Skaggs et al. (2014)) 33

Figure 2-25 – Schéma du dispositif sans fusion Shilla 34

Figure 2-26 - Agrafes vertébrales (tirée de Skaggs et al. (2014)) 35

Figure 2-27 - Dispositif *Anterior Vertebral Body Tethering* (AVBT) 36

Figure 2-28 - Imagerie biplanaire d'un dispositif EOS (adaptée de Jarrett & Ecklund (2021)) 41

Figure 2-29 – Reconstruction 3D du rachis d'une patiente scoliotique à partir de ses radiographies bi-planaires 42

Figure 2-30 - Rachis modélisé par éléments finis 43

Figure 4-1 - Coronal moments Mx1 and Mx2 applied to the LIV and LIV+1 (posterior-anterior view) 61

Figure 4-2 - Classification of intervertebral discs under LIV according to their measured angle . 61

Figure 4-3 - Correlation between the lumbar Cobb angle at two years and the coronal moment Mx2 62

Figure 4-4 - Correlation between the 2-yr lumbar Cobb angle and ID below LIV 62

Figure 4-5 - Direction of expected moments on LIV (Mx1) and LIV+1 (Mx2) according to residual lumbar curves and correction categories: a) Subgroups C and M with lumbar Cobb >20°, b) Subgroup M with lumbar Cobb <20° 63

Figure A-1 - Cylindre modélisant le corps vertébral d'une vertèbre du MEF 75

Figure A-2 - Schématisation des pressions exercées sur le corps vertébral (vue postéro-antérieure). Cas 1 : pressions égales. Cas 2 : pressions différentes 76

Figure A-3 - Simulation de deux pressions appliquées sur un cylindre. A gauche : pression uniforme de 0.5MPa, des deux côtés. A droite : pression uniforme de 0.2MPa à gauche et de 0.8MPa à droite 76

Figure A-4 - Moment selon x sur la plaque de croissance supérieure du corps vertébral (vue postéro-antérieure) 77

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
AIS	*Adolescent Idiopathic Scoliosis*
AVBT	*Anterior Vertebral Body Tethering*
AVBGM	*Anterior Vertebral Body by Growth Modulation*
C1 à C7	Première à la septième vertèbre cervicale
C	Groupe Correction : courbure lombaire réduite de plus de 10° à 2 ans postopératoire
CT-scan	Tomodensitométrie, *Computed tomography*
DI	Disque intervertébral
F	Catégorie Fermée : angle du disque intervertébral inférieur à -4°
FEM	*Finite element modeling*
G	Taux de croissance (mm/année)
ID	*Intervertebral Disc*
In vivo	Expérimentation réalisée sur un organisme vivant
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
L1 à L5	Première à la cinquième vertèbre lombaire
LAT	Latérale
LIV	*Lower instrumented vertebrae*
M	Groupe Maintien : courbure lombaire qui varie de moins de 10° à 2 ans postopératoire
Max	Maximum
MEF	Modèle par éléments finis

Min	Minimum
mm	Millimètre
MPa	Mega Pascal (1Pa = 1kg/m.s^2)
MT	Désigne la courbure thoracique principale, *Major Thoracic*
N	Newton (kg.m/s^2)
O	Catégorie Ouverte : angle du disque intervertébral supérieur à 4°
P	Catégorie Parallèle : angle du disque intervertébral compris entre -4° et 4°
PA	Postéro-antérieure
T1 à T12	Première à la douzième vertèbre thoracique
S1 à S5	Première à la cinquième vertèbre sacrale
SIA	Scoliose Idiopathique de l'adolescent
SRS	*Scoliosis Research Society*
Tether	Dispositif sans fusion d'attaches antérieures aux corps vertébraux
TL/L	Désigne la courbure thoraco-lombaire/lombaire, *Thoraco-lumbar/lumbar*
UIV	*Upper instrumented vertebrae*
β	Facteur de sensibilité du taux de croissance aux chargements mécaniques (MPa^{-1})
σ	Chargement (kg/m.s^2)

LISTE DES ANNEXES

Annexe A Étude de vérification et validation des valeurs de pressions pour le calcul des moments 75

Annexe B Caractéristiques des patients et patientes de l'étude 79

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Deux à 3% des enfants sont touchés par la scoliose, une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace. La prise en charge dépend du degré de sévérité de la courbure, allant d'un simple suivi (angle de Cobb <20°) à un traitement conservateur par corset orthopédique (angle de Cobb entre 20° et 45°) à un traitement chirurgical si la courbure devient sévère (angle de Cobb > 45°) avec un potentiel de croissance résiduel important, d'au moins 2 ans (Mayo Clinic Staff; Samdani et al., 2014). Le traitement chirurgical actuellement le plus utilisé est une instrumentation postérieure avec fusion vertébrale très invasive et qui vient modifier significativement la mobilité de l'enfant. Pour la retarder et même l'éviter, des traitements chirurgicaux alternatifs, dits « sans-fusion », se développent pour corriger les déformations rachidiennes. Ils se basent sur le principe de Hueter-Volkman, selon lequel la croissance longitudinale des vertèbres peut être modulée par les charges appliquées aux plaques de croissance. En venant rééquilibrer les charges trop importantes du côté concave de la courbure vers le côté convexe, ces traitements viennent stimuler la croissance pour redresser progressivement la colonne en modulant la croissance des vertèbres. L'*Anterior Vertebral Body Tethering* (AVBT) est une approche par compression, nécessitant la mise en place d'implants fixés aux vertèbres du côté convexe du rachis scoliotique et reliés par un câble souple. Ce dernier est alors mis en tension, venant comprimer le côté convexe du rachis pour inhiber sa croissance, et relâcher la compression du côté concave du rachis pour stimuler sa croissance, contribuant ainsi à corriger graduellement l'alignement de la colonne vertébrale durant la période de croissance résiduelle postopératoire (Baker, Mildbrandt, Potter, & Larson, 2020; Newton et al., 2020). Cette intervention est potentiellement bénéfique par rapport à l'arthrodèse actuellement effectuée puisqu'en évitant la fusion vertébrale, la mobilité du rachis est préservée, augmentant la qualité de vie de l'enfant après l'opération. Par ailleurs, le temps d'opération et la perte de sang plus faibles ainsi que la plus petite taille de l'instrumentation participent à diminuer l'impact du traitement. (Newton et al., 2020; Samdani et al., 2021). Ce dernier offre ainsi 21 à 53% de correction post-opératoire pour atteindre 45 à 75% après 2 ans de croissance (Cobetto, Aubin, & Parent, 2018; Newton et al., 2020; Samdani et al., 2014; Samdani et al., 2021). Malgré des études cliniques toujours plus nombreuses, il reste cependant des inconnues quant à l'effet au long terme de cette intervention et plusieurs complications sont rapportées. La correction est ainsi montrée comme plus faible et moins prédictible que celle de l'arthrodèse, notamment à cause de la technique

d'implantation empirique du dispositif (Cobetto et al., 2018; Newton et al., 2020). La correction apportée durant la chirurgie est encore peu connue à cause de sa dépendance au potentiel de croissance, à la flexibilité du rachis et à la tension du câble appliquée. Enfin, l'effet à moyen et long terme de l'implant sur le rachis entier reste relativement peu connu. En effet, la survenue de sous- ou surcorrections est toujours probable, pouvant mener à des révisions chirurgicales si elles surviennent (Newton, 2020; Newton et al., 2020; Samdani et al., 2014; Samdani et al., 2021). Par ailleurs, plusieurs études rapportent l'apparition de déformations subséquentes sur les segments non-instrumentés de colonnes scoliotiques suite à l'implantation de l'AVBT. Ainsi, au bout de quelques années de croissance postopératoires (2.3 ans en moyenne d'après l'étude de Newton et al. (2020)), les courbures proximales et distales se détériorent, i.e. leurs angles de Cobb augmentent, et des révisions chirurgicales sont nécessaires afin de corriger ces déformations (Newton, 2020; Newton et al., 2020; Samdani et al., 2021). Le taux de réopération suite à l'implantation du dispositif AVBT est donc plus élevé que celui de la fusion vertébrale, ce qui limite encore l'utilisation de cet implant.

Un modèle par éléments finis personnalisé à la géométrie 3D du patient a été développé et validé afin de simuler l'implantation de l'AVBT et prédire son effet de correction sur une période de 1 à 2 ans (Cobetto et al., 2018), avec une précision moyenne de 4 degrés (± 4°) pour prédire la correction de la courbure thoracique instrumentée à 2 ans (Cobetto, Aubin, & Parent, 2020), ainsi que la courbure lombaire (4° ±4°), la cyphose et la lordose (5°±5°). Néanmoins, Cobetto et al. ne se sont pas intéressés aux conditions d'apparition de courbures (*adding-on)* qui peuvent survenir suivant l'opération sur le segment sous-jacent à l'instrumentation (Cobetto et al., 2020). Ainsi, même si l'effet de l'implantation de l'AVBT est prédictible de manière crédible grâce au modèle, les facteurs menant à une déformation secondaire due à l'implant même sont encore à être étudiés.

Afin de mieux comprendre les mécanismes et facteurs qui interviennent dans l'évolution du segment distal après l'implantation du dispositif, l'objectif général de ce projet était donc de développer une technique d'analyse biomécanique afin de prédire les déformations secondaires périphériques distales induites par l'implantation d'un dispositif sans fusion par modulation de croissance AVBT pour la scoliose pédiatrique.

Ce mémoire est divisé en 6 chapitres, en commençant par une revue de littérature au chapitre 1. Le chapitre 2 présente les objectifs et les hypothèses de ce mémoire ainsi que la rationnelle. Ensuite,

au chapitre 3, une étude sous forme d'un article scientifique présente le cœur de ce mémoire, i.e. une méthode basée sur un modèle par éléments finis pour interpréter les facteurs impliqués dans les déformations secondaires périphériques distales, les principaux résultats obtenus ainsi que leur interprétation. Une étude de vérification et validation sur les calculs de moments utilisés pour le projet a été menée et est présentée en annexe. Enfin, le chapitre 5 propose une discussion générale sur l'ensemble de l'étude. La conclusion et les recommandations de ce projet sont données à la fin du mémoire.

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 Anatomie du rachis

2.1.1 Anatomie structurale et fonctionnelle du rachis

2.1.1.1 Vertèbres

Le rôle de la colonne vertébrale est de protéger la moelle épinière, de transférer le poids du corps vers le bassin et de supporter la tête (Rouvière, Cordier, & Delmas, 1962). Pour cela, elle est composée d'un empilement de 35 vertèbres de 5 types différents (Figure 2-1). Les premières, sur la partie proximale, se nomment les vertèbres cervicales et sont numérotées de C1 à C7, avec C1 l'atlas et la C2, l'axis. Ce sont les deux plus petites vertèbres de la colonne et elles présentent des canaux transversaires pour le passage des artères cervicales. Ensuite, viennent les vertèbres thoraciques, numérotées de T1 à T12 (Figure 2-2). Elles ont pour rôle de supporter les charges appliquées sur le corps comme le poids de ce dernier ou les charges externes. La taille de leur corps vertébral va en s'accroissant dans le sens cranio-caudal pour supporter les charges qui augmentent dans le même sens. Enfin, la troisième partie de la colonne vertébrale est composée des vertèbres lombaires, de L1 à L5. Leur corps vertébral est plus volumineux et robuste car il doit supporter tout le poids du haut du corps (Marieb & Hoehn, 2019). Enfin, la colonne vertébrale se termine par les vertèbres sacrée et coccygienne.

Les vertèbres se composent de différentes parties (Figure 2-2) dont la principale est le corps vertébral. De forme cylindrique, c'est cette partie qui supporte les charges appliquées sur le rachis. Les deux pédicules lient le corps vertébral et les apophyses. Les apophyses articulaires permettent le mouvement des vertèbres entre elles alors que les apophyses transverses, de part et d'autre de l'apophyse épineuse, servent de points d'attaches pour les ligaments et les muscles du torse (Hall, 1999; Marieb & Hoehn, 2019; White & Panjabi, 1990).

La colonne présente aussi quatre courbures concaves et convexes dans le plan sagittal (Figure 2-1). Les courbures ventrales sont appelées cyphoses thoracique et sacrée et les courbures dorsales sont nommées lordoses cervicale et lombaire. Ces courbures permettent d'augmenter la flexibilité du corps et sa résistance aux chocs tout en maintenant sa rigidité et sa stabilité grâce aux disques

intervertébraux (Hall, 1999; Marieb & Hoehn, 2019; Rouvière et al., 1962; White & Panjabi, 1990).

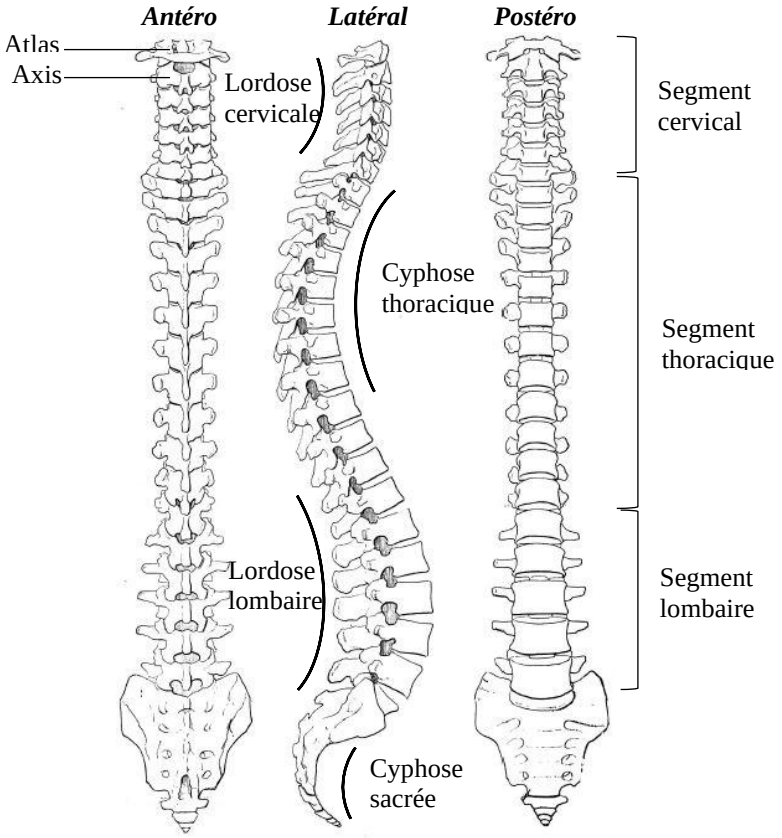


Figure 2-1 – Segments et courbures de la colonne vertébrale (adaptée de Rouvière, Cordier et Delmas (1962))

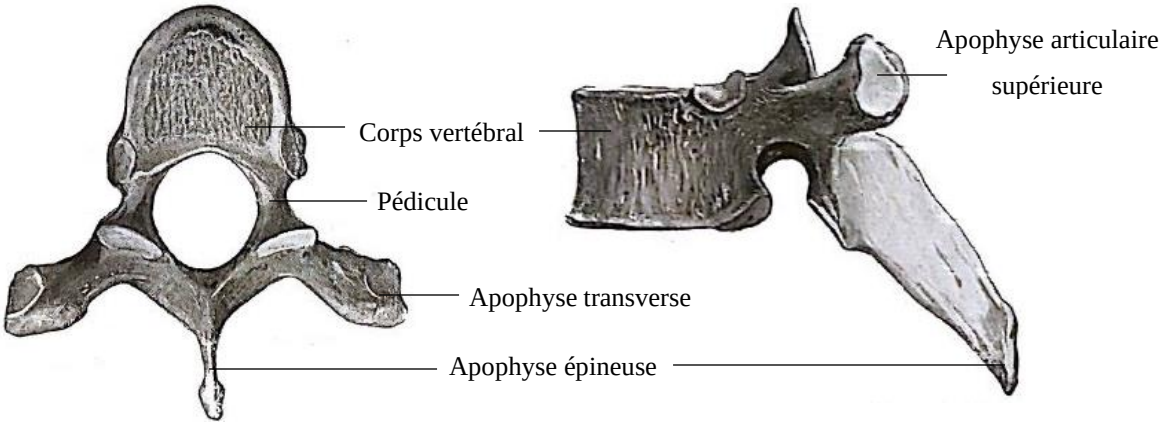


Figure 2-2 – Vertèbre thoracique, vues du dessus et latérale (adaptée de Rouvière, Cordier et Delmas (1962))

2.1.1.2 Disques intervertébraux

Le disque intervertébral est présent entre chaque vertèbre. Il est composé d'un noyau pulpeux, *nucleus pulposus*, qui permet le mouvement des vertèbres entre elles et d'absorber les chocs ainsi que d'un anneau rigide *annulus fibrosus*, qui sert à protéger le noyau (Figure 2-3). Il est fait de fibres de collagène obliques, orientées ainsi à cause des axes des différentes tensions soumises au disque. La taille des disques augmente aussi dans la direction cranio-caudale : ils sont alors plus grands au niveau lombaire, là où les charges sont les plus importantes (Hall, 1999; Marieb & Hoehn, 2019; Rouvière et al., 1962; White & Panjabi, 1990).

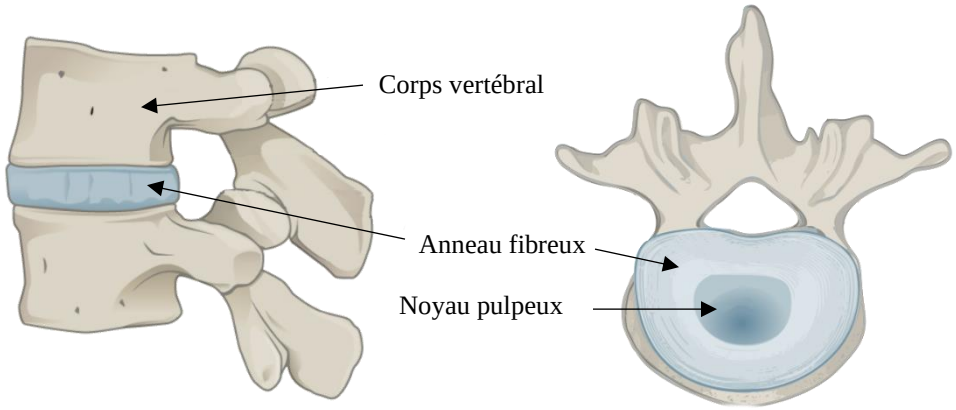


Figure 2-3 - Disque intervertébral (adaptée de Wikimedia Commons)

2.1.1.3 Cage thoracique

La cage thoracique sert à soutenir et rigidifier le segment thoracique de la colonne grâce à douze paires de côtes dont le côté postérieur est relié aux vertèbres correspondantes par leur tête et tubérosité. Les sept premières côtes proximales sont reliées directement au côté antérieur du sternum par l'intermédiaire de cartilages costaux individuels. Les trois suivantes sont aussi reliées au sternum mais cette fois-ci par un cartilage costal fusionné; elles sont nommées « fausses-côtes ». Les deux autres côtes sont appelées « côtes flottantes » car elles ne sont pas rattachées au sternum (Figure 2-4). Ainsi, les côtes forment une cage qui protège les organes vitaux tels que le cœur et les poumons, situés à l'intérieur de celle-ci. L'espace entre les côtes est occupé par les muscles et les ligaments intercostaux. Ils sont responsables des mouvements respiratoires (Hall, 1999; Marieb & Hoehn, 2019; Rouvière et al., 1962; White & Panjabi, 1990).

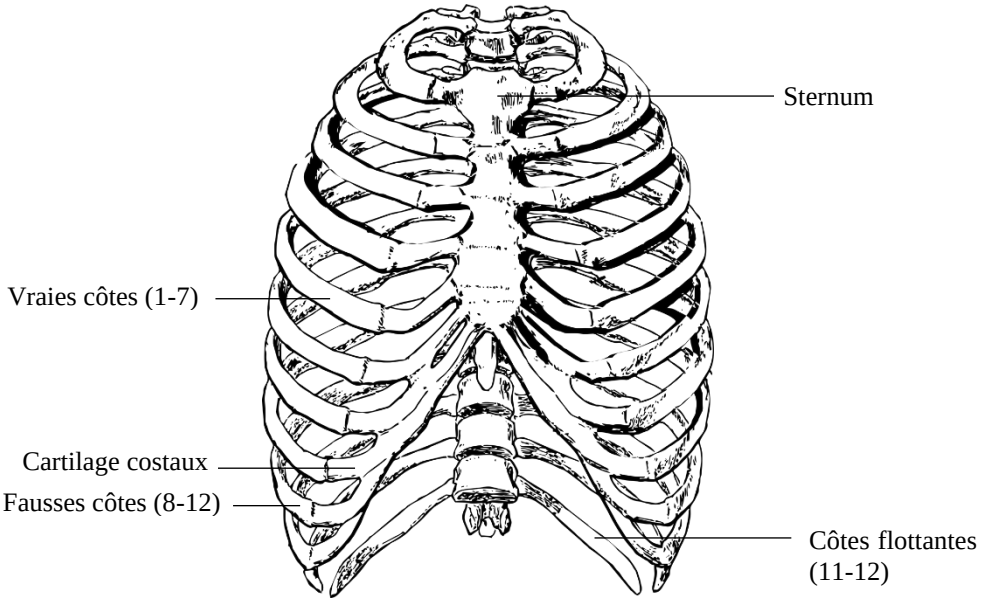


Figure 2-4 - Cage thoracique (adaptée de pixabay.com, image libre de droits)

2.1.1.4 Ligaments

Les ligaments sont des bandes élastiques de fibres de collagène qui relient les os entre eux (Figure 2-5). Leur structure est uniaxiale et donc très efficace pour supporter les charges de traction dans la direction des fibres. La stabilité de la colonne et son maintien en position sont gardés par les ligaments qui y sont reliés et qui permettent les mouvements du tronc. Les ligaments communs, antérieurs ou postérieurs sont positionnés sur toute la longueur de la colonne (antérieure et postérieure) et permettent ainsi de limiter le mouvement de flexion et d'extension. Ils sont composés de longues fibres superficielles qui relient plusieurs vertèbres à la fois et de fibres courtes et profondes qui relient deux vertèbres entre elles. Ensuite, le ligament jaune, élastique, épais et très résistant, maintient la posture du rachis en reliant les lames vertébrales entre elles. Ainsi, il reste en tension en position couchée et maintient constamment une compression sur les disques intervertébraux ce qui augmente leur stabilité. Il est sollicité lors des mouvements d'inclinaisons latérales. Au niveau des apophyses, les ligaments surépineux relient les apophyses épineuses entre elles, tout le long de la colonne vertébrale. Le ligament interépineux, lui, relie uniquement deux apophyses épineuses entre elles. Enfin, le ligament transversaire maintient les apophyses transverses entre elles. Il est sollicité lors des mouvements de flexion antérieure (Marieb & Hoehn, 2019; Rouvière et al., 1962; White & Panjabi, 1990).

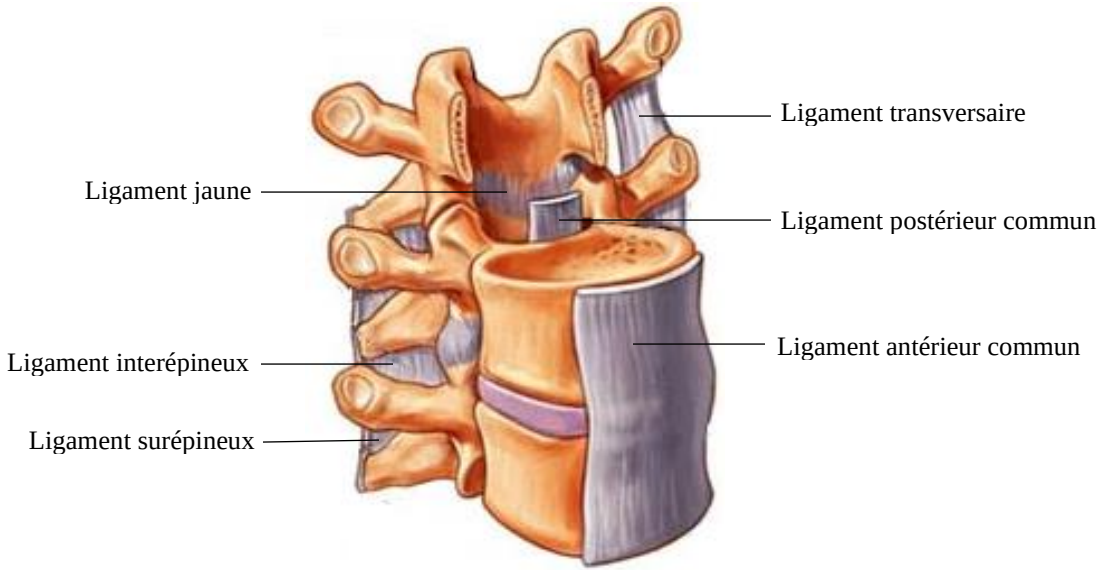


Figure 2-5 - Ligaments du rachis (adaptée de spineuniverse.com, image libre de droits)

2.1.1.5 Bassin

Le bassin est constitué des os coxaux latéraux ou iliaques, du sacrum et du coccyx. Les premiers forment la ceinture pelvienne qui permet le transfert du poids verts les membres inférieurs (Marieb & Hoehn, 2019).

