

Titre: Évaluation biomécanique du corset de providence pour le
Title: traitement conservateur de la scoliose

Auteur: Amjad Sattout
Author:

Date: 2015

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Sattout, A. (2015). Évaluation biomécanique du corset de providence pour le
traitement conservateur de la scoliose [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique
de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/1845/>
Citation:

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/1845/>
PolyPublie URL:

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

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉVALUATION BIOMÉCANIQUE DU CORSET DE PROVIDENCE
POUR LE TRAITEMENT CONSERVATEUR DE LA SCOLIOSE

AMJAD SATTOUT

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

JUIN 2015

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ÉVALUATION BIOMÉCANIQUE DU CORSET DE PROVIDENCE
POUR LE TRAITEMENT CONSERVATEUR DE LA SCOLIOSE

présenté par : SATTOUT Amjad

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

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

M. RAISON Maxime, Doctorat, président

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

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

Mme FORTIN Carole, Ph. D., membre

DÉDICACE

À mon épouse Haneen et nos enfants, Sama et Ryan

À nos deux familles, nos amis, et tous ceux qui croient en moi

REMERCIEMENTS

Je tiens d'abord à exprimer toute ma reconnaissance à mes directeurs de recherche, le Pr. Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal et chef de l'axe Maladies musculo-squelettiques et réadaptation au centre de recherche du CHU Sainte-Justine, et le Dr. Hubert Labelle, professeur titulaire au département de chirurgie et chef de division de la chirurgie orthopédique de l'Université de Montréal, de m'avoir permis de travailler sur ce projet, et de m'avoir encadré, guidé, encouragé, et conseillé. J'ai apprécié spécialement l'autonomie qu'ils m'ont accordée, leur compréhension et leur sens critique.

Mes remerciements vont également à mes collègues à la Chaire en Génie Orthopédique, notamment Julien Clin, Frédérique Desbiens-Blais, et Nikita Cobetto pour leur aide et conseils durant mon travail.

Je remercie aussi les associés de recherche au laboratoire LIS3D-LMBCAO, notamment Christian Bellefleur, Philippe Labelle et Nathalie Bourassa, pour leur aide technique.

Je remercie l'équipe de l'Unité de Recherche Clinique en Orthopédie (URCO) au CHU Ste-Justine, notamment Isabelle Turgeon, Marjolaine Roy-Beaudry et Julie Joncas, ainsi que Manivone Savane, pour leur aide le long du projet.

Je tiens à remercier les orthésistes d'Orthèse-Prothèse Rive-Sud Benoît Bissonnette et Marie-Chantal Bolduc pour leur aide durant le recrutement des patients.

Je remercie mon épouse, qui m'a toujours été dans mon côté pour le meilleur et pour le pire.

Ce travail de recherche a été financé par l'Institut de recherche en santé du Canada (IRSC), le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), et le Programme des chaires de recherche du Canada.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Elle touche 2-3 % de la population adolescente, dont 10% nécessiteront un traitement. Les patients avec une courbe entre 20-45° reçoivent un traitement conservateur par corset. Les forces correctrices agissant sur le rachis dépendent du design et de l'ajustement du corset, ainsi que de la posture et des sollicitations musculaires du patient. Les orthèses thoraco-lombo-sacrés (TLSOs) sont utilisés pour les courbes modérées avec un apex inférieur à la 8^{ème} vertèbre thoracique (T8). Comme le corset est habituellement porté 23 heures par jour, son mécanisme d'action n'apparaît pas optimal.

Des corsets "de nuit" existent, et ils visent à améliorer l'adhérence du patient et à introduire une correction active de nuit, et une plus grande latitude le jour, permettant au patient de participer aux activités sportives. Les corsets de nuit ont moins d'effets négatifs sur le fonctionnement psychosocial, le sommeil, le mal au dos, et l'image du corps.

Le corset de nuit de Providence a été introduit en 1992. Des forces latérales et rotationnelles directes sont appliquées au sommet des courbes à travers un système de 3 points d'appui. Après la prise de mesures, le corset est fabriqué en utilisant une technique de conception/fabrication assistée par ordinateur (CFAO). Souvent, une surcorrection est observée sur les radiographies en position couchée dans le corset.

Les premiers résultats de l'application du corset de Providence ont été présentés en 2001. Les concepteurs du corset rapportent une correction moyenne de 90% pour les courbes doubles, et encore une meilleure correction pour les courbes simples. Le taux de réussite global est de 50% à 75%. La position couchée est également connue pour réduire les courbes scoliotiques, en particulier lors de chirurgies d'instrumentation.

De nouvelles approches de simulation de corset basées sur des modèles numériques par éléments finis permettent dorénavant de tester de façon virtuelle et d'optimiser l'effet des corsets pour des patients donnés avant leur fabrication. Les corsets TLSOs sont maintenant simulés avec une représentation réaliste de l'interface de contact entre le tronc et le corset du patient.

Malgré le fait que le corset de Providence est disponible depuis plus de 20 ans, la biomécanique de ce traitement ainsi que l'effet des paramètres de conception de corset et de la position couchée ne

sont toujours pas bien décrites. Le modèle CFAO est choisi parmi une banque de données de corset sur la base de l'inventaire de moule, puis soumis à une dérotation de la section thoracique. Cependant, l'impact de la conception et des ajustements du corset sur les résultats ne