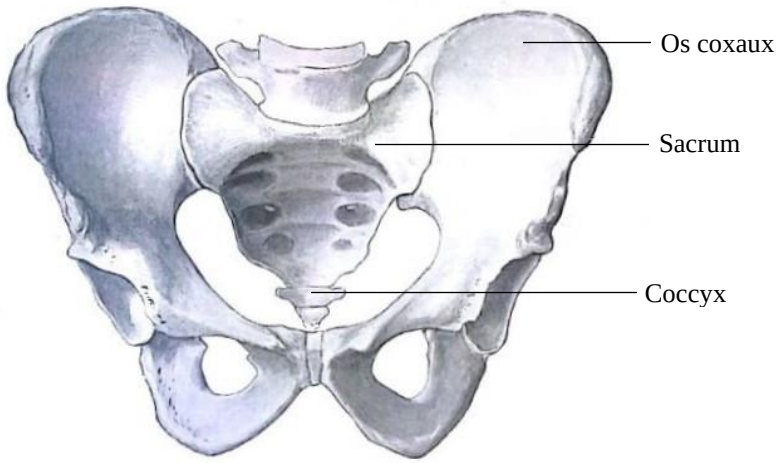


Figure 2-6 - Le bassin, vue de face (adapté de Rouvière, Cordier et Delmas (1962))

2.1.1.6 Muscles

Le corps est mis en mouvement grâce aux muscles squelettiques. Ils sont composés de faisceaux musculaires qui se contractent, réduisant leur taille et initiant ainsi le mouvement ou se relâchent. Ils sont divisés en deux groupes. Les muscles longs permettent les mouvements d'extension et de flexion alors que les muscles courts permettent la rotation et assurent la stabilité de la colonne. Leur action est aussi accordée ou non selon le type de mouvements effectués. Ainsi, lorsque le corps effectue un mouvement de flexion latérale ou de rotation, les muscles vont agir unilatéralement, c'est-à-dire que seuls les muscles d'un même côté sont activés. Lors d'un mouvement de flexion antérieur ou d'extension, les muscles vont cette fois-ci agir bilatéralement, c'est-à-dire que les deux parties musculaires du torse sont activées (Hall, 1999; Marieb & Hoehn, 2019).

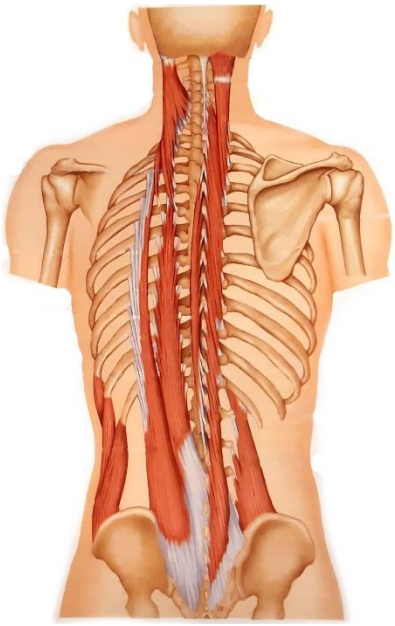


Figure 2-7 - Muscles de la colonne, vue de dos (adaptée de Marieb (2019))

2.1.2 Plaques de croissance

Chez les enfants en croissance, les os comportent des régions munies de plaques de croissance épiphysaires qui sont composée de chondrocytes, cellules baignant dans une matrice extracellulaire (MEC), elle-même composée de collagène (glycoprotéines), de protéoglycanes (protéines non collagénique) et de glycoaminoglycanes (gel hydraté où baignent les cellules). Les chondrocytes

sont organisées en colonnes (Ballock & O'Keefe, 2003) d'abord aplaties au niveau de l'épiphyse et de plus en plus larges vers la partie osseuse ou diaphyse (Marieb & Hoehn, 2019; Villemure & Stokes, 2009) (Figure 2-8)et sont responsables de la croissance longitudinale des os.

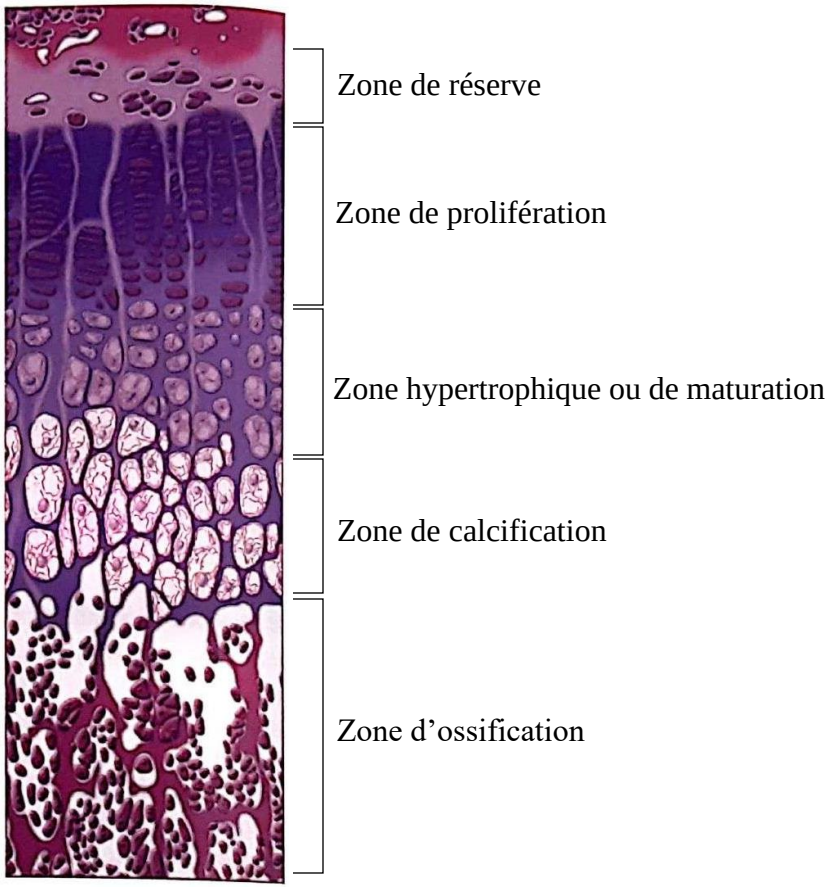


Figure 2-8 – Schéma d'une plaque de croissance et identification des zones (adaptée de Marieb & Hoehn, 2019)

Les plaques de croissance sont divisées en quatre parties avec chacune un rôle différent. La première, au niveau de l'épiphyse, se nomme la zone de réserve. Les chondrocytes y sont stockées à l'état de repos. Ensuite, vient la zone proliférative, où les chondrocytes se divisent et se prolifèrent. Elles s'aplatissent, commencent à se diviser et à s'organiser en colonne. Puis, dans la zone hypertrophique ou de maturation, les cellules sont différenciées et subissent un élargissement de 5 à 10 fois leur volume initial. C'est la synthèse de la MEC qui permet de séparer les cellules divisées entre elles. Par la suite, dans la zone de calcification, les cellules favorisent la minéralisation de la plaque grâce à la matrice contenue entre leur colonne. La calcification du

cartilage permet aux ostéoblastes, autres cellules, de former l'os et donc de faire fusionner l'épiphyse et la diaphyse à la fin de la croissance. Enfin, arrive l'apoptose, la mort programmée des cellules : les cellules différentiées sont détruites pour laisser la place aux cellules induites dans le processus de formation de l'os Elle est nécessaire à l'homéostasie des organes comme des plaques de croissance (Ballock & O'Keefe, 2003; Marieb & Hoehn, 2019; Zimmermann et al., 2017).

2.1.3 Biomécanique de la colonne vertébrale

2.1.3.1 Amplitude des mouvements

Les mouvements que la colonne vertébrale peut effectuer dans les trois plans de l'espace (Figure 2-9) se font grâce aux interactions entre les différentes parties du rachis, c'est-à-dire les structures osseuses (vertèbres, cage thoracique, bassin) portées par les tissus mous (disques, ligaments et muscles). Dans le plan frontal, elle peut effectuer une rotation autour de l'axe antéro-postérieur. Dans le plan sagittal, la colonne peut effectuer un mouvement de flexion antérieure et d'extension postérieure. Enfin, dans le plan transverse, elle peut effectuer une rotation autour de l'axe verticale perpendiculairement au sol (Hall, 1999).

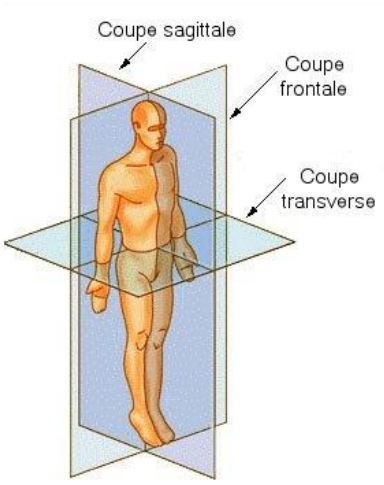


Figure 2-9 - Coupes anatomiques (tirées de wikipedia.com, image libre de droit)

L'amplitude de ces mouvements varie en fonction des segments vertébraux précédemment cités puisque les caractéristiques anatomiques des structures osseuses et des tissus mous qui entourent

ces segments sont différentes de l'un à l'autre. Ainsi, les segments lombaire et cervical sont les plus souples pour le mouvement flexion/extension dans le plan sagittal, avec 20° à L5-S1 et 17° à C5-C6. La partie thoracique de la colonne est, quant à elle, la moins mobile avec un intervalle de mouvement de 4° à 10° (Figure 2-10). Concernant les mouvements de flexion latérale dans le plan frontal (Figure 2-11), les segments cervicaux sont aussi les plus mobiles avec 10° à C4-C5. Un degré de mouvement d'en moyenne 6° est permis en thoracique. Quant à la partie lombaire, l'intervalle de mouvement est de 3° à 6° ce qui rend cette partie la moins souple des trois. Dans le plan transverse, encore une fois, l'intervalle de mouvement en rotation est le plus important en cervical avec 9° à C1-C2, puis en thoraciques notamment sur les plus hauts segments avec 9° en rotation. Le segment lombaire reste le moins flexible avec 2° en rotation (Figure 2-12) (Hall, 1999; Rouvière et al., 1962).

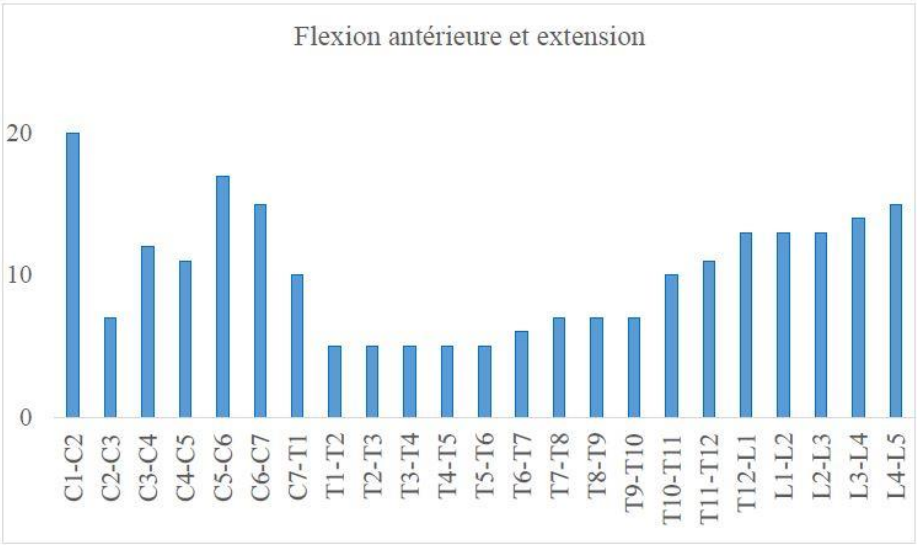


Figure 2-10 - Amplitude des mouvements en flexion et extension dans le plan sagittal de la colonne (tirée de Cobetto (2017))

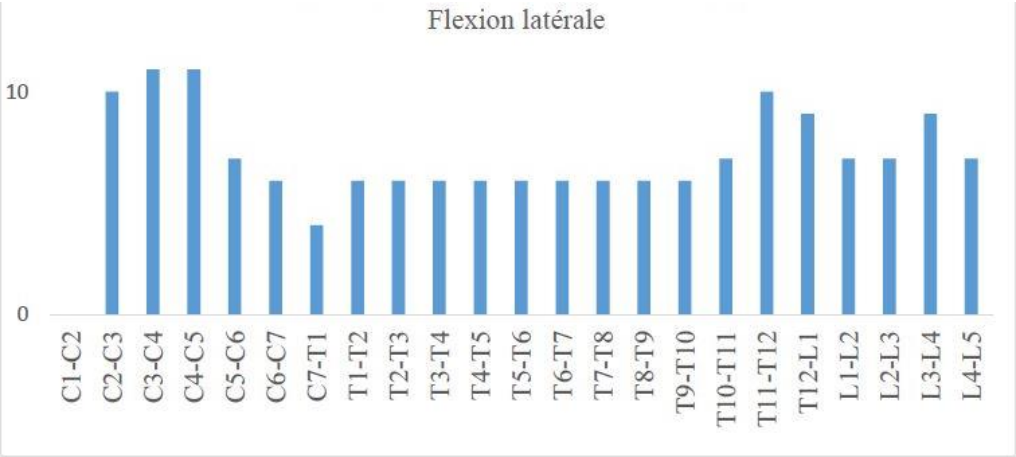


Figure 2-11 - Amplitude des mouvements en flexion latérale dans le plan frontal de la colonne (tiré de Cobetto (2017))

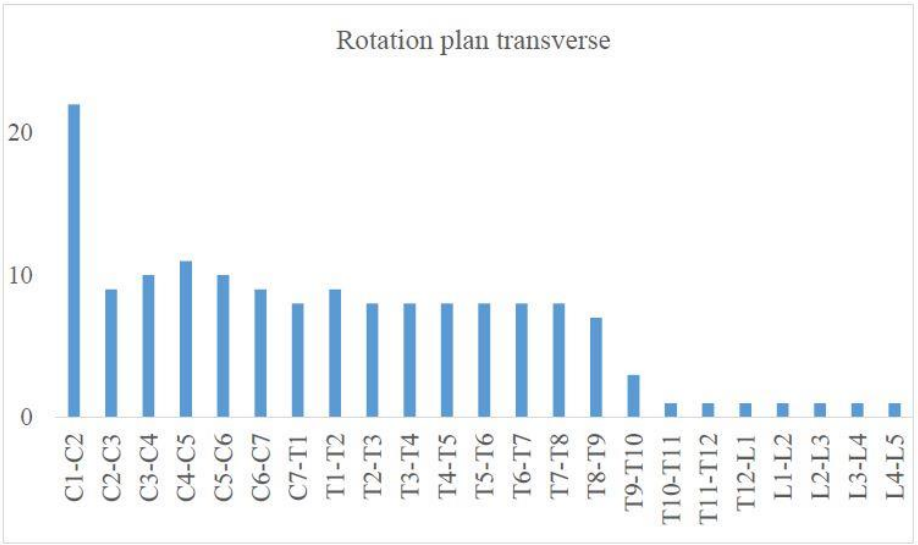


Figure 2-12 - Amplitude des mouvements en rotation dans le plan transverse de la colonne (tirée de Cobetto (2017))

2.1.3.2 Chargements appliqués sur la colonne vertébrale

Les différentes forces agissant sur le rachis sont dues au poids du corps, à la tension induite par ligaments et les muscles de la colonne vertébrale, à l'action des muscles de la paroi abdominale antérolatérale mais aussi aux chargement externes (charges sur les mains ou les épaules et lors de

mouvements) (Hall, 1999). Tous ces chargements entraînent ainsi une compression uniaxiale sur la colonne.

L'action musculaire intervient aussi dans le maintien de l'équilibre postural. En effet, le centre de gravité du corps, se trouvant dans la partie antérieure et dans le plan sagittal du rachis, crée un moment compensé par l'action des muscles et des disques intervertébraux sur les structures osseuses. Lors des mouvements, cette action va s'accroître induisant des chargements plus importants pour certaines positions (Figure 2-13) (Hall, 1999; White & Panjabi, 1990).

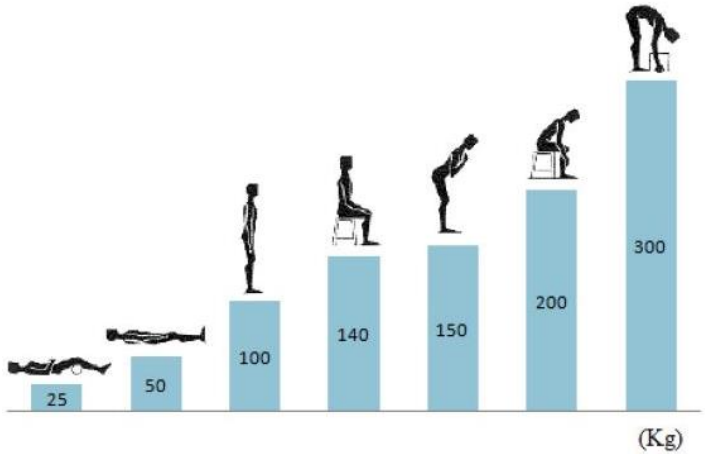


Figure 2-13 – Pression intradiscale induite par la position (tirée de Cobetto (2017))

Il est généralement admis que 90% des chargements sont repris par le corps vertébral mais le mécanisme n'est pas encore bien compris (Cobetto, 2017; Driscoll, 2011; Hall, 1999). D'après l'étude de Bayoglu et al. (2019), les forces compressives augmentent selon la direction caudale, de la plus faible, sur le segment C0/C1 avec 14% du poids, à la plus élevée, sur le segment L5/S1 (101% du poids). Les valeurs médianes des forces compressives agissant sur les trois segments en pourcentage du poids sont 20% pour le cervical, 70% pour le thoracique et 95% pour le lombaire (Bayoglu, Galibarov, Verdonschot, Koopman, & Homminga, 2019).

Différentes représentations des chargements appliqués sur la colonne sont possibles et plusieurs ont été étudiées dans la littérature. Schultz *et al*. (1982) proposent une représentation qui consiste à appliquer des charges sur chaque segment vertébral, d'une valeur égale à un pourcentage du poids corporel, représentant ainsi une augmentation constante de la charge sur les corps vertébraux. À T1 est alors appliqué un chargement valant 14% du poids corporel, valeur augmentant graduellement de 2.6% à chaque niveau vertébral dans la direction cranio-caudale. Ces

chargements sont appliqués perpendiculairement au centre de chaque plateau supérieur (Schultz, Andersson, Ortengren, Haderspeck, & Nachemson, 1982).

Pearsall et al. (1996) propose une application des charges gravitationnelles proportionnelle à un pourcentage du poids corporel, augmentant dans la direction cranio-caudale. Le tronc est segmenté selon chaque niveau vertébral par tomographie. Pour chacun, la masse, le centre de gravité et les moments appliqués sont calculés grâce à une propriété massique issue de la densité du tissu. Le centre de gravité est calculé dans les trois plans de l'espace pour chaque vertèbre et se trouve majoritairement dans la partie antérieure du rachis. La masse qui est appliquée à chaque niveau vertébral, de T1 à L5, vaut respectivement 1,1% à 2.6% du poids corporel. La charge du tronc est déterminée à 41.4% du poids corporel. Enfin, les moments appliqués au centre de masse de chaque vertèbre augmentent dans la direction cranio-caudale, dû à l'augmentation du chargement qui s'effectue dans le même sens (Pearsall, Reid, & Livingston, 1996).

Dans l'étude de Clin et al. (2011), la représentation des chargements est une combinaison des deux méthodes précédentes pour représenter la gravité dans un modèle par éléments finis de la scoliose adolescente (Clin, Aubin, Lalonde, Parent, & Labelle, 2011).

Patwardan et al. (1999, 2001) proposent un chargement tangentiel à la courbure, appelé « *follower load* », un vecteur de forces qui suivent la tangence de la courbure scoliotique. Cette représentation est réutilisée dans le travail de Cobetto (2017) car les chargements sont mieux représentés : elle prend en compte l'effet des forces induites par les muscles et les tissus mous de l'abdomen (Patwardhan, A.G., Havey, Meade, Lee, & Dunlap, 1999; Patwardhan, A. G., Meade, & Lee, 2001).

2.1.3.3 Comportement biomécanique des plaques de croissance

Le comportement biomécanique des plaques de croissance est viscoélastique : les plaques sont dix fois plus élastiques dans leur direction longitudinale que transverse. De plus, leur perméabilité est beaucoup plus variable dans la direction longitudinale avec un coefficient de Poisson deux à trois fois plus grand dans la direction transverse que dans la direction axiale. Parmi les différentes zones de la plaque de croissance, la moins rigide est la zone hypertrophique. Elle se déformera donc le plus sous l'effet des chargements appliqués sur la vertèbre : il s'agit de la zone mécanostransductive critique. La zone la plus rigide est la zone de réserve (Villemure & Stokes, 2009).

2.2 Croissance du rachis

2.2.1 Mécanisme de croissance longitudinale

La croissance longitudinale des vertèbres a lieu au niveau des plaques de croissances situées sur les épiphyses des corps vertébraux dans le sens longitudinal et sur le périoste dans le sens transverse des os (Villemure & Stokes, 2009). Elle résulte d'une ossification endochondrale qui met en jeu des interactions entre des hormones et des facteurs de croissance (Ballock & O'Keefe, 2003). Comme vu précédemment, le tissu cartilagineux est alors transformé en os sur la plaque de croissance épiphysaire. La croissance de la colonne est permise grâce à plus de 130 plaques de croissance toutes composées de quatre zones distinctes : la zone de réserve, prolifération, hypertrophique et de réserve. Elle dépend notamment de la prolifération et de l'hypertrophie des chondrocytes : l'augmentation de hauteur des chondrocytes est responsable de 44 à 59% de la croissance longitudinale des os (Ballock & O'Keefe, 2003). Différents processus incluant l'activation de ces zones par les facteurs et les hormones de croissance sont mis en jeu durant celle-ci, contrôlant ainsi le taux de croissance. Celui-ci subit des phases d'accélération, de la naissance jusqu'à 5 ans et durant la puberté, et de décélération, de 5 à 10 ans (Canavese & Dimeglio, 2013). La morphologie des plaques de croissance est donc corrélée avec le taux de croissance. La combinaison du nombre et du taux de prolifération des chondrocytes (zone de prolifération), des quantités de cellules agrandies et de MEC synthétisée (zone hyperthrophique) va influencer le taux de croissance (Stokes, I. A. F., Aronsson, Dimock, Cortright, & Beck, 2006). La taille finale des cellules est donc un paramètre clé pour la performance de la plaque de croissance (Villemure & Stokes, 2009) (Zimmermann et al., 2017).

Par ailleurs, le taux de croissance est influencé par d'autres différents taux : le taux de division cellulaire dans les zones prolifération, le taux d'élargissement des chondrocytes dans la zone hypertrophique et le taux de synthèse et de dégradation de la matrice (Villemure & Stokes, 2009). Il est contrôlé par des contrôles génétiques pouvant limiter le taux de division cellulaires, les hormones, les facteurs de croissance, les cytokines, la nutrition de la personne, l'apport de sang mais aussi les charges mécaniques et les contraintes qui sont imposées dans le tissu mou (Stokes, I. A., 2002; Villemure & Stokes, 2009).

D'après l'étude de Canavese et Dimeglio (2013), la croissance longitudinale d'un enfant de la naissance à ses cinq ans est de 1,3cm/an puis de 0,7cm/an entre cinq et dix ans, et enfin de 1,1 cm/an durant la puberté (mesuré par la hauteur d'assise) (Canavese & Dimeglio, 2013). De plus, d'après Lee et al. (2005), plusieurs pics de vélocité arrivent durant la croissance des enfants. Chez les filles, le premier pic arrive à 8.5 ans avec une amplitude de 6.3cm/an puis à 11.5 ans pour 3.2cm/an. Chez les garçons, le premier pic arrive au même âge que les filles mais avec une amplitude plus faible de 6.1cm/an. Le deuxième arrive plus tard, à 12.5 ans mais est nettement supérieur en valeur avec 4.6cm/an. A partir de 18 ans, cette vitesse de croissance ralentit pour devenir inférieure à 1cm/an chez les deux sexes (Lee et al., 2005). Stokes suggère que ce pic de vitesse de croissance, qui diffère selon les sexes, a une influence sur la progression de la scoliose (Stokes, I. A., 2002).

2.3 Modulation de croissance

2.3.1 Mécanobiologie des plaques de croissance

Les cellules reçoivent un chargement mécanique, en tension/compression et en statique/dynamique et y réagissent en le transformant en signal biochimique (Escalon, 2015). La réponse influence alors le taux de sécrétion des facteurs et des hormones de croissance ce qui modifie le taux de croissance. Il s'agit du phénomène de mécanotransduction.

L'affection des facteurs et hormones de croissance influence directement les interactions dans les zone de prolifération et d'hypertrophie des cellules ce qui créé un changement dans l'expression des gènes et protéines (Stokes, I. A., 2002).

2.3.2 Principe de Hueter-Volkmann ou principe de modulation de croissance

Le principe de Hueter-Volkman ou le principe de modulation de croissance affirme que le chargement appliqué aux vertèbres influence la croissance de celles-ci. Ainsi, un chargement en compression dépassant un seuil physiologique sur les plaques de croissance vient l'inhiber alors que, au contraire, un chargement en tension vient la stimuler. D'après le travail de Stokes, la croissance osseuse des colonnes scoliotiques est donc altérée par le chargement de forces déséquilibré sur les vertèbres. Le chargement asymétrique vient annuler la croissance sur la partie concave de la courbure alors que la croissance sur la partie convexe est maintenue (Stokes, I. A.,

2007). Ainsi, le taux de croissance est inversement proportionnel à l'amplitude des charges qui sont appliquées sur les plaques de croissance (Zimmermann et al., 2017).

Cependant, ce principe ne prend pas en compte l'historique de la charge, les dimensions de la plaques de croissance, le stade de maturité ainsi que le taux de croissance sous-jacent qui pourrait avoir une influence sur la sensibilité de la plaque de croissance aux chargements (Villemure & Stokes, 2009).

2.3.3 Chargements et modulation de croissance

2.3.3.1 Chargement statique

D'après le principe de Hueter-Volkman, le taux de croissance diminue en moyenne sous les forces compressives et augmente sous des forces en tension : la distraction accélère donc la croissance alors que la compression l'inhibe (Stokes, I. A. F. et al., 2006). La compression mécanique des plaques de croissance créent des changements dans la prolifération, la différenciation et l'hypertrophie des chondrocytes ainsi que dans l'expression des gênes et des protéines (Stokes, I. A., 2002). Elle induit en effet une réduction de l'épaisseur de la zone, du volume des chondrocytes, de la production de l'arrangement en colonne et de l'expression du collagène pour la MEC (Villemure & Stokes, 2009). Le taux de croissance longitudinale est alors fortement corrélé aux pressions locales relevées sur la plaque de croissance.

Les chargements induits appliqués par Stokes et al (2006) sur les plaques de croissance sont compris dans l'intervalle de 0,8 à 0,9 MPa ajoutés à une charge différentielle due à la courbure de la scoliose de plus ou moins 10% de la contrainte totale soit environ 0,1MPa (Stokes, I. A. F. et al., 2006). Ces chargements sont similaires à ceux qui s'exercent sur les plaques de croissances humaines d'une colonne scoliotique. Une compression de 0,6MPa de longue durée pourrait, de plus, inhiber complètement la croissance des os (Stokes, I. A. F. et al., 2006).

L'effet de torsion ou cisaillement sur la croissance longitudinale est encore peu connu (Villemure & Stokes, 2009).

Les dispositifs de correction de la scoliose sans fusion utilisent un chargement statique pour corriger les déformations.

2.3.3.2 Chargement dynamique

Il est intéressant d'étudier les chargements dynamiques puisque les chargements physiologiques en sont. Recréer ce chargement permettrait de reproduire ceux qui sont subis naturellement et donc d'améliorer l'effet au long terme du dispositif (Zimmermann et al., 2017).

Cependant, l'effet d'un chargement dynamique sur la croissance longitudinale n'est pas encore bien déterminé. En effet, les études montrant qu'un chargement dynamique inhibe plus la croissance qu'un chargement statique ne présentent pas de résultats significatifs. Certaines ne montrent aucune différence entre les deux types de chargement. La croissance semble être inversement corrélée avec le niveau d'activité mais au cours du temps, aucune influence des chargements cycliques n'est démontrée (Stokes, I. A. F. et al., 2006). Villemure & Stokes (2009) précisent que la croissance n'est pas influencée par le chargement dynamique physiologique car aucune différence n'est observée entre des individus d'activités physiques différentes.

Zimmermann et al. (2017) ont comparé les caractéristiques des chondrocytes pour un chargement statique et un chargement dynamique. Pour un même taux de croissance, le chargement dynamique aura moins d'impact sur la morphologie du métabolisme qu'un chargement statique. Cela serait dû à la différence de comportements des chondrocytes donc au niveau cellulaire selon le type de chargement. Dans les deux cas, la déformation viscoélastique axiale des chondrocytes est identique mais la déformation latérale et volumétrique est plus importante pour un chargement statique. En effet, avec un chargement dynamique, la variation ne laisse pas de temps aux cellules pour se déformer. La déformation est donc moindre qu'en statique. Ainsi, si la fréquence de chargement devient élevée, la déformation des cellules sera moins importante qu'à une fréquence plus faible.

Il reste cependant, encore à découvrir comment le reproduire. Il faudrait pour cela identifier la fréquence du chargement et/ou la charge moyenne à appliquer (Villemure & Stokes, 2009). De plus, les effets de ce type de chargement sur la zone proliférative et sur la zone de minéralisation sont encore à tester. Enfin, ces paramètres sont difficiles à étudier *in vivo* (Zimmermann et al., 2017).

2.3.4 Algorithme de simulation de croissance et de modulation de croissance

Afin de simuler la croissance et sa modulation, Stokes et al. ont déterminé une relation linéaire de la réponse du taux de croissance aux chargements physiologiques et altérés (Stokes, I. A., 2007; Stokes, I. A. F. et al., 2006; Villemure & Stokes, 2009) :

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

Les différents paramètres qui rentrent en jeu dans cette relation sont tout d'abord celui que l'on recherche, soit G le taux de croissance longitudinal final. Il dépend donc du taux de croissance moyen non altéré G_m selon la littérature, du facteur de sensibilité des charges des os β, du chargement réel appliqué aux plaques de croissance σ et du chargement physiologique σ_m appliqué aux plaques.

Tableau 2.1 - Facteurs de sensibilité dans la littérature

Étude	Valeur de β
Stokes, I.A.F et al.. 2006	1.71MPa-1
Villemure & Stokes, 2009	1.71MPa-1
Stokes, I.A, 2007	1.5 MPa-1
Cobetto, 2017	1.5Mpa-1

2.4 Déformations du rachis

2.4.1 La scoliose

2.4.1.1 Définition

La scoliose est une déformation tri-dimensionnelle de la colonne vertébrale (Cassar-Pullicino & Eisenstein, 2002) qui touche 2 à 3% des enfants dans le monde et environ 3% de la population adolescente (Mayo Clinic Staff). Elle comprend une déformation latérale dans le plan frontal (Figure 2-14), une modification de la lordose dans le plan sagittal et une rotation des vertèbres dans le plan transverse (Cassar-Pullicino & Eisenstein, 2002).



Figure 2-14 - Scoliose idiopathique (vue postéro-antérieure)

La *Scoliosis Research Society* (SRS) est une société de recherche sur la scoliose, regroupant de nombreux et nombreuses chirurgiens et chirurgiennes orthopédistes et scientifiques dont les recherches portent sur la compréhension de la déformation et sur comment la corriger. Elle classifie la scoliose en trois catégories selon l'âge des enfants : infantile lorsque qu'elle apparaît chez des enfants de 0 à 3 ans, juvénile pour des enfants de 4 à 10 ans et adolescente pour des enfants de 11 à 18 ans (Cassar-Pullicino & Eisenstein, 2002; Scoliosis Research Society). Par ailleurs, le terme « *early-onset scoliosis* » (EOS) est apparu afin de qualifier les scolioses juvéniles très avancée et pouvant entrainer des complications cardio-pulmonaires. Le degré de déformation de la colonne influe sur le type de traitement utilisé (Cassar-Pullicino & Eisenstein, 2002)

2.4.1.2 Étiologie

Plus de 80% des cas scoliotiques sont idiopathiques (Scoliosis Research Society) c'est-à-dire dont l'origine est inconnue. D'autres types de scolioses existent : les scolioses congénitales (10%) dues à une malformation des vertèbres et les scolioses dues à des maladies neuromusculaires ou à des syndromes (affection génétique) (Cassar-Pullicino & Eisenstein, 2002).

Plusieurs tests tels que des études cliniques, de population ou via des modèles animaux (Newton, 2020) ont permis de relier l'apparition de la maladie à des facteurs de cause. Cependant, il est difficile de différencier ces facteurs de ceux résultant de la condition même. Les facteurs de cause génétiques, biochimiques et biomécaniques sont proposés comme étant à l'origine de la déformation. La formation de la scoliose résulterait alors d'une interaction multifactorielle.

2.4.1.3 Mesures des déformations

La scoliose est évaluée lors d'un examen clinique lors duquel le patient ou la patiente est examinée de dos, de profil et de face. La visualisation du dos permet l'évaluation de la symétrie du positionnement des omoplates, des hanches et des épaules. La gibbosité est une conséquence de la rotation vertébrale, elle est donc un signe pathognomique. Pour l'évaluer, ainsi que la rotation de la cage thoracique, la personne effectue une flexion antérieure du thorax. Pour mesurer la valeur clinique de la gibbosité, un scoliomètre est placé sur le point le plus saillant de la gibbosité permettant de déterminer sa valeur clinique en degrés. Ensuite, une radiographie postéro-antérieure (ou antéropostérieure) prescrite par le médecin permet l'évaluation plus précise des déformations dans le plan frontal (Figure 2-15). Une radiographie dans le plan sagittal permet l'examen des courbures (lordose et cyphose) (Cassar-Pullicino & Eisenstein, 2002).

Les radiographies permettent de vérifier si la scoliose n'est pas une conséquence d'une autre pathologie : scoliose congénitale, neuromusculaire ou associée à un syndrome développemental ou à une tumeur. Elles permettent aussi la caractérisation et la mesure de la sévérité de la courbure scoliotique (Cassar-Pullicino & Eisenstein, 2002).

Le degré de courbure de la colonne vertébrale est mesuré grâce à l'angle de Cobb, mesure 2D prise sur les radiographies dans le plan frontal. Elle se calcule par la projection des droites tangentes aux plateaux supérieur et inférieur des vertèbres limites, c'est-à-dire les vertèbres les plus inclinées au début et à la fin de la courbure (Figure 2-15). La connaissance de cette valeur permet, par la suite, de connaitre la sévérité de la courbure et de planifier la prise en charge adéquate, comme la poursuite simple d'un suivi ou l'application d'un traitement chirurgical (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2008).

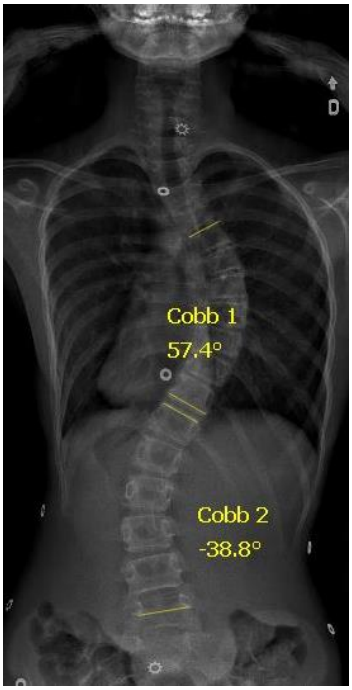


Figure 2-15 - Mesures des angles de Cobb thoracique et lombaire

2.4.1.4 Flexibilité de la colonne

La colonne vertébrale est plus ou moins flexible et mesurer cette flexibilité est un vrai avantage pour obtenir la meilleure stratégie opératoire. La connaissance de cette valeur permet de mieux prédire le potentiel de réduction de la courbure soit sa correction potentielle, mais aussi de déterminer les segments vertébraux à fusionner lors d'une arthodèse (Lamarre et al., 2009; Yao et al., 2017). Plus la colonne sera flexible, plus son potentiel de réduction sera important.

Plusieurs tests existent pour son évaluation, le premier étant le test d'inflexion latérale (Figure 2-16). Il évalue la réduction des angles de Cobb grâce à aux clichés radiographiques de la patiente en position d'inflexion latérale, gauche puis droite, sur une table de radiographie. N'ayant pas besoin d'appareils spécifique autre qu'un système de radiologie, il est accessible pour les centres hospitaliers et est donc le plus utilisé. Néanmoins, il présente le désavantage d'être peu reproductible car très dépendant du comportement des patients, engendrant une grande variabilité dans les données de flexibilités relevées (Liu et al., 2010).

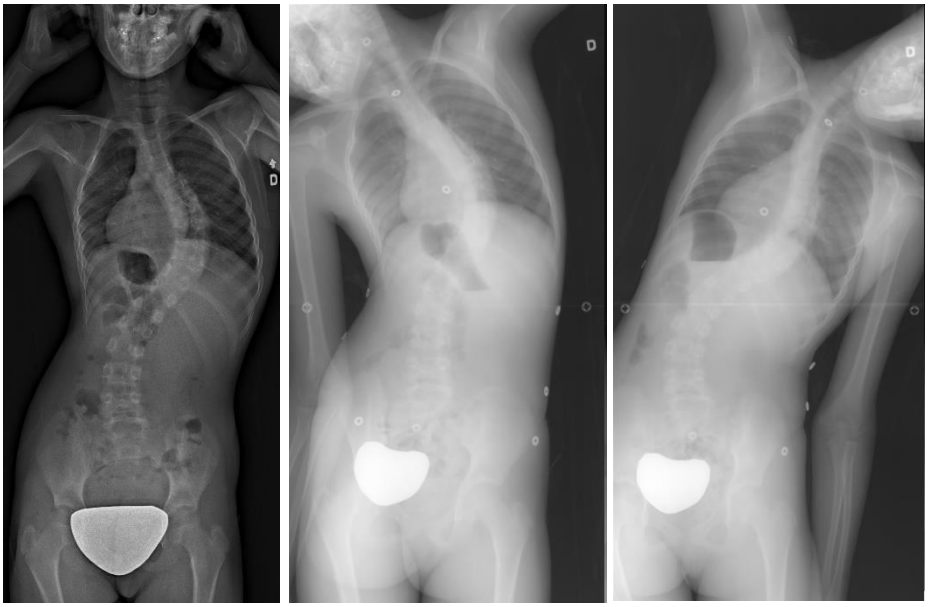


Figure 2-16 - Test d'inflexion latérale à gauche puis à droite

Le deuxième test est celui du fulcrum. Il a été prouvé que ce test présente une meilleure prédiction de la correction de la courbure thoracique que le test d'inflexion. Il permet aussi de déterminer les vertèbres limites à instrumenter. Le patiente ou la patiente est placée en decubitus latéral sur la table de radiographie. Un coussin cylindrique radioluminescent est placé sous la côte de la vertèbre apicale de la courbure. Les épaules et le bassin doivent rester élevées. Les radios sont alors prises dans le plan coronal (Yao et al., 2017). Néanmoins, ce test présente plusieurs limites : l'instabilité de la patiente sur le coussin peut créer un mauvais alignement dans le plan radiographique et le coussin au niveau de l'apex doit être parfaitement positionné. Ces limites rend ce test difficile à mettre en place et donc à standardiser (Lamarre et al., 2009).

Les tests précédemment présentés sont tous limités par le fait qu'ils ne proposent qu'une évaluation de la flexibilité dans le plan coronal. La rotation vertébrale et le déséquilibre sagittal ne sont donc pas évalués (Hirsch, Ilharreborde, & Mazda, 2015).

Enfin, le troisième test, moins utilisé, est le test de suspension avec traction verticale (Figure 2-17). La patiente est harnachée, le harnais étant lui-même attaché à un système de levage. La patiente est alors mise en suspension, jusqu'à ce qu'uniquement ses bouts d'orteils touchent le sol. Les clichés radiographiques frontal et latéral sont pris dans cette position (Hirsch et al., 2015; Lamarre et al., 2009).

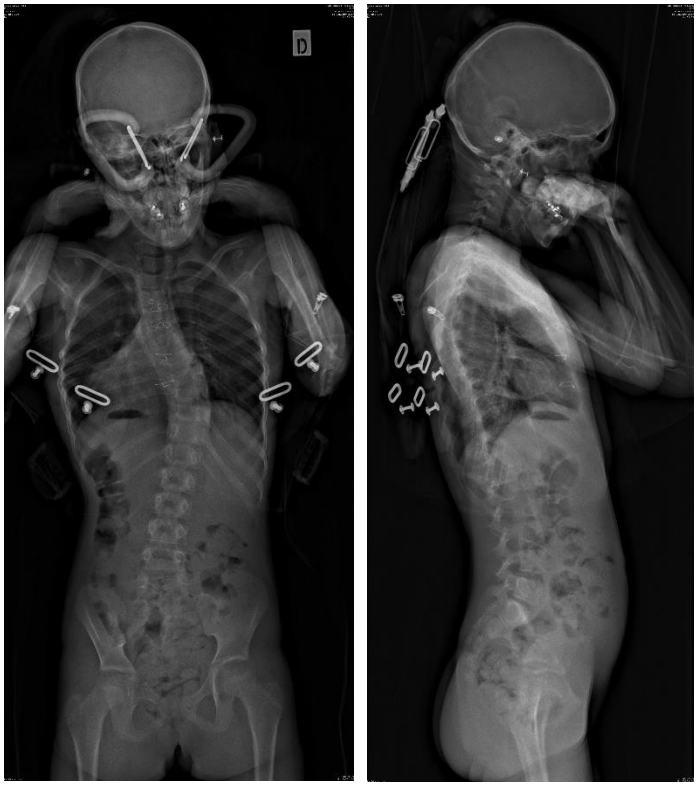


Figure 2-17 - Test de suspension

L'angle de Cobb ainsi réduit est mis en relation avec l'angle de Cobb mesuré pré-opératoirement pour déterminer la flexibilité du rachis (Hirsch et al., 2015) ou avec le moment induit par le poids du corps lorsqu'il est suspendu (Lamarre et al., 2009). Ce test présente l'avantage de prendre en compte la flexibilité dans le plan frontal et latéral tout en tenant compte des rotations transverses (Hirsch et al., 2015). L'appareillage, plus complexe, le rend néanmoins moins accessible pour les centres hospitaliers.

2.4.2 Pathomécanisme et traitement de la scoliose

2.4.2.1 Pathomécanisme

Durant la croissance, la scoliose peut progresser et plusieurs facteurs sont ciblés comme étant des indicateurs de cette progression, tel que l'âge et le sexe du patient ou de la patiente, le niveau de maturité squelettique déterminée par des indices de Risser ou de Sanders ou les caractéristiques mêmes de la courbure avec sa forme et son degré de sévérité avant la poussée de croissance et son type. Les patients le plus à risque de progresser sont alors ceux présentant une immaturité

squelettique, une courbure double, un angle de déformation sévère ainsi que des dispositions génétiques (Aronsson & Stokes, 2011; Stokes, I. A., 2007).

Les facteurs biomécaniques sont aussi responsables de cette progression et sont en partie reliés au principe de Hueter-Volkmann. En effet, dans le plan frontal, des chargements asymétriques s'appliquent sur les vertèbres : la partie de la vertèbre se situant du côté concave de la courbure subit des chargements plus importants que celle se situant du côté convexe de la colonne ce qui, d'après ce principe, vient altérer la croissance et la déséquilibrer. Du côté concave, la vertèbre ne va pas croître alors que du côté convexe, la croissance continuera. Cela crée une cunéiformisation des vertèbres et des disques intervertébraux accentuant encore la courbure du rachis et donc le déséquilibre des charges. Ce processus de progression est illustré par Stokes grâce à un cercle vicieux (Figure 2-18) (Aronsson & Stokes, 2011; Murray, Tung, Sherman, & Schwend, 2020; Stokes, I. A., 2007).

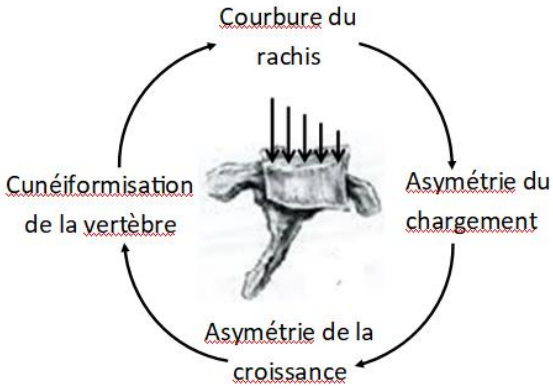


Figure 2-18 - Cercle vicieux proposé par Stokes et al. du à l'asymétrie des charges appliqués sur la plaque de croissance

L'étude de Nault et al. (2014) montre que dans le plan transverse, la rotation de la vertébrale apicale et le pronostic de la progression des courbures thoraciques sont liées. Ainsi, l'instabilité en rotation de la courbure scoliotique favorise aussi l'asymétrie des charges. Dans le plan sagittal, le déséquilibre de la lordose et de la cyphose peut aussi être un facteur de progression de la scoliose. En effet, les forces en cisaillement peuvent devenir instables si une hypocyphose se déclare, augmentant encore une fois l'instabilité du rachis en rotation (Nault et al., 2014).

Il est cependant difficile de prédire si la scoliose va progresser ou non d'où la nécessité d'un suivi radiographique aux 6 mois jusqu'à la fin de la croissance.

2.4.2.2 Maturité osseuse

L'évaluation de la maturité osseuse est importante car elle peut influencer le diagnostic et le choix du traitement. Pour cela, plusieurs indices existent. Tout d'abord, l'indice de Risser, qui est échelonné de zéro, pour l'immaturité osseuse à 5 pour la fin de la croissance (Figure 2-19). Il est déterminé en fonction du niveau d'ossification de la crête iliaque du bassin c'est-à-dire par la présence et la distance d'accolement du cartilage de croissance à la crête iliaque. Cette présence est évaluée sur une radiographie postéro antérieure (Hacquebord & Leopold, 2012). L'immaturité squelettique est diagnostiquée pour un indice de Risser inférieur à 2.

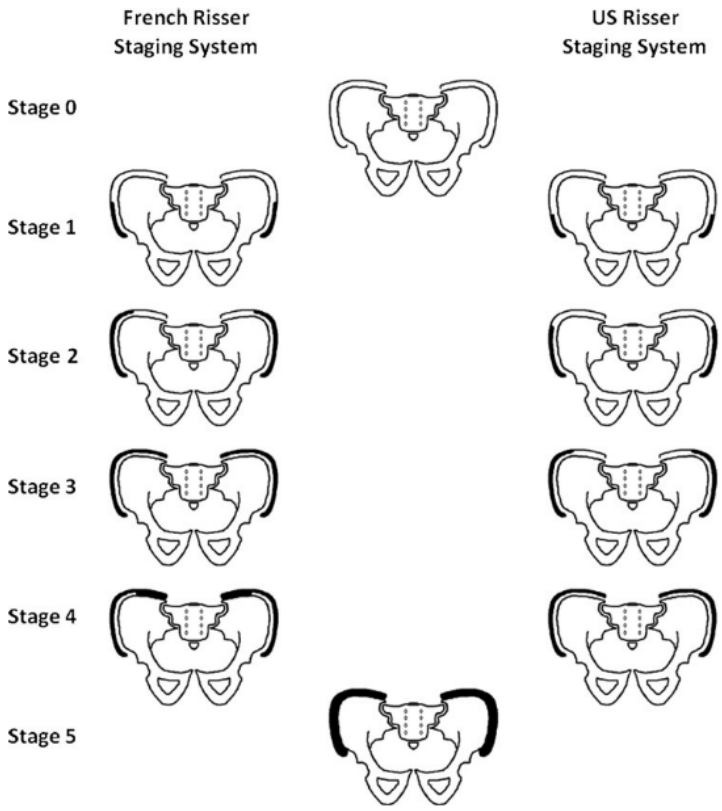


Figure 2-19 - Évaluation de l'indice de Risser selon l'accolement du cartilage de croissance (tiré de Hacquebord & Leopold, (2012))

Par ailleurs, la ménarche (arrivée des premières menstruations) est aussi un indice pour situer l'évolution de la croissance osseuse. L'immaturité squelettique est alors considérée jusqu'à un an après celle-ci.

Ensuite, il existe l'indice de Sanders, basé sur l'observation des os de la main et de la fusion des épiphyses via les radiographies de la patiente ou du patient (Sanders et al., 2008). Il se décompose en différents échelons présenté dans le tableau ci-dessous :

Tableau 2.2 - Différents échelon de l'indice de Sanders (Sanders, (2008))

Échelon	Nom	Description
0	Infantile, niveau rapide (*infantile rapid stage)*	Début de la croissance, rapide
1	Juvénile, niveau lent (*juvénile slow stage*)	Ce niveau se situe avant la poussée de croissance adolescente. Les épiphyses ne sont alors pas toutes couvertes, c'est-à-dire aussi larges que les métaphyses. Si elles le sont, la maturité est évaluée au niveau suivant.
2	Préadolescence, niveau lent (*preadoslecent slow stage*)	La poussée de croissance commence doucement mais n'a pas atteint son maximum. Toutes les épiphyses doivent être couvertes et doivent presque toucher les métaphyses (squelette de garçon de 13 ans environ)
3	Début de l'adolescence/puberté, premier niveau rapide *(adolescent rapid stage-early)*	La croissance des courbures scoliotiques commence sa phase d'accélération. La majorité des épiphyses sont accolées aux métaphyses.
4	Début de l'adolescence, dernier niveau rapide *(adolescent rapid stage-late)*	La croissance des courbures scoliotiques continue d'augmenter rapidement. Une ou plusieurs phalanges distales commencent à se fermer.
5	Stabilisation de l'adolescence, premier niveau *(adoslecent steady progression stage early*	Les phalanges distales sont toutes fermées et les phalanges proximales restent ouvertes. La fin de ce niveau se fait lorsque la phalange intermédiaire ou proximale est en train de se fermer. L'indice de Risser équivalent est toujours égal à 0. Pour les jeunes filles, la ménarche n'a alors pas encore eu lieu.
6	Stabilisation de l'adolescence, dernier niveau *(adolescent steady progression stage-late)*	Les phalanges internes et proximales sont fermées. Ce niveau se termine lorsque les phalanges proximales et les métacarpiens sont fermés. L'indice de Risser équivalent est maintenant supérieur à 0. Chez les jeunes filles, la ménarche a eu lieu.
7	Début de la maturité *(early mature stage)*	La physe distale du radius est encore ouverte alors que toutes les physes des doigts sont fermées. L'indice de Risser équivalent est de 4. La scoliose peut donc toujours progresser car il reste du potentiel de croissance.
8	Fin de la croissance.	Tous les cartilages de croissance sont accolés.

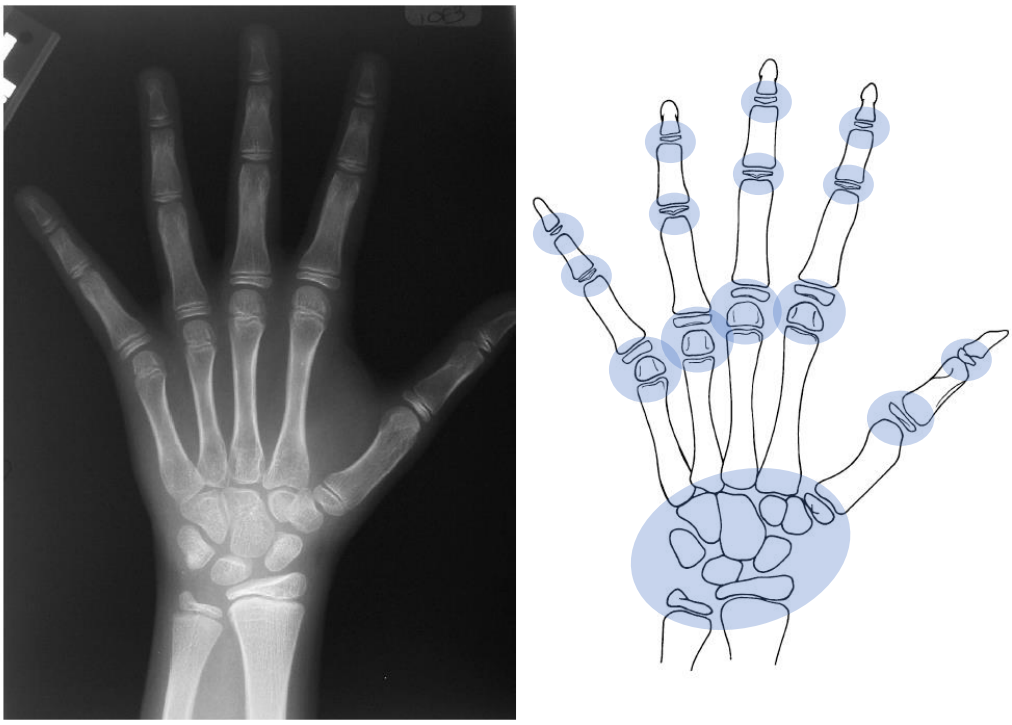


Figure 2-20 – En bleu : cartilages observés durant la croissance pour déterminer l'indice de Sanders. Ici, échelon 1 : les épiphyses sont complètement désolidarisées des métaphyses (tirée de Sanders et al, 2008)

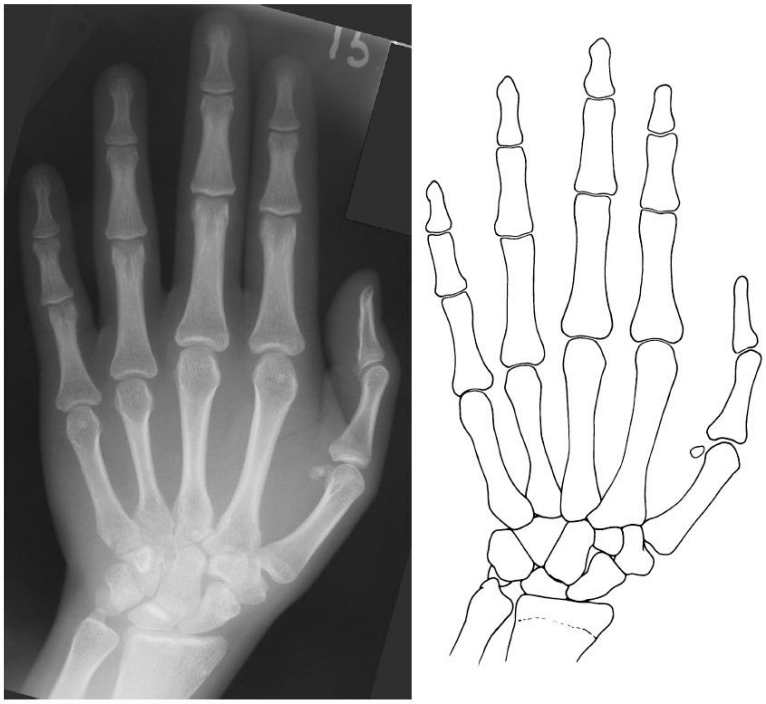


Figure 2-21 - Échelon 8 sur l'échelle de Sanders : toutes les épiphyses ont fusionné avec les métaphyses, il n'y a plus de cartilage de croissance (tirée de Sanders et al, 2008)

2.4.2.3 Traitement de la scoliose idiopathique

10% des sujets atteints de scoliose adolescente et 75% des patientes atteints de scoliose infantile ou juvénile (<10ans) se voient prescrire un traitement dont 25% seront chirurgicaux et 50% non chirurgicaux (corset) (Fletcher & Bruce, 2012). Le choix du traitement est effectué selon l'angle de Cobb de la courbure thoracique. Les courbures présentant un angle de Cobb entre 10 et 20° ne nécessitent pas de traitement. Les patientes sont néanmoins gardées sous observation pour effectuer un suivi annuel de la progression de la croissance (Aronsson & Stokes, 2011). Le traitement par corset est appliqué pour des courbures présentant un angle de Cobb entre 20 et 45° ainsi qu'un squelette immature (indice de Risser inférieur à 4, indice de Sanders inférieur à 7). Il s'agit du traitement non-opératoire le plus prescrit actuellement, étant aussi l'unique traitement efficacement prouvé entre 50 et 80 % (Murray et al., 2020) pour stabiliser la progression de la courbure et ainsi éviter la chirurgie (Aronsson & Stokes, 2011; Samdani, A. F. et al., 2014). Il peut être porté de jour ou de nuit, selon les recommandations du chirurgien et des compétences de l'orthésiste. Il est cependant connu que, plus il est porté, meilleur est son effet (Aronsson & Stokes, 2011). Enfin, si la courbure est considérée comme sévère (angle de Cobb >45°) et que la croissance est terminée, la correction est effectuée par traitement chirurgical incluant une fusion vertébrale. Elle est le plus souvent considérée car la progression de la scoliose continue même après la fin de la croissance surtout s'il existe encore un potentiel de croissance restant (Aronsson & Stokes, 2011; Samdani, A. F. et al., 2014). Pour cela, des vis pédiculaires sont implantées le long de la colonne afin de la redresser grâce à des tiges métalliques venant l'encadrer et fixées aux vis. Une fusion du segment vertébral instrumenté, appelée arthrodèse ou *posterial spinal fusion* (PSF), est ajoutée pour stabiliser la progression.

Pour éviter l'arthrodèse chez des patients pédiatriques qui n'ont pas terminé leur croissance avec des courbures sévères et progressives, des dispositifs sans fusion se développent pour permettre de corriger la scoliose ou d'arrêter sa progression tout en préservant la croissance et la mobilité de la colonne (Akbarnia et al., 2011; Fletcher & Bruce, 2012; Skaggs et al., 2014).



Figure 2-22 - Traitement chirurgical par fusion vertébrale

2.5 Techniques d'instrumentation chirurgicale sans fusion par modulation de croissance

2.5.1 Traitements chirurgicaux sans fusion

Vingt-cinq pourcent des patients atteints de scoliose infantile ou juvénile devront subir un traitement chirurgical (Fletcher & Bruce, 2012). Le traitement actuellement utilisé consiste en la pose de tiges métalliques parallèlement à la courbure, fixées par des vis et combinées avec une arthrodèse ou *posterial spinal fusion* (PSF). Cette technique a été la plus étudiée et donne actuellement de meilleurs résultats de correction que les autres existantes (Baker et al., 2020; Crawford & Lenke, 2010; Newton et al., 2020). Cependant, ce traitement présente plusieurs désavantages comme la rigidification de la colonne et la diminution de la mobilité. De plus, la correction n'est pas complète et la concentration de contraintes à la limite inférieure de la fusion créée par cette technique peut être à l'origine de maux de dos et d'une dégénération des disques intervertébraux. Elle peut aussi engendrer plusieurs risques pour la santé de l'enfant : infections postopératoires, problèmes neurologiques ou pertes sanguines. Enfin, ce traitement n'est pas toujours fiable et la fusion peut ne pas avoir d'effet. La scoliose continue alors de progresser

nécessitant une nouvelle opération chirurgicale (Aronsson & Stokes, 2011; Baker et al., 2020; Crawford & Lenke, 2010).

Plusieurs techniques sans fusion par modulation de croissance ont alors été développées et proposées pour diminuer la progression de la scoliose. Elles se basent sur le principe de Hueter Volkmann qui affirme qu'une charge compressive inhibe la croissance des plaques alors qu'un chargement en tension sur celles-ci l'augmenterait. Ainsi, un chargement compressif du côté convexe des courbures favoriserait la croissance du côté concave de ces dernières ce qui viendrait rééquilibrer les charges appliquées sur les vertèbres et ainsi redresser la colonne (Akbarnia et al., 2011; Baker et al., 2020). Ce principe permettrait donc de transformer le cercle vicieux de Stokes en un cercle vertueux (Figure 2-23).

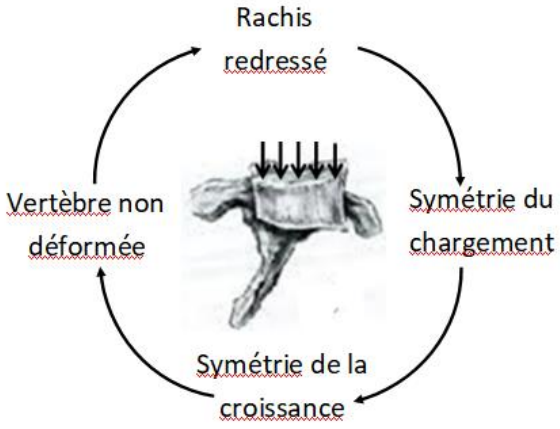


Figure 2-23 - Cercle vertueux du redressement d'une courbure

Plusieurs approches sont alors possibles afin de moduler la croissance de la colonne. Les dispositifs de techniques chirugicales par distraction du côté concave et guidés pour la croissance sont principalement utilisés pour des scolioses non idiopathiques : neuromusculaires, congénitales et présentant des courbures sévères et précoces (EOS) (Skaggs et al., 2014).

2.5.1.1 Par distraction du côté concave

Le principe d'action des techniques de chirurgies sans fusion par distraction est d'appliquer des forces distractives de part et d'autre du côté concave de la courbure (côté déformé) : les tiges viennent alors "pousser" la colonne vers le haut et le bas. Les tiges sont fixées via des vis pédiculaires aux vertèbres caudales et céphales. Elles sont périodiquement rallongées ce qui nécessite une nouvelle chirurgie environ tous les 6 mois ainsi qu'une fusion intégrale à la fin de la croissance (Matsumoto, Watanabe, Hosogane, & Toyama, 2014; Skaggs et al., 2014). Les

dispositifs par tiges de croissance ou *growing rods* (Figure 2-24a) tels que le *Vertical Expandable Prostetic Titanium Rib*, (VEPTR) utilisent cette technique. Cependant, des complications peuvent survenir comme des infections, un délogement ou déplacement de l'instrumentation ainsi que des morbidités pulmonaires (Skaggs et al., 2014). Cette technique est aussi appliquée par le dispositif par allongement magnétique (MAGEC). Le MAGEC (Figure 2-24b) consiste à allonger ou raccourcir les tiges fixées aux vertèbres par l'utilisation d'un aimant implanté dans la tige et stimulé par un dispositif extérieur. Cependant, dans la littérature, 57% patients ont présenté des complications telles que des infections, des déficiences neurologiques allant jusqu'à un échec de la correction (Matsumoto et al., 2014). Ces complications tendent à augmenter lorsque des chirurgies additionnelles sont effectuées. La chirurgie invasive et répétitive (allongement périodique des tiges) est aussi une des limites de ces deux dispositifs.

a) b)

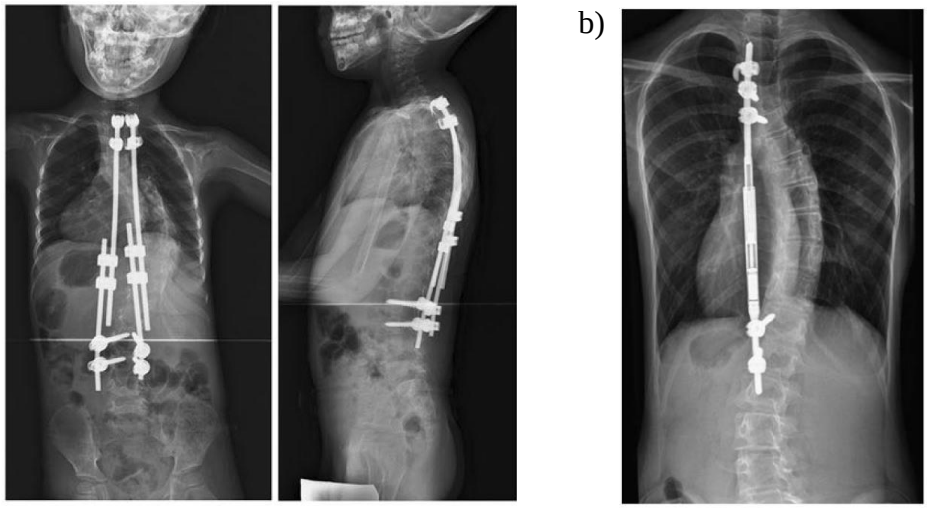


Figure 2-24 - a) Dispositif par tiges de croissance (tirée de Matsumoto et al. (2014)), b) MAGEC (tirée de Skaggs et al. (2014))

2.5.1.2 Guidés pour la croissance

Les dispositifs de techniques chirurgicales par guidage de croissance utilisent la translation des vertèbres apicales guidée par câble. Celui est fixé grâce à des vis pédiculaires, implantées sur le segment vertébral autour de l'apex, lui-même fusionné, et translate dans les têtes d'autres vis implantées sur les vertèbres caudale et céphalade. Deux dispositifs utilisent cette technique. Le premier développé est le dispositif de Luque Trolley mais d'après Skaggs et al, (2014), 100% des

cas ont eu besoin d'une chirurgie additionnelle à cause d'une fusion spontanée des vertèbres (Skaggs et al., 2014). Il a été quasiment abandonné car les résultats de Luque n'étaient pas reproductibles (Matsumoto et al., 2014). Le deuxième, inspiré de la première technique est nommé le dispositif Shilla (Figure 2-25). Il présente l'avantage de ne pas avoir recours à des chirurgies additionnelles pour rallonger les tiges mais a l'inconvénient de nécessiter une fusion vertébrale, opération qui est à éviter pour limiter l'impact du traitement sur la croissance. Les complications de ce dispositif telles que des infections et une fusion vertébrale spontanée sont aussi présentes pour 50% des patients. Elles augmentent avec chirurgies additionnelles (Matsumoto et al., 2014; Skaggs et al., 2014).

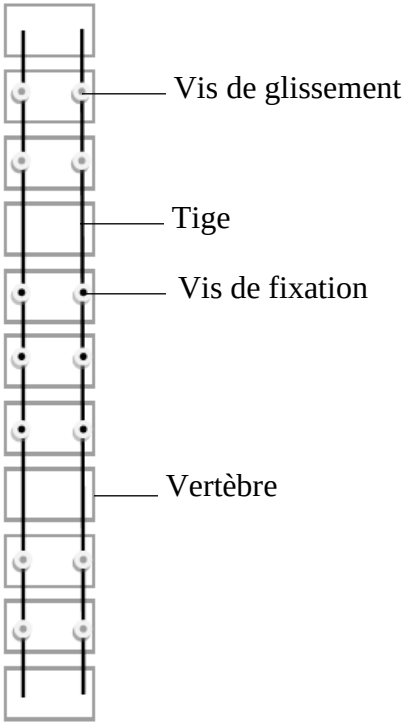


Figure 2-25 – Schéma du dispositif sans fusion Shilla

2.5.1.3 Par compression du côté convexe

Les dispositifs de techniques chirurgicales par compression se basent sur le principe de Hueter-Volkmann précédemment expliqué. Les agrafes vertébrales ou *Vertebral Body Stapling* (VBS) en est un (Figure 2-26). Des agrafes en nitinol (Murray et al., 2020) sont placées du côté latéral des vertèbres et du côté convexe pour venir y appliquer une force compressive. Elles sont insérées entre

la plaque de croissance et l'annulus du disque intervertébral adjacent (Clin, Aubin, & Parent, 2015; Skaggs et al., 2014). Des études montrent que les agrafes peuvent contrôler la progression du *wedging* mais que les forces qu'elles exercent ne sont pas suffisantes pour contrebalancer le déséquilibre des charges et renverser le cercle vicieux. Par ailleurs, les forces de compression appliquées et donc l'effet sur le *wedging* seraient diminuées par les micromouvements des agrafes durant la croissance. Dans l'étude de Murray et al. (2020), entre 60 et 100% des courbures sont modifiées par l'effet des agrafes mais sans que le *wedging* soit corrigé. La modulation de croissance n'est donc pas prouvée de manière significative pour ce dispositif. Par ailleurs, leur efficacité dépend de la configuration des agrafes qui joue un rôle sur leur efficacité : la progression de la scoliose est ralentie mais continue si elles sont placées sur le segment thoracique alors que leur efficacité est doublée si elles sont placées sur les segments thoraciques et lombaire (Clin et al., 2015). De plus, leur effet semble efficace uniquement pour des courbures peu sévères soit de 30° à 40° (Clin et al., 2015; Murray et al., 2020; Skaggs et al., 2014). Ce dispositif peut, de plus, créer des dommages locaux sur la structure osseuse notamment si la compression initiale n'est pas prise en compte dans le serrage des agrafes (Clin et al., 2015) ce qui entraine leur décrochage (Murray et al., 2020). Or, il n'est pas possible de personnaliser les charges compressives appliquées sur les agrafes.

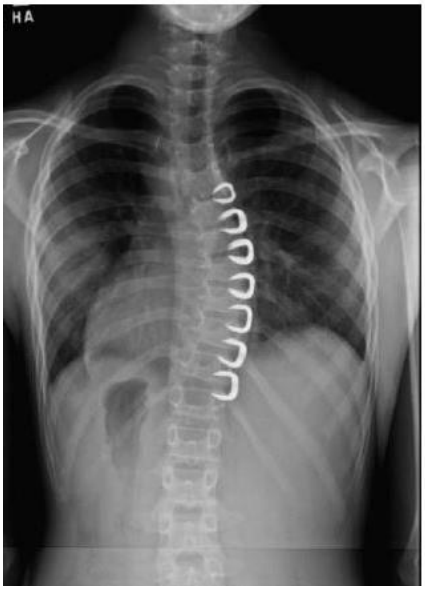


Figure 2-26 - Agrafes vertébrales (tirée de Skaggs et al. (2014))

L'*Anterior Vertebral Body Tethering* (AVBT) ou *Anterior Vertebral Body by Growth Modulation* (AVBGM) est aussi un dispositif sans fusion par compression (Figure 2-27). Des vis sont fixées sur le côté convexe de la courbure et sont reliées par un câble souple passant dans leur tête. Il est tendu afin d'appliquer des charges compressives sur ce côté des vertèbres. L'avantage de ce dispositif est qu'il ne nécessite pas de chirurgie supplémentaire (Cobetto, Aubin, et al., 2018; Samdani, A. F. et al., 2014). Les vertèbres vont alors croître de manière plus importante du côté concave de la courbure ce qui aura pour effet de corriger la scoliose en redressant la colonne grâce à la modulation de croissance. Ce dispositif ne peut cependant pas être appliqué à tous les patientes et certaines recommandations sont listées dans la littérature. Pour que la croissance puisse être assez importante afin de pouvoir corriger la courbure, il faut que le potentiel de croissance soit assez élevé, donc que le squelette soit immature (indice de Risser inférieur à 2 ou Sanders inférieur à 4 (Newton et al., 2020; Samdani, A. F. et al., 2014)). Néanmoins, la patiente ne doit pas être trop jeune pour supporter le traitement mais aussi pour éviter une surcorrection, pouvant subvenir si le potentiel de croissance est trop grand. L'âge limite de 10 ans est proposé dans la littérature (Samdani, A.F. et al., 2015). La scoliose doit aussi être idiopathique et sa courbure comprise entre 35 et 60°, avec une flexibilité de 50%. Il faut aussi prendre en compte l'évolution des autres courbures des rachis et, pour éviter une hypercyphose, il faut que la cyphose soit inférieure à 40° (Newton et al., 2020; Samdani, A. F. et al., 2014).



Figure 2-27 - Dispositif *Anterior Vertebral Body Tethering* (AVBT)

2.5.2 Anterior Vertebral Body Tethering (AVBT) ou Anterior Vertebral Body by Growth Modulation (AVBGM)

2.5.2.1 Instrumentation et mise en place du dispositif

L'AVBT est composé de vis comme celles du système Zimmer Dynesys en titane (diamètre entre 5 et 7mm) et d'un câble en polyéthylène (Baker et al., 2020; Crawford & Lenke, 2010; Newton, 2020; Samdani, A.F. et al., 2015).

Durant l'opération, le patient ou la patiente est mise en decubitus latéral sur la table opératoire, le côté convexe de la courbure dirigé vers le haut afin d'utiliser la gravité pour effectuer une première correction de la courbure. Le dispositif est alors implanté par endoscopie : trois incisions sont faites sur le torse ; le premier pour y passer une caméra afin de guider le chirurgien ou la chirurgienne, le deuxième pour insérer le scalpel et le dernier pour y passer l'endoscope au niveau des côtes afin d'accéder à la partie antérieure de la colonne vertébrale. La pleura est disséquée à la tête de chaque côte, entre la vertèbre limite supérieure (*Upper Instrumented Vertebrae*, UIV) qui correspond à la vertèbre thoracique céphale la plus inclinée et la vertèbre limite inférieure (*Lower Instrumented Vertebrae*, LIV) correspondant à la vertèbre caudale la plus inclinée. Des agrafes sont par la suite disposées de manière à marquer l'emplacement des vis sur la partie antérieure des corps vertébraux (Baker et al., 2020; Crawford & Lenke, 2010; Samdani, A. F. et al., 2014; Samdani, A.F. et al., 2015). Ensuite, l'emplacement de chaque vis est créé par foret au niveau médian de chaque vertèbre (Newton, 2020; Samdani, A.F. et al., 2015). La longueur de la vis est choisie pour éviter une pénétration trop importante risquant de créer des dommages à l'aorte. Des rondelles à broche sont parfois utiliser pour stabiliser les vis et éviter un décrochage ou un descellement. Les vis sont enfin vissées dans les vertèbres, une vis pour chaque vertèbre du segment à instrumenter (Newton, 2020).

Le câble est ensuite passé dans les tulipes, en commençant par la partie proximale puis en suivant la direction cranio-caudale. Il est maintenu par des vis de fixation qui viennent se placer sur les vis orthopédiques. Un tensionneur est ensuite utilisé pour le mettre en tension jusqu'à ce que la courbure soit corrigée, aidée par la translation de la colonne. La tension dépend de la déformation et de la maturité squelettique (potentiel de croissance restant) du patient ou de la patiente. L'objectif est alors d'annuler l'angle de cunéiformisation (*wedging*) en mettant suffisamment de tension pour remettre les disques intervertébraux parallèles. Cependant, la tension doit être ajustée selon les

segments vertébraux pour éviter que le wedging s'inverse et crée une surcorrection à plus long terme. Aux extrémités de l'instrumentation, la tension est même diminuée jusqu'à être annulée pour éviter une surcontrainte qui pourrait endommager les disques intervertébraux. Ceci est d'autant plus important sur le segment distal de la colonne où la croissance est la plus rapide. Enfin, deux centimètres de câbles sont laissés en supplément pour prévoir toute chirurgie complémentaire (Newton, 2020; Samdani, A. F. et al., 2014; Samdani, A.F. et al., 2015).

Toutes les étapes de l'opération, de la position des vis à celle du câble sont observées et vérifiées par fluoroscopie C-arm (Crawford & Lenke, 2010; Newton, 2020; Samdani, A. F. et al., 2014; Samdani, A.F. et al., 2015).

2.5.2.2 Correction

L'AVBT est nettement moins invasif que l'arthrodèse dû au temps d'opération, à une perte de sang plus faible et une plus petite instrumentation. La majorité de la cohorte de l'étude a ainsi pu éviter une arthrodèse grâce au dispositif ; 52% des patients sont considérés comme un succès clinique (courbure inférieure à 35°). De plus, aucune complication mettant en danger la vie du patient ou de la patiente n'a été observée (Newton et al., 2020; Samdani, A. F. et al., 2021).

L'AVBT offre ainsi 21 à 53% de correction immédiate, c'est-à-dire directement après l'opération, et 45 à 75% au bout de deux ans de croissance (Cobetto, Aubin, et al., 2018; Newton et al., 2020; Samdani, A. F. et al., 2014; Samdani, A. F. et al., 2021). La majorité de la correction a lieu directement après la pose du dispositif. Elle est donc obtenue grâce à la position intraopératoire en decubitus latéral qui est elle-même ensuite maintenue par l'implant (Cobetto, Parent, & Aubin, 2018).

D'après l'étude de Cobetto et al. (2020), la correction est concentrée dans le plan coronal, avec de plus faibles effets dans le plan sagittal et une légère mais non significative diminution de la cyphose et de la lordose. De faibles effets de rotations vertébrales sont aussi observables au niveau des vertèbres apicales. Ces effets sont expliqués par les dispositions des vis latérales et centrales qui induisent un vecteur de force près de l'axe neutre des vertèbres adjacentes.

D'après cette même étude, les charges compressives sur les plaques de croissance et les disques intervertébraux sont rééquilibrées significativement par l'AVBGM. Ce dernier est donc capable de rééquilibrer les charges asymétriques initiales s'appliquant sur les plaques de croissance et les

disques intervertébraux permettant ainsi la modulation de croissance ainsi qu'une correction progressive de la courbe.

Néanmoins, la correction du dispositif diminue avec le temps. En effet, la tension du câble aux vis apicales diminue réduisant l'effet de bras de levier ce qui applique moins d'efforts sur les vertèbres. Par ailleurs, le taux de croissance diminue aussi ce qui réduit le potentiel de modulation de croissance et donc celui de correction (Cobetto et al., 2020).

2.5.2.3 Limites du dispositif AVBT

Newton et al. (2020) ont montré que l'AVBT a une correction moins importante que l'arthrodèse : les déformations cliniques restantes, immédiates et après 2 ans de croissance, sont plus importantes pour l'AVBT que la PSF. En effet, le premier permet de corriger 43% de la courbure thoracique pour 69% avec la PSF. Les auteurs affirment donc que cette technique possède une meilleure prédiction avec une meilleure certitude de la correction que l'AVBT. Ainsi, celui-ci permet bien de réduire les déformations scoliotiques mais ses effets sont moins prédictibles et moins pertinents que ceux de la PSF. Cette affirmation est confirmée par Cobetto, Aubin et al. (2018) qui ont montré que les résultats de correction de l'AVBGM étaient prometteurs mais que la correction postopératoire immédiate et après quelques années de croissance n'était pas connue de manière certaine, ajoutée à cela la planification empirique et subjective de la chirurgie (Cobetto, Aubin, et al., 2018). Il existe ainsi un réel manque de connaissances sur la correction à apporter durant l'opération, dépendant notamment du potentiel de croissance de la patiente, de la flexibilité de la colonne et de la tension du câble (Samdani, A. F. et al., 2014).

De plus, une progression, une surcorrection ou une sous-correction de la courbure peuvent survenir après l'installation du dispositif et entraîner une ou plusieurs révisions chirurgicales (Baker et al., 2020; Newton, 2020; Samdani, A. F. et al., 2021). Dans l'étude de Newton et al. (2020), 41% des patients ont eu besoin de subir une autre opération suite à l'apparition d'une surcorrection, d'une rupture du câble, pour un nouveau traitement de la progression ou pour une transformation de l'opération en arthrodèse. La surcorrection est aussi possible pour 9 à 15% des patientes et nécessite une chirurgie supplémentaire si la courbure est renversée et supérieure à 10°. Enfin, l'importance de l'impact du bris de câble durant la croissance est aussi à évaluer au long terme tout comme la migration des vis (Baker et al., 2020; Newton, 2020).

De même, les conséquences au moyen et long-terme de l'implantation de l'AVBT peuvent aussi faire survenir des déformations supplémentaires sur les segments proximaux et distaux non-instrumentés ou *adding-on* après 2 à 3 années de croissance postopératoires (Newton, 2020; Newton et al., 2020; Samdani, A. F. et al., 2021). Or, la déformation de ces segments, en plus de mettre en péril la bonne correction du segment instrumenté lui-même, nécessite une révision chirurgicale pour la corriger.

Ainsi, le taux de réopération est plus élevé pour les interventions chirurgicales de l'AVBT que la PSF : 18 à 41% pour 3 à 10% avec la PSF d'après Newton et al. (2020). Or, d'après l'étude de Baker et al. (2020), les révisions chirurgicales et les cicatrices qu'elles créent sur la cavité thoracique, même si considérées comme viables, peuvent avoir un impact sur la santé de l'enfant et notamment sur ses poumons. Elles sont donc à éviter le plus possible.

Par ailleurs, l'effet du dispositif est limité à des courbures supérieures à 35° et contre-indiqué pour une cyphose supérieure à 40° car l'augmentation de la cyphose thoracique est courante dans les études. Des rotations vertébrales supérieures à 20° sont aussi observées dans les études (Miyanji et al., 2021; Samdani, A.F. et al., 2015).

Enfin, les conséquences neurologiques et vasculaires de l'installation du dispositif AVBT ne sont pas encore connues sur le long terme (Baker et al., 2020).

2.6 Techniques de modélisation pour la simulation d'AVBGM

2.6.1 Techniques de reconstruction 3D

La scoliose est une déformation 3D de la colonne vertébrale, il faut donc pouvoir l'évaluer dans les trois plans de l'espace. Pour cela, la technique la plus utilisée est celle par imagerie bi-planaire, qui utilise des radiographies du plan frontal et latéral du rachis. Cela permet d'évaluer les courbures frontales mais aussi l'équilibre sagittal. D'autres techniques existent, telles que l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) ou la tomodensitométrie (CT-scan) qui sont plus précises mais qui ne sont pas pertinentes pour l'étude des implants qui nous intéressent. Pour la première, des artefacts sont créés par les matériaux métalliques utilisés pour les implants. Les radiographies peuvent donc être altérées et empêchées une bonne caractérisation de la scoliose. La présence d'irradiations aux rayons X 2 à 9 fois supérieure à celle de l'EOS pour la deuxième est aussi

limitante puisque le suivi des patientes nécessite beaucoup de prises radiographiques (patientes avec traitement chirurgical : nombre de prises 10 fois supérieur à celui des patientes sans traitement chirurgicaux). Or, une surdose de rayons X augmente le risque de cancer au long terme. Par ailleurs, pour ces deux techniques, la patiente est placée en position couchée, or sans le poids, les valeurs des angles de Cobb sont sous-estimées tout comme ceux de la lordose (Cobetto, 2017; Jarrett & Ecklund, 2021).

La technique d'imagerie avec radiographies bi-planaire devient d'autant plus avantageuse en étant combinée avec un système de radiographies digital à faible dose (EOS^{TM}, EOS Imaging, France). Ce système permet, en effet, de prendre deux radiographies simultanément, dans deux plans orthogonaux, frontal et latéral (Figure 2-28). Les radiographies sont alors calibrées proposant donc une meilleure précision pour les mesures, en plus d'être améliorées grâce au faible taux de radiations qui permet d'éliminer les tissus de la radio et faciliter les mesures d'alignement (Jarrett & Ecklund, 2021).

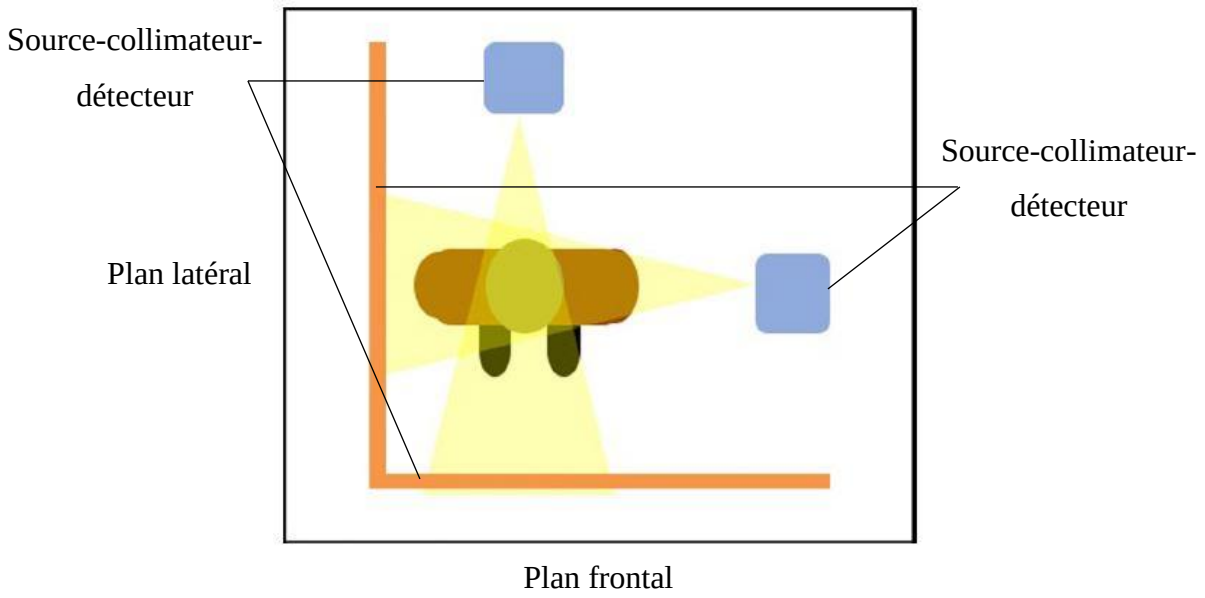


Figure 2-28 - Imagerie biplanaire d'un dispositif EOS (adaptée de Jarrett & Ecklund (2021))

Pour étudier ensuite les déformations du rachis, les reconstructions 3D sont construites par le logiciel IdefX de la même compagnie (Figure 2-29). Des éléments génériques de structures osseuses sont automatiquement générés puis déformés et orientées manuellement afin de représenter la géométrie de la patiente. Cette technique permet, en peu de temps (30min) et de

manière précise (1.5mm d'erreur maximum) de reconstruire la colonne vertébrale et le bassin en 3D (Pomero, Mitton, Laporte, de Guise, & Skalli, 2004). La cage thoracique peut elle aussi être reconstituée grâce à une méthode semi-automatisée identifiant manuellement les repères anatomiques des côtes et du sternum et en utilisant une banque de modèles 3D (Bertrand, Laporte, Parent, Skalli, & Mitton, 2008).

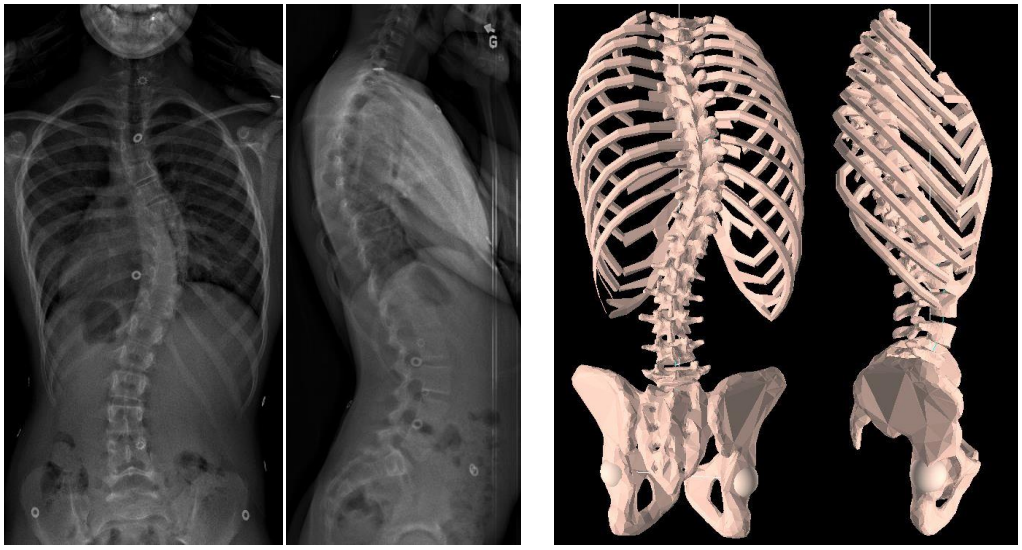


Figure 2-29 – Reconstruction 3D du rachis d'une patiente scoliotique à partir de ses radiographies bi-planaires

2.6.2 Techniques de modélisation par éléments finis et de validation

Le modèle par éléments finis (MEF) se base sur la reconstruction 3D du patient ou de la patiente par radiographie EOS bi-planaire postéro-antérieure (PA) et latérale (LAT), pré-établies à partir de radiographies dans le plan coronal prises grâce au système EOS (EOS^{TM}, EOS Imaging, Paris, France). La reconstruction 3D se fait par IdefX (EOS Imaging, Paris, France) (Cobetto, 2017; Cobetto, Aubin, et al., 2018) (Figure 2-29).

Les différentes parties de l'anatomie humaine du rachis sont modélisés par des éléments finis (Figure 2-30). Les vertèbres thoraciques et lombaires (T1 à L5), les plaques de croissance épiphysaires et les disques intervertébraux sont ainsi représentés par des éléments structuraux solides 3D tandis que les côtes, le sternum, les cartilages intercostaux et le bassin sont construits avec des éléments poutre 3D. Les ligaments (jaune, antérieurs et postérieurs, communs,

transversaires et interépineux) sont représentés par des ressorts 3D agissant uniquement en tension (Cobetto, Aubin, et al., 2018). Celle-ci est de 165N en moyenne et appliquée au maximum à la vis apicale puis diminuée graduellement de 50N vers les vertèbres limites (Cobetto et al., 2020).

Les propriétés mécaniques des structures anatomiques sont déterminées par la littérature (Chazal, 1985; Descrimes et al., 1995; Panjabi, 1976; Pezowicz, 2012). Les tissus mous ont un comportement élastique linéaire et les disques intervertébraux sont calibrés afin de représenter la flexibilité de la colonne calculée à partir des radios prises en inflexions latérales gauche et droite (Cobetto, Aubin, et al., 2018). Pour cela, une première simulation du test radiologique d'inflexion latérale (droite ou gauche) préopératoire est réalisée. Ainsi, dans le modèle, la force qui sera appliquée à T1 représentera ce déplacement latéral vers la droite ou la gauche. La rigidité du disque intervertébral est ajustée itérativement pour que les angles de Cobb thoraciques et lombaires soient identiques à ceux mesurés sur les radios (Cobetto, 2017; Cobetto, Aubin, et al., 2018). Ensuite, une deuxième simulation du test radiologique de suspension préopératoire est effectuée. Une force égale à 81% du poids du patient est appliquée sur le bassin (Cobetto et al., 2020; Cobetto, Parent, et al., 2018). T3 est fixée pour modéliser la fixation du harnais. Ainsi, les angles de Cobb sont ajustés itérativement pour que la simulation corresponde aux mesures prises sur les radiographies.

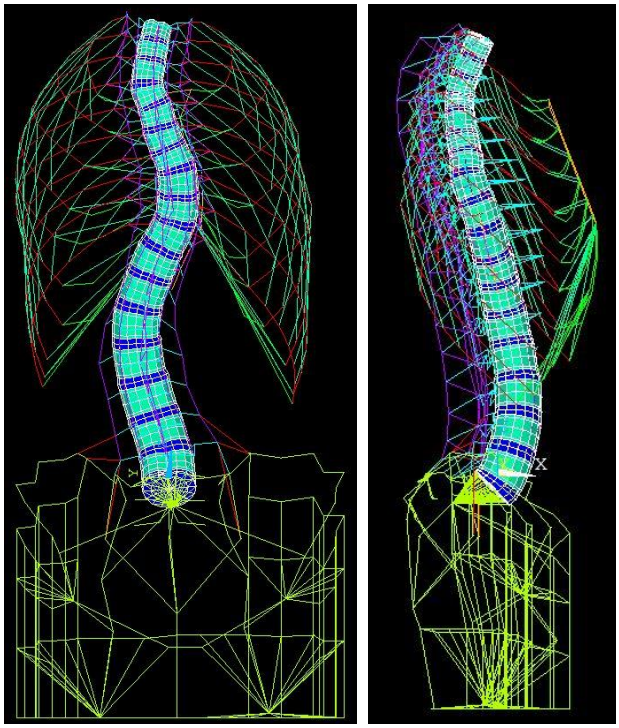


Figure 2-30 - Rachis modélisé par éléments finis

A l'état initial du MEF, les charges appliquées sur la colonne sont celles dues aux forces de gravité et aux forces de compression de l'AVBGM.

Le MEF comprend plusieurs conditions limites. Les côtes du côté concave de la courbure ainsi que les déplacements horizontaux des structures sont bloquées simulant ainsi le contact avec la table d'opération. T1 est aussi complètement bloquée dans le plan transverse et le pelvis est fixe dans l'espace (Cobetto, Aubin, et al., 2018).

2.6.2.1 Modélisation de l'implant

Les différents composants du dispositif AVBT sont modélisés eux aussi par des éléments finis. Les vis sont représentées par des éléments 3D cylindriques avec les propriétés mécaniques du titane. Le câble est construit par des éléments de poutre reliant chaque vis entre elle. Ils possèdent les propriétés mécaniques du polyéthylène. L'élément le plus proche du crâne est fixe.

La tension est appliquée à l'élément poutre proximal puis le problème est résolu une première fois. Ensuite, afin de modéliser le passage du câble dans la vis, sa mise en tension puis sa fixation, la tension est induite dans l'élément suivant et le problème résolu une autre fois et ainsi de suite jusqu'au dernier élément. Différentes configurations peuvent ainsi être simulées selon les recommandations du chirurgien ou de la chirurgienne.

La mise en tension du câble est donc un serrage séquentiel à chaque niveau vertébral instrumenté : la tension est ajustée à chaque niveau. La simulation est alors plus représentative des manœuvres chirurgicales (Cobetto, Aubin, et al., 2018; Cobetto et al., 2020; Cobetto, Parent, et al., 2018).

2.6.2.2 Modélisation de la croissance

Dans le but de créer un outil de planification pour déterminer la correction de l'AVBT après plusieurs années de croissance, le modèle comprend une prédiction de la croissance sur 12 et 24 mois par calcul de la réponse aux charges sur les plaques de croissance. La croissance est calculée grâce à l'algorithme de croissance développé par Stokes et al. précédemment expliqué :

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

G, le taux de croissance longitudinal final, dépend du taux de croissance moyen non altéré G_m, du facteur de sensibilité des charges des os β, du chargement réel appliqué aux plaques de croissance σ et du chargement physiologique σ_m appliqué aux plaques. G_m et β sont paramétrables pour chaque

patient (Stokes, I. A., 2007; Stokes, I. A. F. et al., 2006). Ainsi, dans le MEF, si $\beta(\sigma - \sigma_m) > 1$ alors G est nul et la croissance s'arrête (Cobetto, Aubin, et al., 2018; Villemure, Aubin, Dansereau, & Labelle, 2002). Les pressions sur les plaques de croissance dues à l'installation de l'implant et du champ gravitationnel constituent les données d'entrée. Le processus est itératif : G est calculé pour un mois puis le processus est répété pour modéliser la croissance sur toute la période simulée (12 ou 24 mois en général). La différence des chargements représente la différence entre les pressions appliquées par la pose de l'AVBT et celles appliquées par la gravité et le poids du corps. Cette différence représente le chargement altéré aux plaques de croissance et illustre donc le potentiel de croissance restant.

2.6.2.3 Modélisation de la chirurgie

La chirurgie doit être aussi modélisée pour prendre en compte les modifications des chargements sur le rachis. La simulation comporte donc une transition de la position verticale à la position en decubitus lateral, soit la position intraopératoire, par l'annulation des forces de gravité. Des forces sont appliquées à chaque centre de masses des corps vertébraux pour simuler le poids du patient ou de la patiente dans la direction verticale puis horizontale. Ensuite, les forces de gravité sont appliquées sur le côté concave de la courbure et le chargement gravitationnel est ensuite réappliqué pour le retour en position « debout ». La magnitude des forces de gravité est déterminée selon le poids du patient.

Des chargements latéraux sont ajoutés sous forme de vecteurs de forces, perpendiculaires à la courbure. Ils permettent de compenser l'absence de tissus mous ainsi que ceux de l'abdomen afin de respecter la géométrie initiale. Les forces latérales sont ajustables en fonction des patients afin de mieux représenter l'action du maintien structural générée par les tissus mous (muscles, peau, organes de l'abdomen) (Cobetto, 2017).

2.6.3 Revue critique des études antérieures de simulation d'AVBGM

L'étude de Driscoll (2011) utilisait un modèle par éléments finis pour comparer l'effet de l'AVBT et des agrafes sur la correction de la courbure scoliotique selon la valeur des pressions appliquées aux plaques de croissance. Les limites pointées du modèle concernaient tout d'abord les hypothèses faites sur les valeurs des charges appliquées sur la colonne, hypothèses posées puisque le chargement sur la colonne vertébrale n'est pas mesurable *in vivo*. Par ailleurs, le mécanisme de

croissance utilisé pour simuler la croissance dérivait de modèles animaux, il n'était donc pas vérifié et validé sur une cohorte de patients et patientes. Ensuite, l'étude ne se focalisait que sur la modification de la courbure dans le plan coronal, or la scoliose est une déformation 3D. Il fallait donc se focaliser sur l'effet des dispositifs sans fusion sur les déformations dans les deux autres plans. De plus, les déformations initiales attribuées au câble de l'AVBT pouvaient avoir un impact sur la progression de la scoliose même s'il semblait que ce ne soit pas le cas. Enfin, l'état des disques intervertébraux pouvait avoir une influence significative sur la correction de la scoliose, non étudié ici. Pour finir, une meilleure définition du risque de progression de la courbure chez les patients pouvait aussi apporter des connaissances supplémentaires sur la correction à apporter et les charges à appliquées afin d'améliorer la modulation de croissance.

Un modèle par éléments finis est aussi utilisé dans l'étude de Aubin, Clin & Rawlinson (2017) pour simuler l'effet de l'AVBT. Des limites du modèle ont été pointées, comme le comportement élastique homogène linéaire des disques intervertébraux qui n'était pas représentatif de la réalité car ne faisant pas la distinction entre le comportement du noyau (*nucleus*) et de l'anneau (*annulus*). Leur comportement, les effets sur les cellules du disque, les changements de ses propriétés matériaux au cours du temps n'était pas non plus réellement représentés. Par ailleurs, les muscles n'étaient pas représentés par une modélisation propre mais par les conditions limites. De plus, le facteur de sensibilité β et les données de croissance implantées dans le MEF étaient uniques et toujours les mêmes d'un cas à l'autre. Or, ces valeurs peuvent changer d'une patiente à une autre. Enfin, la croissance était représentée de manière linéaire alors qu'elle ne l'est probablement pas en réalité (Aubin, Clin, & Rawlinson, 2018).

Le travail de Cobetto (2017) pointe aussi différentes limites du MEF développé et présenté plus haut. Tout d'abord, le modèle prend en compte le patient en position verticale mais pas les chargements qui peuvent s'ajouter durant la journée (sac, poids, objet porté, …). Par ailleurs, la modélisation de la croissance ne concerne que la hauteur de la colonne, sans la cage thoracique ni même la croissance générale du patient. Or, ces deux paramètres peuvent influencer celle de la colonne car les éléments subissent des déplacements ou d'autres types de chargements durant la croissance. Une difficulté majeure de la modélisation de croissance de la cage thoracique est le manque de connaissance sur le potentiel de correction des côtes. Néanmoins, la correction par l'AVBT affecte peu la rotation vertébrale donc il n'y aurait pas ou peu de progression de la déformation de la cage thoracique. La représentation et l'activation des muscles ne sont pas non

plus modélisées mais leur effet n'est sûrement pas significatif. Par ailleurs, la croissance est linéaire et non journalière. Or, nous pouvons supposer que la vitesse de croissance (taux) n'est pas constamment linéaire au cours du temps. Pour finir, actuellement, l'apparition de déformations sur les segments proximaux et distaux, due à l'implantation de l'AVBT, est prédite mais de façon non adéquate. En effet, la prédiction du modèle englobe tout le rachis mais les conditions limites, telle que le blocage de T1 en déplacement latéral, ne permettent pas de connaître l'évolution précise des courbures non-instrumentées soit les courbures proximale et lombaire car elles sont moins bien représentées. Or, cette évolution est un facteur non négligeable de la prédiction de la correction puisqu'il s'agit aussi d'un facteur de risque de progression de la déformation (Cobetto et al., 2020). Une meilleure représentation pourrait donc permettre d'améliorer les prédictions du modèle.

CHAPITRE 3 OBJECTIFS, HYPOTHESES ET RATIONNELLE DU PROJET

3.1 Synthèse de la problématique

La revue de littérature présentée précédemment soulève plusieurs points clés pour ce projet de maîtrise. La scoliose est une déformation 3D de la colonne vertébrale, impactant 2 à 3% des enfants. Pour les cas chirurgicaux sévères avec un potentiel de croissance résiduel important, l'AVBT, basé sur le principe de Hueter-Volkman, permet de redresser graduellement la colonne vertébrale par modulation de croissance grâce à un câble mis en tension sur le côté convexe de la courbure pour stimuler la croissance du côté concave. Cette technique permet d'éviter l'arthrodèse tout en étant moins invasive pour l'enfant. Néanmoins, étant récente (presque 10 ans) et effectuée de manière encore empirique par les chirurgiens et chirurgiennes orthopédistes, ses effets à moyen et long termes ne sont pas encore pleinement maîtrisés. En effet, l'implantation de l'AVBT peut créer de nouvelles déformations (*adding-on*) sur les segments non-instrumentés du rachis distal durant la croissance résiduelle postopératoire. Ces déformations entrainent alors des révisions chirurgicales qui viennent significativement impacter la qualité de vie de l'enfant puisqu'elles augmentent le risque de complications médicales. La prédiction préopératoire d'un échec de l'intervention chirurgicale permet de les éviter mais pour cela, il est nécessaire de connaître les facteurs biomécaniques intervenant dans la formation de ces déformations. Or, ces conditions biomécaniques qui influencent l'évolution de la courbure lombaire sous-jacente à l'instrumentation n'ont toujours pas été bien étudiées.

3.2 Objectifs

L'objectif général de ce projet est de développer une technique d'analyse biomécanique afin de prédire les déformations secondaires périphériques distales induites par l'implantation d'un dispositif sans fusion par modulation de croissance AVBT pour la scoliose pédiatrique. Cet objectif se divise en 3 sous-objectifs (SO) :

Sous-objectif 1 :

a. Définir les paramètres biomécaniques permettant de prédire l'évolution des segments distaux d'une courbure scoliotique corrigée par l'AVBT (SO1a).

b. Développer une approche biomécanique, par éléments finis, pour étudier les déformations secondaires distales induites par l'implantation d'un dispositif sans fusion par modulation de croissance AVBT pour la scoliose pédiatrique (SO1b)

Sous objectif 2 :

Vérifier et valider l'analyse biomécanique développée (SO2).

Sous-objectif 3 :

Exploiter le modèle éléments finis AVBT afin d'analyser différents facteurs intervenants dans la survenue de déformations secondaires distales, en vue de recommander des cibles de correction du segment instrumenté distal (SO3).

3.3 Hypothèses

Le projet vise à tester les hypothèses suivantes :

1. La correction d'une courbure lombaire ou son maintien (pour une courbure avec un angle de Cobb>20°) pendant une période de 2 ans suivant l'implantation de l'AVBT et évaluée par l'angle de Cobb, peut être prédite par un angle du disque intervertébral sous-jacent à la dernière vertèbre instrumentée (*lowest instrumented vertebrae,* LIV) parallèle et un moment positif au niveau de la plaque de croissance sous-jacente en post-opératoire immédiat.
2. Le maintien d'une courbure lombaire (angle de Cobb <20°) pendant une période de 2 ans suivant l'implantation de l'AVBT, telle qu'évaluée par l'angle de Cobb, peut être prédit par un angle du disque intervertébral sous-jacent à LIV parallèle et un moment nul au niveau de la plaque de croissance sous-jacente en post-opératoire immédiat.
3. Le modèle par éléments finis est exploitable afin de discriminer les cas de courbures distales non-instrumentées qui se corrigent (cas évolutifs) des cas qui se maintiennent (cas non évolutifs).

3.4 Rationnelle

Le traitement actuel de la scoliose idiopathique pédiatrique est encore en plein développement et l'impact des nouvelles approches sans fusion est prometteur pour la qualité de vie de l'enfant

scoliotique. En particulier, le dispositif AVBT est un implant très intéressant de par son approche minimalement invasive et par la préservation de la mobilité du rachis. Cependant, le haut taux de réopération (18 à 41%) et les complications qui surviennent postopératoirement prouvent que les connaissances sur ses effets ne sont pas encore parfaites. Le manque d'études sur son effet secondaire sur les courbures proximales et distales non-instrumentées ajoute à la méconnaissance qu'il reste à combler sur ce dispositif médical. Dans ce contexte, mener une étude sur les mécanismes impliqués dans la correction de la courbure distale non-instrumentée induite par l'implantation du dispositif AVBT participera à développer la compréhension des effets de cet implant, améliorant ainsi ses conditions d'implantation et donc la qualité de vie de l'enfant qui subira cette chirurgie.

CHAPITRE 4 ARTICLE 1: PREDICTION OF POST-OPERATIVE ADDING-ON OR COMPENSATORY LUMBAR CURVE CORRECTION AFTER ANTERIOR VERTEBRAL BODY TETHERING

4.1 Présentation de l'article

L'article présenté dans cette section développe une technique d'analyse biomécanique de l'influence de deux facteurs afin de prédire l'évolution de la courbure distale non instrumentée d'une colonne vertébrale scoliotique pédiatrique corrigée par le dispositif sans-fusion AVBT.

Cet article, intitulé « Prediction of Post-Operative Adding-on or Compensatory Lumbar Curve Correction After Anterior Vertebral Body Tethering" a été publié dans la revue "Spine Deformity" au mois de novembre 2021 avec une contribution de l'autrice principale d'environ 70%.

4.2 Article: Prediction of Post-Operative Adding-on or Compensatory Lumbar Curve Correction After Anterior Vertebral Body Tethering

Charlotte Raballand (a), Nikita Cobetto, PhD (a,b), Noelle Larson, MD (c), Carl-Eric Aubin, PhD, P.Eng. (a,b)

a. Department of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, Montreal, Quebec, Canada

b. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center, Montreal, Quebec, Canada

c. Mayo Clinic, Rochester, MN, USA

4.2.1 Abstract

Purpose: Anterior Vertebral Body Tethering (AVBT), a fusionless surgical technique based on growth modulation, aims to correct pediatric scoliosis over time. However, medium-term curvature changes of the non-instrumented distal lumbar curve remains difficult to predict. The objective was to biomechanically analyze the level below the LIV to evaluate whether adding-on or

compensatory lumbar curve after AVBT can be predicted by intervertebral disc (ID) wedging and force asymmetry.

Methods: 33 retrospective scoliotic cases instrumented with AVBT were used to computationally simulate their surgery and 2-year post-operative growth modulation using a finite element model. The cohort was divided into 2 subgroups according to the lumbar curvature evolution over 2 years: 1) correction >10° (C); 2) maintaining ±10° (M). The lumbar Cobb angle and residual ID wedging angle under LIV were measured. Simulated pressures and moments at the superior endplate of LIV+1 were post-processed. These parameters were correlated at 2 years postoperatively.

Findings: On average, the LIV+1 simulated moment was 538 Nmm for subgroup C, 155 Nmm for subgroup M with lumbar Cobb angle >20° and 34 Nmm for angle <20° whereas the ID angle was 1° for C and 0° for M.

Interpretation: On average, a positive moment on the LIV+1 superior growth plate led to correction of the lumbar curvature, whereas a null moment kept it stable, and a parallel immediate postoperative ID under LIV contributed to its correction or preservation. Nevertheless, the significant interindividual variability suggested that other parameters are involved in the distal non-instrumented curvature evolution.

Key words: Anterior Vertebral Body Tethering, Idiopathic Scoliosis, Finite Element Modeling, Biomechanical Simulation

Level of Evidence: IV

4.2.2 Introduction

Idiopathic scoliosis is a spinal deformity that affects 2 to 3% of children. For scoliosis greater than 45°, surgical instrumentation with rigid rods is necessary to correct and fuse a significant segment of the otherwise flexible spine [1, 2]. In children with residual growth potential, fusionless surgery such as Anterior Vertebral Body Tethering (AVBT) is now available [3, 4]. This technique is based on the Hueter-Volkman growth modulation principle, in which compressive loading on the epiphyseal growth plates of the vertebral bodies inhibits their longitudinal growth, whereas released compression loading stimulates it [5, 6].

In AVBT, a taut cable connected to vertebral implants on the convex side of the deformity partially corrects the deformity and modifies the force asymmetry thus inducing a modulation of the growth, which will lead to a local correction of the vertebral wedging [1, 2, 5, 7-10]. The spine is therefore straightened gradually during the patient's residual growth period [2, 4]. However, the evolution of the correction remains difficult to predict, either during or after surgery, and may lead to over- or under-correction, cable breakage, or disengagement of the implant fixation, resulting in mixed outcomes and sometimes even surgical revision [8, 9, 11-13]. In addition, the non-instrumented distal segment may compensate the upper spine realignment, and will also be subject to deformity progression (adding-on) or, in the best case, reduction of the underlying lumbar deformity; but this is hardly predictable [8, 9, 14].

In order to simulate the biomechanics of AVBT surgery and the evolution of the growth modulation over time, a finite element model (FEM) was developed and validated on a cohort of 45 patients [8, 9, 15]. This model was calibrated to each patient and allowed the simulation of the correction induced by the device up to 2 years [8, 16, 17]. Starting from the specific preoperative spine geometry, steps such as intraoperative lateral decubitus positioning, installation of the AVBT device according to the instrumented levels and intraoperative correction by tensioning the cable and then postoperative return to the erect position were simulated. Finally, growth and growth modulation were simulated over 24 months [8, 9, 15]. This model succeeded to predict the actual curvature of the scoliosis to within 4°, both immediately postoperatively and after 2 years [9]. However, this study did not specifically aim to address the evolution of distal non-instrumented curvature.

The objective of the present study is therefore to propose an approach based on the interpretation of biomechanical indices to predict the evolution of the underlying lumbar curvature, and to test the hypothesis that it is subjected to growth modulation principles and can be predicted by disc wedging and force asymmetry under the LIV.

4.2.3 Methods

The study used a retrospective database of scoliotic children operated on with AVBT. Inclusion criteria were that all patients had idiopathic scoliosis, a Risser index of less than 2 at surgery, and a weight of less than 65kg. Patients were required to have had AVBT surgery on the thoracic spine and have a 2-year postoperative follow-up.

For each case, a 3D reconstruction of the spine, rib cage, and pelvis was performed from pre-surgical biplanar radiographs taken with a low-dose digital radiography system (EOSTM, EOS Imaging, Paris, France). A 3D reconstruction also was realized at 1- and 2-year follow-up for validation purpose. Lumbar Cobb angle and disc wedging below LIV at immediate postoperative and 2-year growth follow-up were computed.

A validated patient-specific finite element model (FEM) was built for each case according to the work of Cobetto et al. [8, 9, 15], using Ansys 14.5 software package (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA), and is here summarized. The thoracic and lumbar vertebral bodies (T1 to L5), epiphyseal growth plates and intervertebral discs (ID) were represented by structural 3D solid elements. The ribs, sternum, intercostal cartilages and pelvis were represented by 3D beam elements. Ligaments were modeled by 3D springs acting in tension only. The mechanical properties of the anatomical structures were defined from published data [18-20]. The soft tissues had a linear elastic behavior and the stiffness of the ID was calibrated for each patient to specifically represent the flexibility of the spine according to the radiographs taken during the left and right lateral bending tests [21]. The intraoperative position was simulated by placing the spine in the lateral decubitus position with the convex side up and applying gravity forces. To simulate contact with the operating table supports, horizontal rib displacements were fixed, while the pelvis was fixed in space and T1 blocked in transverse and lateral displacement. The screws of the instrumentation were created by cylindrical 3D elements with the mechanical properties of titanium. The cable was modeled by elements representing the mechanical properties of polyethylene and a diameter of 1.5mm, identical to the one used in the actual surgery. To simulate the cable tensioning and its passage through the next screw, the cable was fixed with the cranial screw and a tension was applied to its end. The cable was then attached with the following caudal screw and the tension was released. The tensioning of each level was then repeated for all instrumented levels in the caudal direction. The maximum magnitude of tension was applied at the apex and then gradually decreased by 50N toward the limiting vertebrae. Lateral forces were temporarily added to facilitate cable installation. Once the AVBT surgery simulation was completed, the model was oriented vertically, and gravity forces applied to simulate the postoperative standing return and immediate postoperative correction. Finally, the associated Cobb angles were calculated [8, 9, 15].

Then, a growth algorithm was used to iteratively simulate the growth and its modulation under the effect of the computed loads on the growth plates using the following linear relationship connecting the growth rate with the stresses applied on the spine [9, 17]:

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

where G was the longitudinal growth rate, Gm was the average unaltered growth rate during puberty, σ and σm were the actual and normal physiological stresses applied to the growth plates respectively, and finally β was the bone stress sensitivity factor. The effect of growth and growth modulation was calculated for one month, the model was updated, the balance of forces from gravity and tether recomputed, and the various geometric indicators recalculated. This process was iteratively repeated to model the effect of AVBT over 24 months. If $\beta(\sigma - \sigma_m) > 1$ then G was assumed to be zero and the growth modulation ended [8, 16].

For validation purposes, the immediate, 1- and 2-year results were compared with the 3D reconstructions, with a mean difference of 4° (STD 3°) for thoracic and lumbar Cobb angles, 4° (STD 4°) for kyphosis, 5° (STD 4°) for lordosis, and 4° (STD 4°) for vertebral rotation at the apical thoracic vertebra [9].

Statistical analysis was performed using Statistica 14.0 software package (Statistica, StatSoft Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). An ANOVA was employed to verify the significance of the difference between groups.

The pressures on the lower epiphyseal growth plate of the LIV vertebral body and the pressures on the upper epiphyseal growth plate of the LIV+1 vertebral body were post-processed from the simulations. The equivalent coronal moment on the LIV (Mx1) and LIV+1 (Mx2) vertebrae was also post-processed, as well as their direction (a positive value on LIV means a moment amplifying the efforts on the concavity side and the opposite for a negative value, and it is the opposite for LIV+1) (Fig.1).

In addition, the ID wedging angle under LIV was measured directly on first postoperative radiographs using Surgimap® 2.5.2.1 software (Globus Medical, Methuen, Massachusettes, USA). ID angles were categorized into three subgroups: 1) parallel discs (P), if IDs had values between -4° and 4°; 2) closed discs (F), if IDs were less than -4°; 3) open discs (O), if IDs were greater than 4° (Fig.2).

4.2.4 Results

33 patients were retrospectively selected from the institutional database: 9 were classified in the group C and 24 in the group M (12 cases with a lumbar curvature greater than 20° and 12 others with a curvature less than 20°) (Table 1).

The mean measured lumbar Cobb angle was 21° after surgery on the first erect standing X-ray and 13° after two years. The mean Cobb angle for subgroup C was 23° postoperatively and 21° for subgroup M (13° for the subgroup with Cobb less than 20°; 29° for the subgroup with Cobb angle greater than 20°) (Table 1).

On average, Mx2 was 538 Nmm for subgroup C, 155 Nmm for subgroup M with a curvature greater than 20°, and 34 Nmm for subgroup M with a curvature less than 20° ($p<0.05$) (Table 2).

There was no correlation between the lumbar Cobb angle at 2 years and Mx2 for each subgroup C and M ($R^2 \leq 0.03$) (Fig.3).

On average, the ID wedging below LIV of subgroup C was 1° (STD 4°) and that of group M was 0° (STD 4°) ($p>0.05$) (Table 3).

There was a low negative correlation between the ID angle below LIV and the Cobb angle at 2 years ($R^2=0.4$) for subgroup C and only a tendency for subgroup M ($R^2=0.2$) (Figure 4). Thus, as the ID wedging angle decreases so did the lumbar Cobb angle.

4.2.5 Discussion

This study focused on better understanding the biomechanical behavior of the distal non-instrumented curvature and predicting its evolution over time. Using a validated FEM, this study showed that the moment induced under the LIV is a promising concept to deduce an evolution profile according to the Hueter-Volkman principle. According to the sign convention, Mx2 at LIV+1 is expected to be positive for subgroup C and M with moderate lumbar curvature (Cobb >20°), whereas it should be around zero for subgroup M with small lumbar curvatures (Cobb <20°) (Fig.5). Therefore, the resulting Mx2 found between 100 and 1000 Nmm are consistent with the subgroups of cases that had the distal segment corrected or maintained, while the Mx2 for cases in subgroup M (lumbar Cobb<20°) were well within 0 on average. The level of mean force balancing at the LIV therefore influences the evolution of distal curvature, consistent with the Hueter-

Volkman principle. The resulting simulated moments (Table 2) are consistent with reported values (330 Nmm for a flexible spine, 363 Nmm for a rigid spine) [22] which corroborates the credibility of the FEM for this study on compensatory lumbar curve correction after AVBT. However, considering the limited number of cases from a single center, and that we had no cases that presented overcorrection or deterioration of the lumbar curvature, we were not able to fully test our prediction model. Also, our results should be interpreted with caution given the significant interindividual variability, especially within the M subgroup, as evidenced by the high standard deviation and low correlation coefficient.

Furthermore, this study confirms that parallel correction of the wedged ID angle underlying the LIV provides better correction or maintenance of the distal spine curvature over time. The IDs were generally closed and parallel for both subgroups C and M. Correlations found with the lumbar Cobb angle after two years showed that the more the ID angle was initially open after surgery, the more the Cobb angle decreased (Fig.4). A postoperative opening of the ID, i.e., a reversal of wedging, could therefore promote correction of the underlying lumbar curvature or prevent its progression. But again, our results should be interpreted with caution given the significant interindividual variability in ID angles, as evidenced by the high standard deviation and low correlation coefficients. Also, this study is based only on immediate postoperative measurements, which currently does not allow the surgeon to modify their surgical approach. The relationship between our results and preoperative planning has not yet been shown, but the MEF will help us demonstrate it in further studies.

As the analyzed moment depends on the balance of forces of the instrumented segment, the weight of the overlying body, and the shape of the underlying spine, it appears important to properly adjust the tension of the cable and to regionally control the correction of the distal thoracic curvature, to consider a more global rebalancing. Also, because the correlations were rather weak, it is believed that other parameters not considered (such as spinal flexibility, 3D shape of the presenting and postoperative deformity [23]) could also influence the evolution of the remaining distal curvature, prompting consideration of a complementary multiparametric study to evaluate it. Although this idea was not explicitly addressed, this study nevertheless suggests that these parameters may be interdependent and involved in force balancing, in addition to other variables such as posture or balance of the patient after the operation or the choice of the LIV [24] and the cable tensioning near LIV [15].

All this again shows the difficulty of predicting postoperative addition or compensatory correction of the lumbar curve. This study shows that the use of the FEM proves to be a relevant and promising tool to plan an AVBT intervention and to help determine the biomechanical conditions for optimizing the correction of the whole spine, immediately and after a longitudinal period of up to 2 years.

4.2.6 References

[1] D. D. Aronsson and I. A. Stokes, "Nonfusion treatment of adolescent idiopathic scoliosis by growth modulation and remodeling," J Pediatr Orthop, vol. 31, no. 1 Suppl, pp. S99-106, Jan-Feb 2011.

[2] A. F. Samdani et al., "Anterior vertebral body tethering for idiopathic scoliosis: two-year results," Spine (Phila Pa 1976), vol. 39, no. 20, pp. 1688-93, Sep 15 2014.

[3] M. Matsumoto, K. Watanabe, N. Hosogane, and Y. Toyama, "Updates on surgical treatments for pediatric scoliosis," J Orthop Sci, vol. 19, no. 1, pp. 6-14, Jan 2014.

[4] D. L. Skaggs, B. A. Akbarnia, J. M. Flynn, K. S. Myung, P. D. Sponseller, and M. G. Vitale, "A Classification of Growth Friendly Spine Implants," Journal of Pediatric Orthopaedics, vol. 34, no. 3, pp. 260-274, 2014.

[5] I. A. Stokes, "Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation," Eur Spine J, vol. 16, no. 10, pp. 1621-8, Oct 2007.

[6] I. A. F. Stokes, D. D. Aronsson, A. N. Dimock, V. Cortright, and S. Beck, "Endochondral growth plates of three species at two anatomical locations modulated by mechanical compression and tension," Journal of Orthopaedic Research, vol. 24, no. 6, pp. 1327-1334, 2006.

[7] A. F. Samdani et al., "Anterior vertebral body thetering for idiopathic scoliosis : one year results on the first 32 patients.pdf>," Spine journal, vol. 24, pp. 1533-1539, 2015 2015.

[8] N. Cobetto, C. E. Aubin, and S. Parent, "Surgical Planning and Follow-up of Anterior Vertebral Body Growth Modulation in Pediatric Idiopathic Scoliosis Using a Patient-Specific Finite Element Model Integrating Growth Modulation," Spine Deformity, vol. 6, no. 4, pp. 344-350, 2018.

[9] N. Cobetto, C. E. Aubin, and S. Parent, "Anterior Vertebral Body Growth Modulation: Assessment of the 2-year Predictive Capability of a Patient-specific Finite-element Planning Tool and of the Growth Modulation Biomechanics " Spine, 2020.

[10] E. Murray, R. Tung, A. Sherman, and R. M. Schwend, "Continued vertebral body growth in patients with juvenile idiopathic scoliosis following vertebral body stapling," Spine Deform, vol. 8, no. 2, pp. 221-226, Apr 2020.

[11] C. E. Baker, T. A. Mildbrandt, D. D. Potter, and A. N. Larson, "Anterior Lumbar Vertebral Body Tethering in Adolescent Idiopathic Scoliosis," JPOSNA, vol. 2, no. 3, 2020.

[12] P. O. Newton, "Spinal growth tethering: indications and limits," Ann Transl Med, vol. 8, no. 2, p. 27, Jan 2020.

[13] I. A. Stokes, "Mechanical effects on skeletal growth," J Muskuloskel Neuron Interact, vol. 2, pp. 327-335, 2002.

[14] A. F. Samdani et al., "Prospective Follow-up Report on Anterior Vertebral Body Tethering for Idiopathic Scoliosis: Interim Results from an FDA IDE Study," J Bone Joint Surg Am, vol. 103, no. 17, pp. 1611-1619, Sep 1 2021.

[15] N. Cobetto, S. Parent, and C. E. Aubin, "3D correction over 2years with anterior vertebral body growth modulation: A finite element analysis of screw positioning, cable tensioning and postoperative functional activities," Clin Biomech (Bristol, Avon), vol. 51, pp. 26-33, Jan 2018.

[16] I. Villemure, C. E. Aubin, J. Dansereau, and H. Labelle, "Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation," J Biomech Eng, vol. 124, no. 6, pp. 784-90, Dec 2002.

[17] I. Villemure and I. A. Stokes, "Growth plate mechanics and mechanobiology. A survey of present understanding," J Biomech, vol. 42, no. 12, pp. 1793-803, Aug 25 2009.

[18] J. Chazal, "Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction," (in eng), Journal of Biomechanics, vol. 18, no. 3, pp. 167-176, 1985.

[19] M. Panjabi, "Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine," (in eng), Journal of Biomechanics, vol. 9, no. 4, pp. 185-192, 1976.

[20] C. G. Pezowicz, M. , "The mechanical properties of human ribs in young adult," Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 14, no. 2, 2012.

[21] Y. Petit, C. E. Aubin, and H. Labelle, "Relation between patient positioning, trunk flexibility and surgical correction of the scoliotic spine," in Research into Spinal Deformities 3, A. Tanguy and B. Peuchot, Eds. no. 0926-9630 (Print)), 2002.

[22] J. Clin, C. E. Aubin, N. Lalonde, S. Parent, and H. Labelle, "A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine," Med Biol Eng Comput, vol. 49, no. 8, pp. 967-77, Aug 2011.

[23] A. F. Samdani et al., "Unsuccessful Vertebral Body Tethering : Incidence and Predictive Factors," presented at the SRS 56th Annual Meeting, Saint-Louis, Missouri, 2021.

[24] K. Y. Kwan, C. Yuk Kwan Tang, S. Parent, R. El-Hawary, F. Miyanji, and K. MC Cheung, "Does LIV Selection Affect Radiographic Outcomes in Vertebral Body Tethering? Analysis of a prospective Case Series of 102 Patients from the PSSG Database," presented at the SRS 56th Annual Meeting, Saint-Louis, Missouri, 2021.

4.2.7 Tables and Figures

Tableau 4.1 - Lumbar Cobb postoperatively and after two years

		Immediate post-op			2-year follow-up		
Group	Number of cases	Average ± STD	Min	Max	Average ± STD	Min	Max
C	9	23°±13°	5°	43°	6°±11°	-8°	28°
M	24	21°±11°	-5°	44°	16°±10°	-9°	34°
M (Cobb <20°)	12	13°±9°	-5°	20°	8°±7°	-9°	17°
M (Cobb >20°)	12	29°±6°	24°	44°	24°±6°	17°	34°
All	33	21°±11°	-5°	44°	13°±11°	-9°	34°

Tableau 4.2- Coronal moment Mx2, at LIV+1 (in Nmm)

Subgroup	Number of cases	Mean ± STD	Min	Max
C	9	538±430	77	1551
M (Cobb >20°)	12	155±446	-327	845
M (Cobb <20°)	12	34±311	-511	419

Tableau 4.3 - ID angle below LIV

Sub-Group	Number of cases	Mean ± STD	Min	Max
C	9	1°±4°	-6°	6°
M	24	0°±4°	-10°	6°

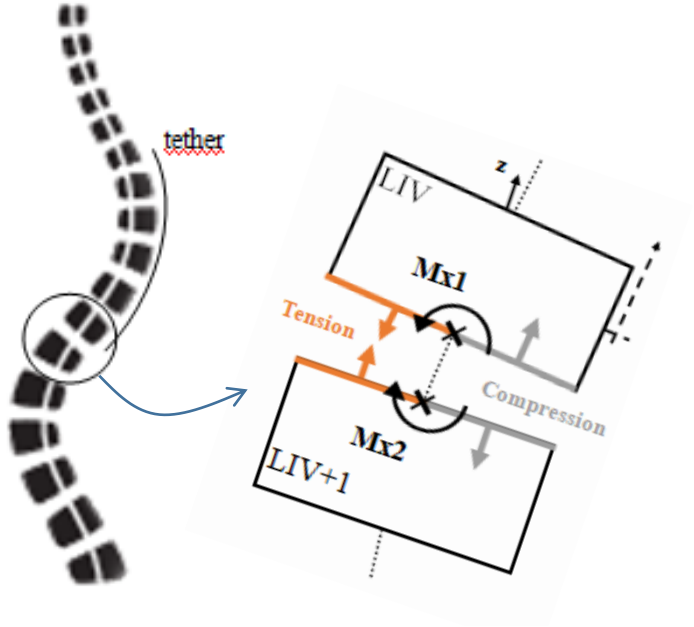


Figure 4-1 - Coronal moments Mx1 and Mx2 applied to the LIV and LIV+1 (posterior-anterior view)

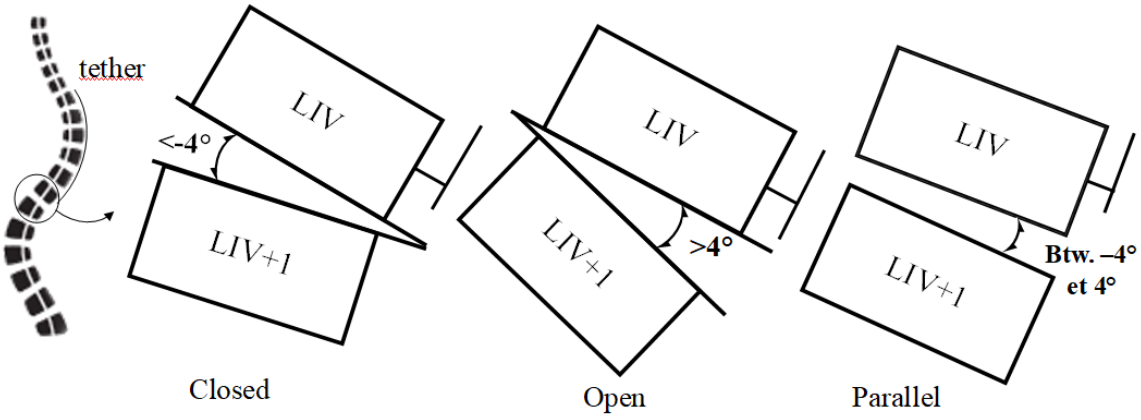


Figure 4-2 - Classification of intervertebral discs under LIV according to their measured angle

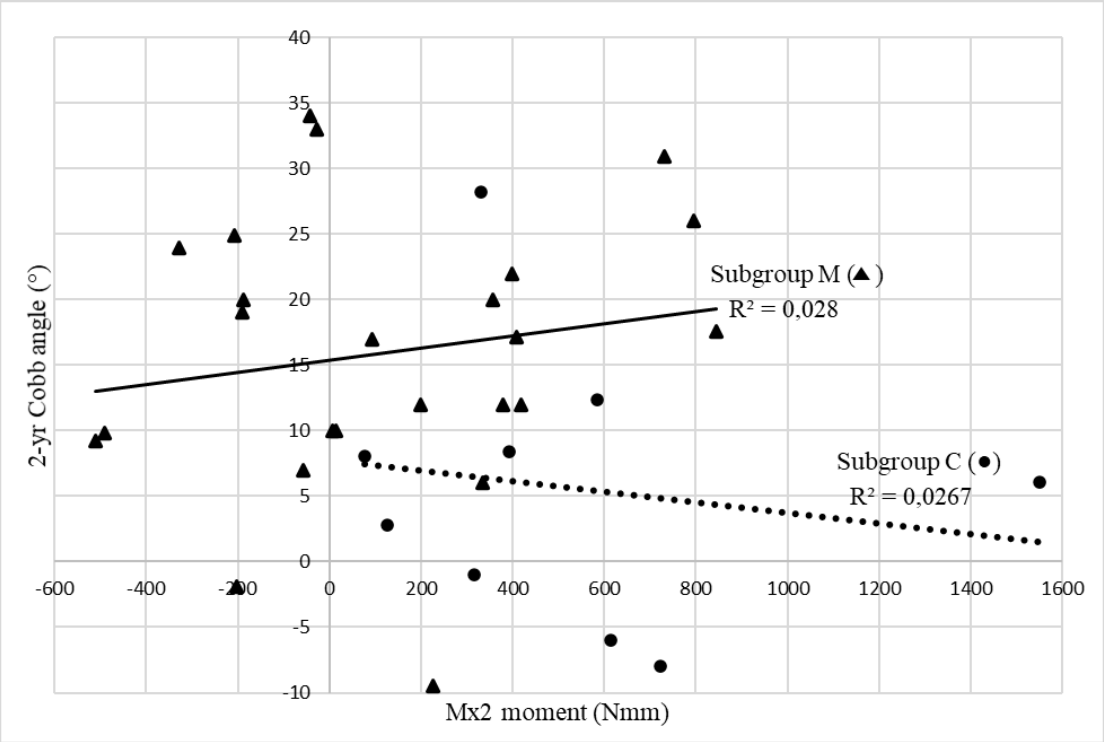


Figure 4-3 - Correlation between the lumbar Cobb angle at two years and the coronal moment Mx2

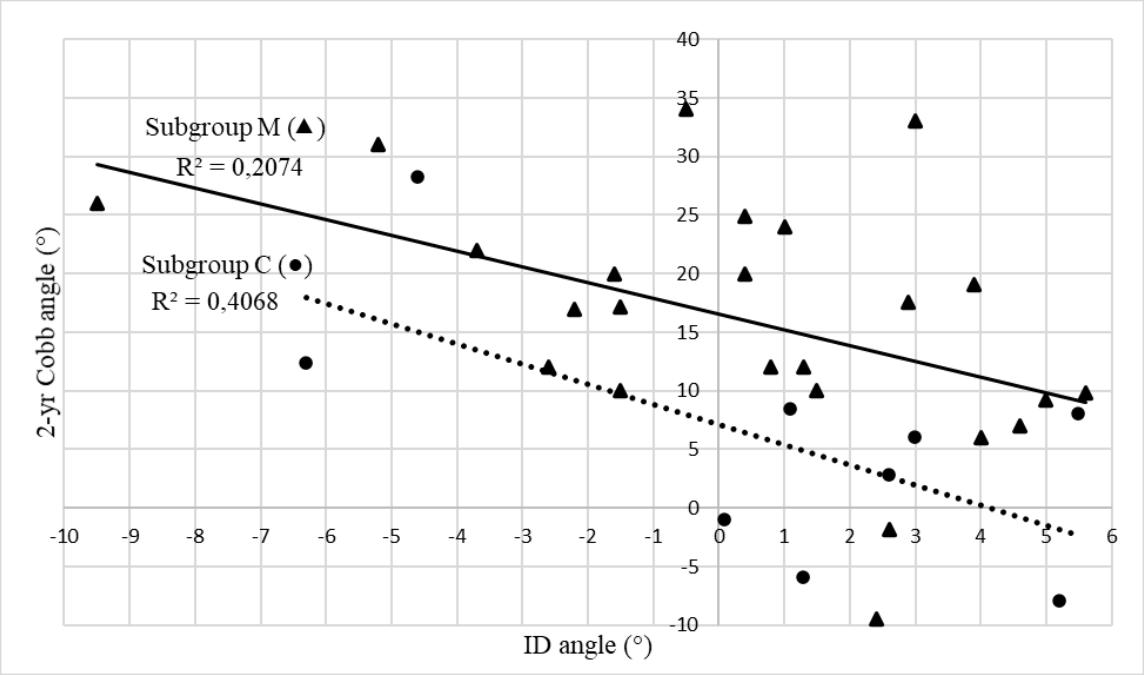


Figure 4-4 - Correlation between the 2-yr lumbar Cobb angle and ID below LIV

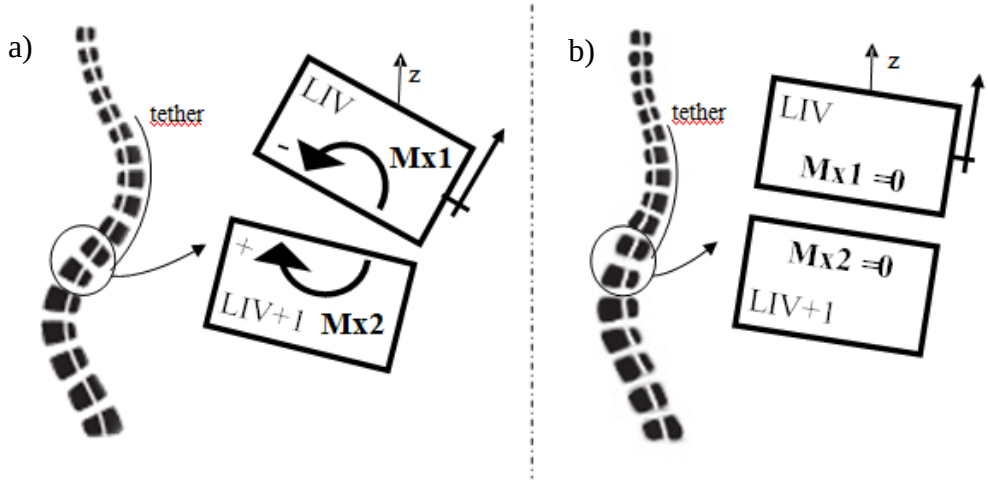


Figure 4-5 - Direction of expected moments on LIV (Mx1) and LIV+1 (Mx2) according to residual lumbar curves and correction categories: a) Subgroups C and M with lumbar Cobb >20°, b) Subgroup M with lumbar Cobb <20°

CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE

Le but de ce projet était de développer une approche biomécanique pour évaluer des facteurs influençant l'évolution de la courbure lombaire d'une colonne vertébrale scoliotique après l'implantation du dispositif AVBT. De façon plus particulière, notre étude s'est penchée sur deux paramètres principaux associés à la première unité fonctionnelle vertébrale sous le segment instrumenté. Grâce au MEF précédemment développé (Cobetto, Aubin, & Parent, 2018, 2020; Cobetto, Parent, & Aubin, 2018), les pressions de modulation de croissance s'appliquant sur le corps vertébral de la LIV+1 ont permis de calculer le moment équivalent Mx2. L'angle du *wedging* sous-jacent à la LIV suivant l'opération a aussi été analysé à partir des radiographies de patients et patientes scoliotiques. La mise en relation de ces deux paramètres avec l'évolution de la courbure distale sous-jacente à l'instrumentation sur une période de deux ans post-opératoires a été étudiée et a fait l'objet d'un article scientifique. Il a été montré qu'en moyenne, la correction et le maintien de la courbure lombaire peuvent être prédits par la valeur des moments et l'angle du DI sous-jacent à la LIV. Ces conclusions viennent corroborer nos deux premières hypothèses, i.e, qu'une correction et un maintien d'une courbure lombaire supérieure à 20° sont prédits par un moment positif (538 Nmm et 155 Nmm en moyenne) et par un *wedging* parallèle (0°) et qu'un maintien d'une courbure inférieure à 20° est prédit par un moment nul ou relativement faible (54 Nmm en moyenne) et par un DI parallèle (1°). Ceux-ci s'avèrent donc des paramètres biomécaniques permettant d'anticiper la modulation de croissance de la courbure distale non-instrumentée. Ainsi, la planification préopératoire de l'évolution de la courbure distale non-instrumentée serait réalisable par l'étude des valeurs des moments s'appliquant sur le plateau supérieur de la LIV+1 après la simulation de l'implantation du dispositif AVBT. Lors de la chirurgie, un examen de l'ouverture de l'angle sous-jacent à la LIV pourrait venir compléter la prédiction.

Le MEF s'est montré être un outil pertinent pour calculer le moment sous LIV, ce qui n'est pas possible d'évaluer avec uniquement les radiographies préopératoires. L'étude de vérification et validation (annexe B) a montré théoriquement la cohérence des valeurs des moments issues des valeurs de pressions simulées par le MEF (Clin, Aubin, Lalonde, Parent, & Labelle, 2011). Cependant, ces valeurs s'avèrent sous-estimées d'environ 18% pouvant suggérer que les effets prédits par le modèle sont sous-estimés et qu'ils pourraient être plus importants en réalité. Ces observations viennent corroborer en partie notre dernière hypothèse sur la capacité du MEF à fournir un moment équivalent sur la plaque de croissance supérieure de la LIV d'une valeur

physiologiquement cohérente. Cela suggère donc que l'outil de planification développé est approprié pour prédire le type d'évolution du rachis sous-jacent à l'instrumentation (comportement qualitatif), avec une estimation de premier ordre quant à l'angle de Cobb lombaire après 2 ans, sans pour autant pouvoir prédire avec exactitude les angles finaux (comportement quantitatif). Néanmoins, les travaux de Cobetto (2018, 2020) ont montré que malgré les incertitudes inhérentes à cette sous-estimation, les angles de Cobb lombaires sont prédictibles à moins de 5°, maintenant l'applicabilité du MEF pour la prédiction de la correction de la courbure distale. Il y a vraisemblablement de nombreux phénomènes qui peuvent aussi influencer l'évolution de la courbure sous-jacente, non pris en compte dans cette étude, telle la variation du taux de croissance sur la période 2 ans post-opératoire, l'effet des ajustements posturaux du patient, les caractéristiques préopératoires de chaque scoliose mais aussi les choix effectués par le chirurgien ou la chirurgienne orthopédiste dans leur technique chirurgicale appliquée lors de l'intervention. Il serait alors intéressant de poursuivre cette étude en affinant le modèle et exploitant d'autres paramètres calculables telles les pressions s'appliquant sur les corps vertébraux durant la croissance résiduelle, le déjettement à la vertèbre apicale et son évolution après 2 ans ou encore l'équilibre sagittal du rachis.

Bien qu'en moyenne l'approche développée permette une interprétation cohérente de la modulation de croissance du segment distal, l'importante variabilité interindividuelle illustrée par les écarts-types élevés ne permet pas d'étendre l'utilisation de l'approche développée à des cas individuels. Dans certains cas du groupe Maintien (54%), les moments calculés ne vont pas dans le sens de l'évolution des courbes documentées. Comme mentionné précédemment, il y a possiblement d'autres phénomènes qui n'ont pas été pris en compte qui peuvent sans doute aussi influencer l'évolution de la courbure sous-jacente. Il est suggéré de poursuivre cette étude par une analyse multiparamétrique, ce qui est également soutenu par les études précédentes (Cobetto, Parent, et al., 2018) qui montrent que l'évolution de la correction répond aux effets de plusieurs paramètres combinés. La diversité de cas de la cohorte montre aussi l'importance de continuer à personnaliser le MEF afin de se rapprocher au plus proche de la réalité pour chaque cas simulé, comme suggéré dans les travaux de Cobetto (Cobetto, Aubin, et al., 2018; Cobetto et al., 2020; Cobetto, Parent, et al., 2018).

D'autres paramètres seraient alors intéressants à considérer dans une étude multiparamétrique. Par exemple, bien que le modèle par éléments finis en tienne compte indirectement dans le calcul des

efforts agissant sur le rachis, le type (classification de Lenke) et la sévérité de la déformation préopératoire de la courbure lombaire pourraient être exploités de façon complémentaire pour améliorer la prédictibilité de notre approche. Samdani et al. (2021) ont récemment rapporté qu'une courbure thoracique préopératoire supérieure à 55° et un bending supérieur à 35° pouvaient mener à une correction post-opératoire immédiate supérieure à 30°, confirmé par l'étude clinique de Baker et al. (2020). Or, d'après leur étude, ces conditions multiplieraient par 8 le risque de voir la chirurgie échouer (Samdani et al., 2021). Ceci vient appuyer la proposition de prendre en compte les caractéristiques préopératoires de chaque cas. La diversité des cas de la cohorte utilisée pour notre étude et les forts écart-types des résultats, notamment pour le groupe « Maintien », illustrent la variabilité interindividuelle caractéristique des scolioses rencontrées. Cela vient de nouveau appuyer l'importance de l'utilisation d'un modèle personnalisable, afin de considérer les courbures et caractéristiques propres à chaque patient. Dans l'article, le fort écart-type entre les moments du groupe « Maintien » peut aussi s'expliquer par la différence de rigidité au sein même du groupe. En effet, certains moments supérieurs à 200 Nmm, attendus pour favoriser une correction ou une surcorrection, ont plutôt mené à un maintien de l'angle de Cobb. En analysant plus en détails, plusieurs de ces cas (44%) présentaient une grande rigidité de la colonne vertébrale, suggérant ainsi l'importance de ce paramètre sur l'évolution de la courbure. Cette observation est en adéquation avec d'autres études, comme celle de Samdani et al. (2021) qui rapportent que les cas d'échec de leur étude présentaient un bending supérieur à 30°, méthode pour évaluer la raideur du rachis des patients. La flexibilité est présentement un paramètre pris en compte régionalement dans le MEF lors de sa personnalisation (Cobetto, Aubin, et al., 2018; Cobetto et al., 2020; Cobetto, Parent, et al., 2018). Compte tenu de son impact sur la prédiction de la courbe, cette observation vient suggérer l'importance de la mesurer la plus précisément possible. Par ailleurs, il serait intéressant d'étudier par simulation de façon plus détaillée, de quelle façon ces différentes caractéristiques préopératoires de chaque cas influencent l'évolution du segment distal non-instrumenté.

Le déjettement et l'équilibre sagittal sont deux autres paramètres qui ont été inclus de façon simplifiée dans cette étude, via la forme du rachis et les conditions limites appliquées sur T1. Étant donné leur importance au niveau des efforts induits sur le rachis, et leur potentiel impact sur la modulation de croissance, leur modélisation plus détaillée et la prise en compte de l'activation musculaire qui vient équilibrer les courbures du rachis pourraient venir enrichir notre étude (Morl, Gunther, Riede, Hammer, & Schmitt, 2020). L'effet de ces paramètres est encore peu connu, mais

on peut anticiper qu'ils pourraient impacter l'équilibre des forces en présence, mais l'effet sera sans doute difficile à prédire (Cobetto, Aubin, et al., 2018).

La technique d'implantation du dispositif AVBT a potentiellement un impact sur les efforts induits sous le segment instrumenté. En effet, puisque le moment appliqué à la LIV+1 est calculé à partir des pressions qui découlent en partie du *tether* mis en tension et qu'il peut prédire une correction ou un maintien de la courbure sous-jacente, la variation de la tension appliquée au câble, notamment sur le dernier niveau instrumenté, pourrait intervenir dans l'évolution de la courbure non-instrumentée. Une étude de Cobetto et al. (2018) a déjà montré l'effet significatif de la tension sur la correction du segment instrumenté. Compte tenu que cette tension peut être contrôlée par le chirurgien ou la chirurgienne, il serait intéressant de mieux comprendre son effet sur la courbure sous-jacente à l'instrumentation.

Un autre paramètre lié directement à la technique chirurgicale concerne le choix de la LIV. Il est possible d'imaginer que la grande variabilité des moments simulés puisse être attribuable au choix de la dernière vertèbre distale instrumentée. La valeur du moment appliqué à la LIV+1 et la position du DI ont été montrées comme influençant la correction de la courbure. Plus la LIV est distale, plus les pressions sous-jacentes seront élevées. Dans ce contexte, s'il y a des conditions menant à une asymétrie des forces, elles auront donc un plus grand impact sur la modulation asymétrique de croissance résultante. Le choix de la LIV ainsi que l'angle DI sous-jacent, ont donc un effet sur la correction du segment instrumenté, tel que rapporté par Kwan et al. (2021). Ces derniers ont comparé la correction de ce segment selon trois choix de LIV différents : la dernière vertèbre la plus inclinée (LEV) de la courbure thoracique, LEV-1 et LEV+1. D'après leurs résultats, la LEV offre une meilleure correction du segment instrumenté par rapport à LEV-1 tandis que le choix de LEV+1 ne change pas la qualité de correction par rapport à LEV. LEV et LEV+1 offriraient donc la meilleure correction de la courbure thoracique (Kwan et al., 2021). Il serait donc intéressant de vérifier l'effet d'un niveau supplémentaire instrumenté en thoracique sur la correction de la courbure lombaire non-instrumentée. En effet, si la courbure lombaire se corrige mieux avec un segment instrumenté supplémentaire, alors choisir LEV+1 comme LIV au lieu de LEV permettrait de corriger les deux courbures avec une seule instrumentation. Le choix de la LIV serait donc un autre indice à considérer pour étudier son effet sur la correction de la courbure lombaire.

Ce projet présente plusieurs limites dont certaines sont présentées ci-dessus et dans l'article. Par exemple, le nombre de cas vient limiter la portée de l'étude. Afin d'améliorer la puissance statistique de l'étude, il serait pertinent d'augmenter le nombre de cas à une centaine (environ 30 par profil). De plus, obtenir des cas de différents chirurgiens et chirurgiennes orthopédistes de plusieurs centres permettrait de considérer d'autres stratégies chirurgicales. Par ailleurs, l'étude ne rapporte pas de cas de sur- ou sous-correction, ou de cas de détérioration de la courbure lombaire. Après calcul, étudier une cohorte de 30 cas pour un profil de surcorrection et 30 cas pour un profil de détérioration en plus des deux autres groupes étudiés, permettrait de pousser notre étude encore plus loin en offrant notamment un point de contrôle mais aussi une prédiction sur le risque même d'échec de la chirurgie. Au vu de l'étude de Miyanji (2021), les cas de surcorrection touchent un segment non négligeable de cas (9% sur une cohorte de 253 cas, soit 23 cas) qui n'étaient cependant pas présents dans notre cohorte Ils demandent des conditions très particulières pour apparaître : un indice de Risser de 0, une courbure post-opératoire et une hauteur d'assise préopératoire faibles (Miyanji et al., 2021) pouvant justifier leur absence dans notre étude. Miyanji et al. (2021) rapportent que 46% de ces cas surcorrigés ont subi une révision chirurgicale, or celles-ci sont connues pour augmenter le risque de complications postopératoires, impactant significativement la santé de l'enfant (Baker, Mildbrandt, Potter, & Larson, 2020). Ces observations appuient donc cette nécessité d'étudier des cas de contrôle afin de prédire un potentiel échec de la chirurgie et ainsi diminuer le risque sur la santé du patient ou de la patiente le plus tôt possible.

Malgré ces limites, ce projet montre qu'une approche biomécanique exploitant un modèle par éléments finis est développable afin d'évaluer l'influence d'indices biomécaniques sur l'évolution de la courbure distale sous-jacente à l'instrumentation ouvrant la voie à des études supplémentaires, notamment multiparamétriques, pour optimiser la correction de l'AVBT à plus long terme.

CHAPITRE 6 CONCLUSION, RECOMMANDATIONS ET PERSPECTIVES

Le but de ce projet était de développer une technique d'analyse biomécanique afin de mieux comprendre et prédire les déformations secondaires périphériques distales induites par l'implantation d'un dispositif sans fusion par modulation de croissance AVBT pour la scoliose pédiatrique. La revue des connaissances récentes a permis de définir les enjeux actuels liés à la connaissance des effets de l'AVBT mais aussi ses limites, dont en particulier sur le contrôle de la correction dans le temps, notamment pour les segments non instrumentés. Un MEF, précédemment développé pour la planification de l'implantation du dispositif AVBT et de la correction induite dans les 2 années suivant la chirurgie, et qui permet de prédire à 4° près la correction du segment instrumenté, a été utilisé pour cette étude. Deux paramètres ont été sélectionnés pour leur implication présumée sur la modulation de croissance du segment sous-jacent à l'instrumentation. Le moment agissant sur la vertèbre distale contiguë et l'angle de cunéiformisation sous-jacent à la LIV ont été étudiés pour analyser leur influence sur l'évolution de la courbure du segment distal, sous-jacent à l'instrumentation, et durant une période de 2 ans post-opératoire.

Ce projet a ainsi montré que l'évolution de la courbure lombaire périphérique distale suivant l'implantation d'un dispositif sans fusion par modulation de croissance AVBT peut être prédite en moyenne grâce à ces deux indices. Ainsi, la correction d'une courbure lombaire, ou son maintien (pour une courbure supérieure à 20°), est prédite par un moment positif et un *wedging* parallèle. De même, le maintien d'une courbure lombaire inférieure à 20° peut être prédit par un moment nul et un *wedging* parallèle. Ces deux conclusions viennent donc corroborer les hypothèses émises au chapitre 2. Ainsi, le moment sous-jacent au segment instrumenté et la cohérence des pressions fournies par le modèle permettent de confirmer la crédibilité de celui-ci pour une étude populationnelle et confirmer la dernière hypothèse du projet. Elle demeure néanmoins limitée pour une étude de cas spécifique étant donnée la complexité du processus d'évolution des courbes en post-opératoire et de la contribution probable d'autres facteurs non tenus en compte dans cette étude.

Considérant la variabilité des mesures des DI et des moments sous la LIV, il est recommandé de poursuivre l'étude en analysant l'influence d'autres indices biomécaniques intervenant dans les déformations subséquentes du segment distal et de conduire une étude multiparamétrique. Les

caractéristiques de la courbure initiale, telle que sa sévérité, la rigidité du rachis, le déjettement ou l'équilibre sagittal du patient ou encore le choix de la LIV et la tension dans le câble près de celle-ci sont autant de paramètres qu'il serait intéressant d'investiguer plus en détail. Étudier un plus grand nombre de cas est aussi recommandé afin d'augmenter la puissance statistique des résultats et de vérifier la diversité de la cohorte. Le modèle par éléments finis sera aussi un outil de premier plan pour évaluer les effets de premier ordre pour étudier l'évolution du segment distal non-instrumenté suivant la chirurgie.

Une meilleure connaissance des facteurs intervenant dans la modulation de la courbure distale non-instrumentée post-opératoire sous l'effet de la croissance résiduelle et des forces en présence, combinée à un outil de planification fournissant des paramètres biomécaniques précis et fiables, a le potentiel de répondre aux besoins des chirurgiens et chirurgiennes orthopédistes de mieux connaître les effets du dispositif AVBT à court, moyen et long termes, sur les segments instrumentés ou non. La connaissance de ses effets leur permettra alors de proposer une correction optimisée de la scoliose idiopathique par dispositif AVBT, sécuritaire et fiable pour les enfants traités chirurgicalement, en remplacement du traitement actuel par instrumentation et ostéosynthèse.

RÉFÉRENCES

Akbarnia, B. A., Campbell, R. M., Dimeglio, A., Flynn, J. M., Redding, G. J., Sponseller, P. D., . . . Yazici, M. (2011). Fusionless procedures for the management of early-onset spine deformities in 2011: what do we know? *J Child Orthop, 5*(3), 159-172. doi:10.1007/s11832-011-0342-6

Aronsson, D. D., & Stokes, I. A. (2011). Nonfusion treatment of adolescent idiopathic scoliosis by growth modulation and remodeling. *J Pediatr Orthop, 31*(1 Suppl), S99-106. doi:10.1097/BPO.0b013e318203b141

Aubin, C. E., Clin, J., & Rawlinson, J. (2018). Biomechanical simulations of costo-vertebral and anterior vertebral body tethers for the fusionless treatment of pediatric scoliosis. *J Orthop Res, 36*(1), 254-264. doi:10.1002/jor.23648

Baker, C. E., Mildbrandt, T. A., Potter, D. D., & Larson, A. N. (2020). Anterior Lumbar Vertebral Body Tethering in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *JPOSNA, 2*(3). Tiré de https://www.jposna.org/ojs/index.php/jposna/article/view/145

Ballock, R. T., & O'Keefe, R. J. (2003). Physiology and pathophysiology of the growth plate. *Birth Defects Res C Embryo Today, 69*(2), 123-143. doi:10.1002/bdrc.10014

Bayoglu, R., Galibarov, P. E., Verdonschot, N., Koopman, B., & Homminga, J. (2019). Twente Spine Model: A thorough investigation of the spinal loads in a complete and coherent musculoskeletal model of the human spine. *Med Eng Phys, 68*, 35-45. doi:10.1016/j.medengphy.2019.03.015

Bertrand, S., Laporte, S., Parent, S., Skalli, W., & Mitton, D. (2008). Three-dimensional reconstruction of the rib cage from biplanar radiography. *Irbm, 29*, 278-286. doi:10.1016/j.rbmret.2008.03.005

Canavese, F., & Dimeglio, A. (2013). Normal and abnormal spine and thoracic cage development. *World J Orthop, 4*(4), 167-174. doi:10.5312/wjo.v4.i4.167

Cassar-Pullicino, V. N., & Eisenstein, S. M. (2002). Imaging in scoliosis: what, why and how? *Clinical Radiology, 57*(7), 543-562. doi:10.1053/crad.2001.0909

Chazal, J. (1985). Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics, 18*(3), 167-176.

Clin, J., Aubin, C. E., Lalonde, N., Parent, S., & Labelle, H. (2011). A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput, 49*(8), 967-977. doi:10.1007/s11517-011-0793-4

Clin, J., Aubin, C. E., & Parent, S. (2015). Biomechanical simulation and analysis of scoliosis correction using a fusionless intravertebral epiphyseal device. *Spine (Phila Pa 1976), 40*(6), 369-376. doi:10.1097/BRS.0000000000000777

Cobetto, N. (2017). *Planification chirurgicale pour la correction 3D de la scoliose pédiatrique progressive à l'aide d'un dispositif sans fusion flexible.* (Université de Montréal, École Polytechnique Montréal).

Cobetto, N., Aubin, C. E., & Parent, S. (2018). Surgical Planning and Follow-up of Anterior Vertebral Body Growth Modulation in Pediatric Idiopathic Scoliosis Using a Patient-Specific Finite Element Model Integrating Growth Modulation. *Spine Deformity, 6*(4), 344-350. doi:https://doi.org/10.1016/j.jspd.2017.11.006

Cobetto, N., Aubin, C. E., & Parent, S. (2020). Anterior Vertebral Body Growth Modulation: Assessment of the 2-year Predictive Capability of a Patient-specific Finite-element

Planning Tool and of the Growth Modulation Biomechanics *Spine*. doi:doi: 10.1097/BRS.0000000000003533

Cobetto, N., Parent, S., & Aubin, C. E. (2018). 3D correction over 2years with anterior vertebral body growth modulation: A finite element analysis of screw positioning, cable tensioning and postoperative functional activities. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 51*, 26-33. doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.11.007

Crawford, C. H., 3rd, & Lenke, L. G. (2010). Growth modulation by means of anterior tethering resulting in progressive correction of juvenile idiopathic scoliosis: a case report. *J Bone Joint Surg Am, 92*(1), 202-209. doi:10.2106/JBJS.H.01728

Descrimes, J. L., Aubin, C. E., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J., & Lavaste, F. (1995). Modelling of facet joints in a finite element model of the scoliotic spine and thorax : mechanical aspects *Rachis, 7*(6), 301-314.

Driscoll, M. (2011). *Design, optimization and evaluation of a fusionless device to induce groth modulation and correct spinal curvatures in adolescent idiopathic scoliosis* (Université de Montréal, École Polytechnique Montréal).

Escalon, S. (2015). Mécanobiologie : les cellules sous pression. Tiré de https://lejournal.cnrs.fr/articles/mecanobiologie-les-cellules-sous-pression

Fletcher, N. D., & Bruce, R. W. (2012). Early onset scoliosis: current concepts and controversies. *Curr Rev Musculoskelet Med, 5*(2), 102-110. doi:10.1007/s12178-012-9116-0

Hacquebord, J. H., & Leopold, S. S. (2012). In brief: The Risser classification: a classic tool for the clinician treating adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res, 470*(8), 2335-2338. doi:10.1007/s11999-012-2371-y

Hall, S. J. (1999). *Basic Biomechanics Third Edition*. Boston: WCB/McGraw-Hill.

Hirsch, C., Ilharreborde, B., & Mazda, K. (2015). EOS suspension test for the assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal, 24*(7), 1408-1414. doi:10.1007/s00586-015-3771-y

Jarrett, D. Y., & Ecklund, K. (2021). EOS Imaging of Scoliosis, Leg Length Discrepancy and Alignment. *Semin Roentgenol, 56*(3), 228-244. doi:10.1053/j.ro.2021.06.001

Lamarre, M.-E., Parent, S., Labelle, H., Aubin, C.-E., Joncas, J., Cabral, A., & Petit, Y. (2009). Assessment of Spinal Flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis: Suspension: Versus: Side-Bending Radiography. *Spine, 34*(6). Tiré de https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2009/03150/Assessment_of_Spinal_Flexibility_in_Adolescent.10.aspx

Lee, T. S., Chao, T., Tang, R. B., Hsieh, C. C., Chen, S. J., & Ho, L. T. (2005). A Longitudinal Study of Growth Patterns in Schoolchildren in One Taipei District II: Sitting Height, Arm Span, Body Mass Index and Skinfold Thickness. *Journal of the Chinese Medical Association, 68*(1).

Liu, R. W., Teng, A. L., Armstrong, D. G., Poe-Kochert, C., Son-Hing, J. P., & Thompson, G. H. (2010). Comparison of Supine Bending, Push-Prone, and Traction Under General Anesthesia Radiographs in Predicting Curve Flexibility and Postoperative Correction in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *35*(4), 416-422. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b3564a

Marieb, E., & Hoehn, K. (2019). *Anatomy and Physiology Sixth Edition*: Pearson ERPI.

Matsumoto, M., Watanabe, K., Hosogane, N., & Toyama, Y. (2014). Updates on surgical treatments for pediatric scoliosis. *J Orthop Sci, 19*(1), 6-14. doi:10.1007/s00776-013-0474-2

Mayo Clinic Staff.). Scoliosis - Symptoms and causes. Tiré de https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/scoliosis/symptoms-causes/syc-20350716

Miyanji, F., Newton, P. O., Lonner, B., Alanay, A., Hoernschemeyer, D., M. Neal, K. M., . . . Group, H. N.-F. S. (2021). *Predicting Overcorrection in AVBT: Can We Improve Patient Selection?* Communication présentée à SRS 56th Annual Meeting, Saint-Louis, Missouri.

Murray, E., Tung, R., Sherman, A., & Schwend, R. M. (2020). Continued vertebral body growth in patients with juvenile idiopathic scoliosis following vertebral body stapling. *Spine Deform, 8*(2), 221-226. doi:10.1007/s43390-019-00019-x

Nault, M.-L., Mac-Thiong, J.-M., Roy-Beaudry, M., Turgeon, I., Deguise, J., Labelle, H., & Parent, S. (2014). Three-dimensional spinal morphology can differentiate between progressive and nonprogressive patients with adolescent idiopathic scoliosis at the initial presentation: a prospective study. *Spine, 39*(10), E601-E606. doi:10.1097/BRS.0000000000000284

Newton, P. O. (2020). Spinal growth tethering: indications and limits. *Ann Transl Med, 8*(2), 27. doi:10.21037/atm.2019.12.159

Newton, P. O., Bartley, C. E., Bastrom, T. P., Kluck, D. G., Saito, W., & Yaszay, B. (2020). Anterior Spinal Growth Modulation in Skeletally Immature Patients with Idiopathic Scoliosis: A Comparison with Posterior Spinal Fusion at 2 to 5 Years Postoperatively. *J Bone Joint Surg Am*. doi:10.2106/JBJS.19.01176

O'Brien, M. F., Kuklo, T. R., Blanke, K. M., & Lenke, L. G. (2008). *Spinal Deformity Study Group Radiographic Measurement Manual*. Minneapolis: Medtronic Sofamor Danek.

Panjabi, M. (1976). Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of Biomechanics, 9*(4), 185-192.

Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B., & Dunlap, B. (1999). A follower load increases the load carrying. *Spine, 24*(10), 1003-1009.

Patwardhan, A. G., Meade, K. P., & Lee, B. (2001). A frontal plane model of the lumbar spine subjected to a follower load: implications for the role of muscles. *J Biomech Eng, 123*(3), 212-217. doi:10.1115/1.1372699

Pearsall, D. J., Reid, J. G., & Livingston, L. A. (1996). Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Annals of Biomedical Engineering, 24*(2), 198-210. doi:10.1007/BF02667349

Pezowicz, C. G., M. . (2012). The mechanical properties of human ribs in young adult. *Acta of Bioengineering and Biomechanics, 14*(2). doi:10.5277/abb120207

Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A., & Skalli, W. (2004). Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 19*(3), 240-247. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.11.014

Rouvière, H., Cordier, G., & Delmas, A. (1962). *Anatomie humaine - Descriptive et topographique* (vol. 2). Paris: Masson et cie.

Samdani, A. F., Ames, R. J., Kimball, J. S., Pahys, J. M., Grewal, H., Pelletier, G. J., & Betz, R. R. (2014). Anterior vertebral body tethering for idiopathic scoliosis: two-year results. *Spine (Phila Pa 1976), 39*(20), 1688-1693. doi:10.1097/BRS.0000000000000472

Samdani, A. F., Ames, R. J., Kimball, J. S., Pahys, J. M., Grewal, H., Pelletier, G. J., & Betz, R. R. (2015). Anterior vertebral body thetering for idiopathic scoliosis : one year results on the first 32 patients.pdf>. *Spine journal, 24*, 1533-1539. doi:10.1007/s00586-014-3706-z

Samdani, A. F., Pahys, J. M., Ames, R. J., Grewal, H., Pelletier, G. J., Hwang, S. W., & Betz, R. R. (2021). Prospective Follow-up Report on Anterior Vertebral Body Tethering for

Idiopathic Scoliosis: Interim Results from an FDA IDE Study. *J Bone Joint Surg Am, 103*(17), 1611-1619. doi:10.2106/JBJS.20.01503

Sanders, J. O., Khoury, J. G., Kishan, S., Browne, R. H., Mooney, J. F., 3rd, Arnold, K. D., . . . Finegold, D. N. (2008). Predicting scoliosis progression from skeletal maturity: a simplified classification during adolescence. *J Bone Joint Surg Am, 90*(3), 540-553. doi:10.2106/JBJS.G.00004

Schultz, A., Andersson, G., Ortengren, R., Haderspeck, K., & Nachemson, A. (1982). Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *JBJS*, *64*(5). Tiré de https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1982/64050/Loads_on_the_lumbar_spine__Validation_of_a.8.aspx

Scoliosis Research Society.). Scoliosis | Scoliosis Research Society. Tiré de https://www.srs.org/patients-and-families/conditions-and-treatments/parents/scoliosis

Skaggs, D. L., Akbarnia, B. A., Flynn, J. M., Myung, K. S., Sponseller, P. D., & Vitale, M. G. (2014). A Classification of Growth Friendly Spine Implants. *Journal of Pediatric Orthopaedics, 34*(3), 260-274.

Seoud, L. (2012). *Analyse de la relation entre les déformations scoliotiques du tronc et celles des structures osseuses sous-jacentes*. (Université de Montréal, École Polytechnique Montréal)

Stokes, I. A. (2002). Mechanical effects on skeletal growth. *J Musculoskel Neuron Interact, 2*, 327-335.

Stokes, I. A. (2007). Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation. *Eur Spine J, 16*(10), 1621-1628. doi:10.1007/s00586-007-0442-7

Stokes, I. A. F., Aronsson, D. D., Dimock, A. N., Cortright, V., & Beck, S. (2006). Endochondral growth plates of three species at two anatomical locations modulated by mechanical compression and tension. *Journal of Orthopaedic Research, 24*(6), 1327-1334.

Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2002). Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation. *J Biomech Eng, 124*(6), 784-790. doi:10.1115/1.1516198

Villemure, I., & Stokes, I. A. (2009). Growth plate mechanics and mechanobiology. A survey of present understanding. *J Biomech, 42*(12), 1793-1803. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.021

White, A., III, & Panjabi, M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine Second Edition*. Philadelphie: J.B. Lippincott Company.

Yao, G., Cheung, J. P. Y., Shigematsu, H., Ohrt-Nissen, S., Cheung, K. M. C., Luk, K. D. K., & Samartzis, D. (2017). Characterization and Predictive Value of Segmental Curve Flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients. *Spine (Phila Pa 1976), 42*(21), 1622-1628. doi:10.1097/BRS.0000000000002046

Zimmermann, E. A., Bouguerra, S., Londono, I., Moldovan, F., Aubin, C. E., & Villemure, I. (2017). In situ deformation of growth plate chondrocytes in stress-controlled static vs dynamic compression. *J Biomech, 56*, 76-82. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.03.008

ANNEXE A ÉTUDE DE VÉRIFICATION ET VALIDATION DES VALEURS DE PRESSIONS POUR LE CALCUL DES MOMENTS

Afin de valider les moments calculés sous la LIV à partir des pressions relevées sur les plaques de croissances des vertèbres grâce au MEF, une étude de vérification et validation a été effectuée. Elle avait pour but de comparer les valeurs des moments résultant de la modélisation et de la simulation d'une vertèbre à des valeurs de références, obtenues par un calcul théorique de résistance des matériaux.

Pour cela, une modélisation simple du corps vertébral d'une vertèbre T12 soit un cylindre de rayon R = 11mm et de hauteur H = 15mm, a été schématisée et construite sur Ansys 14.5 (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA) (Figure A-1). Ces dimensions sont les mêmes que celles d'une vertèbre T12 du MEF (Cobetto, 2017).

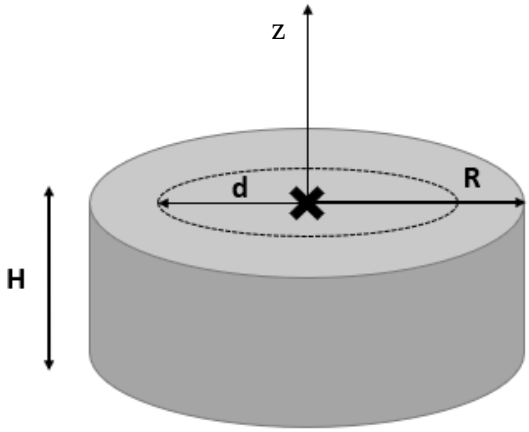


Figure A-1 - Cylindre modélisant le corps vertébral d'une vertèbre du MEF

Deux cas de chargements ont été adoptés : le premier cas faisait intervenir deux pressions égales ($p_g = p_d = 0.5$Mpa), appliquées vers le bas (direction -z) à droite (d) et à gauche (g) du cylindre dans le plan frontal, à la distance d = 8mm. Dans le deuxième cas, deux pressions différentes ($p_g =$ 0.2MPa et $p_d = 0.8$MPa) furent appliquées de la même manière (Figure A-2, Figure A-3).

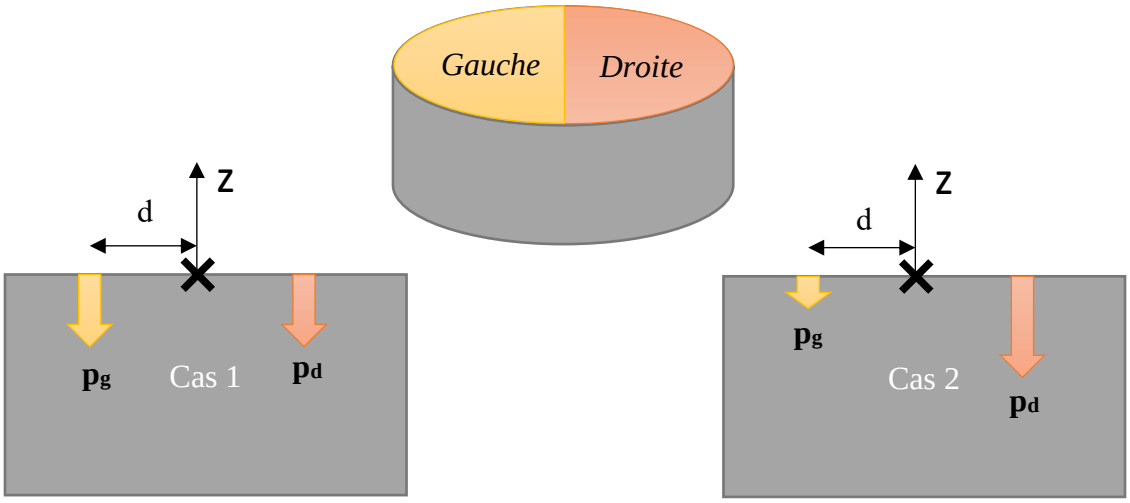


Figure A-2 - Schématisation des pressions exercées sur le corps vertébral (vue postéro-antérieure). Cas 1 : pressions égales. Cas 2 : pressions différentes

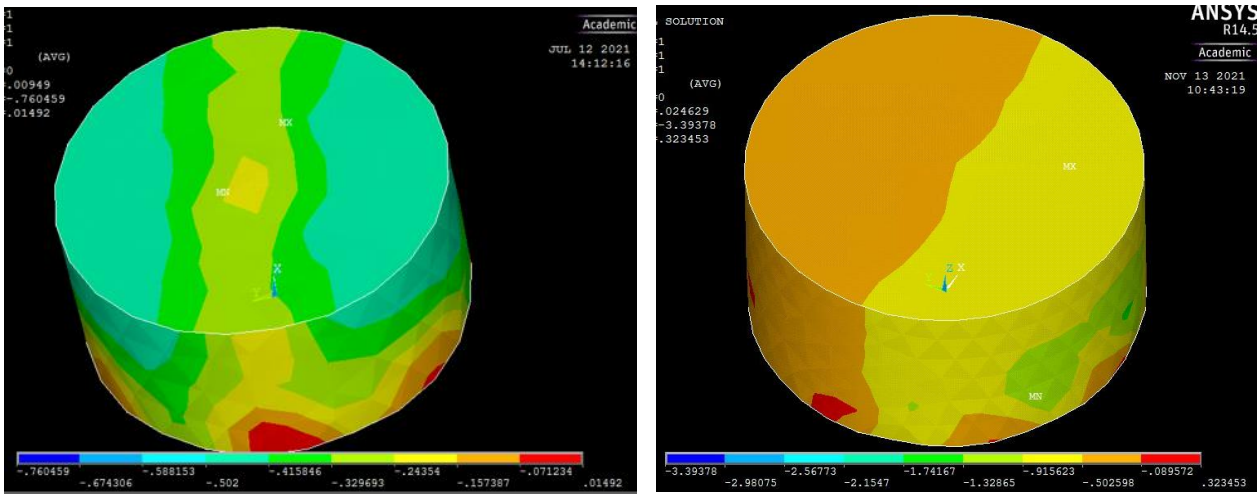


Figure A-3 - Simulation de deux pressions appliquées sur un cylindre. A gauche : pression uniforme de 0.5MPa, des deux côtés. A droite : pression uniforme de 0.2MPa à gauche et de 0.8MPa à droite

La pression utilisée pour le calcul des moments résulte elle-même de calculs antérieurs déduits de la différence entre les contraintes physiques σ dues à l'installation du dispositif AVBT et les contraintes physiologiques dues à la gravité σ_m : $p_{MC} = \sigma - \sigma_m$. La pression de modulation de croissance p_{MC} est donc obtenue par le calcul de la différence entre la valeur moyenne des pressions

appliquées sur un côté d'un plateau de la vertèbre et la valeur moyenne des pressions totales appliquée sur le plateau entier. Elle est relevée en quatre endroits : à gauche (p_{MC} G) et droite (p_{MC} D) des plateaux supérieur (SUP) et inférieur (INF) de la vertèbre. L'étude s'est focalisée sur le plateau supérieur. σ_m correspond à la moyenne des contraintes exercées sur le plateau soit $\sigma_m = \frac{p_g + p_d}{2}$ et σ prend la valeur de p_g ou p_d. Ainsi, $p_{MC}GSUP = p_g - \sigma_m$ correspond à la pression de modulation de croissance du plateau supérieur gauche de la vertèbre T12 (Figure A-4). Les valeurs de pressions sont négatives s'il s'agit d'une compression et positives si c'est une tension. En théorie, nous considérons que les deux valeurs sont en compression et le moment positif dans le sens horaire. Le moment équivalent selon l'axe x, résultant de l'application des charges de pression sur le plateau est noté Mx et calculé comme suit : $M_x = \frac{dS}{2}(p_{MC}G - p_{MC}D)$ (Figure A-4).

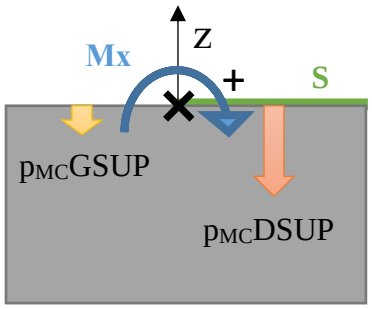


Figure A-4 - Moment selon x sur la plaque de croissance supérieure du corps vertébral (vue postéro-antérieure)

Avec d = 8mm, la distance entre le centre de la vertèbre et le point d'application de la pression et S = 390mm², la surface de l'extrémité d'un demi-cylindre, surface où est appliquée la pression p_{MC}.

Les résultats sont présentés dans le Tableau A-1 suivant :

Tableau A.1 - Valeurs des moments obtenus

Moments (Nmm)	Théorie	Modélisation
Cas 1 : deux pressions égales : p = 0.5MPa	0	0
Cas 2 : deux pressions différentes : p_g = 0.2MPa ; p_d = 0.8MPa	912	745

Dans le premier cas, les résultats de la modélisation et de la fonction sont identiques à celui attendu en théorie. Dans le deuxième cas, la valeur du moment calculé par la modélisation est 18%

inférieure à la valeur théorique. Cet écart peut s'expliquer par la différence de modélisation. En effet, du fait que la vertèbre est isolée, les conditions initiales et du problème à résoudre sont différentes. Ainsi, elle ne reçoit pas de chargement supplémentaire, découlant du poids du rachis mais seulement une pression uniforme dans les conditions initiales. Le maillage et le nombre de nœuds peuvent aussi différer pour les besoins de l'étude impactant la surface sur laquelle est appliquée la pression et sur la valeur moyenne de celle-ci après la modélisation.

Les valeurs de pressions obtenues par Ansys suite aux simulations sont donc inférieures aux moments théoriques, mais néanmoins cohérentes avec les valeurs de la littérature (Tableau A.2) (Clin, Aubin, Lalonde, Parent, & Labelle, 2011; Clin, Aubin, & Parent, 2015; Driscoll, Aubin, Moreau, & Parent, 2011). Les différences s'expliquent par la différence de calcul des moments et par le choix d'appliquer une valeur extrême de pression sur la vertèbre T12 modélisée.

Tableau A.2 - Valeurs de moments dans la littérature (Clin et al. (2011))

LIV+1 (apparues dans la cohorte)	Mx (colonne flexible)	Mx (colonne rigide)
T11	220	90
T12	330	363
L1	301	432
L2	441	722
L3	907	1167

ANNEXE B CARACTÉRISTIQUES DES PATIENTS ET PATIENTES DE L'ÉTUDE

Tableau B.1 - Paramètres biomécaniques des patients et patientes de l'étude

Groupe	N°	LIV	% flexibilité MT	% flexibilité L	Mx2 (Nmm)	Angle de Cobb lombaire postop (°)	Angle de Cobb lombaire 2 ans (°)	Angle DI (°)	Catégorie DI
Correction	P1	T12	41%	59%	245	15	3	3	P
	P4	T11	33%	28%	331	39	28	-5	F
	P24	T12	36%	53%	585	25	12	-6	F
	P58	T12	16%	38%	393	21	8	1	P
	P60	L1	27%	59%	317	13	-1	0	P
	P71	L1	33%	57%	615	23	-6	1	P
	P73	T12	36%	50%	77	28	8	6	O
	P78	T12	52%	79%	723	5	-8	5	O
	P89	T11	-8%	26%	1551	43	6	3	P
Maintien	P2	T12	33%	76%	357	27	20	-2	P
	P3	L1	35%	18%	-289	24	17	-2	P
	P14	T12	57%	86%	6	17	10	2	P
	P15	T12	2%	9%	-511	12	9	5	O
	P16	T11	9%	53%	-190	24	19	4	P
	P17	T12	54%	83%	378	15	12	1	P
	P20	T11	46%	73%	-208	31	25	0	P
	P22	T12	60%	67%	-490	19	10	6	O
	P23	T12	14%	11%	227	17	-9	2	P
	P26	T10	29%	59%	-28	44	33	3	P
	P27	T11	14%	42%	-42	32	34	-1	P
	P37	T12	52%	44%	334	14	6	4	P
	P38	T12	-	-	-204	-5	-2	3	P
	P39	T11	50%	42%	845	27	18	3	P
	P40	T11	28%	29%	400	25	22	-4	P
	P41	T12	6%	8%	14	15	10	-2	P
	P43	L2	34%	13%	-58	-5	7	5	O
	P51	T12	38%	36%	-188	25	20	0	P
	P67	T12	61%	64%	419	19	12	1	P
	P69	T12	68%	73%	-327	28	24	1	P
	P70	T11	49%	23%	732	36	31	-5	F
	P77	T12	43%	59%	94	20	17	-2	P
	P79	T11	13%	5%	198	16	12	-3	P
	P88	T12	6%	14%	795	29	26	-10	F

Groupe – Correction (C) : patients/patientes dont l'angle de Cobb lombaire se réduit de plus de 10° à 2 ans post-opératoire ; Maintien (M) : patients/patientes dont l'angle de Cobb lombaire varie de moins de 10° au cours des 2 ans post-opératoires.

LIV – Vertèbre limite inférieure de l'instrumentation.

%flexibilité – Valeurs de la flexibilité thoracique/lombaire

Mx2 – (Nmm) Moment calculé à partir des pressions sur la plaque de croissance du corps vertébral de la LIV+1

Catégorie DI – (P) : disque parallèle (angle compris entre -4° et 4°) ; (F) : disque fermé (angle inférieur à -4°) ; (O) : disque ouvert (angle supérieur à 4°).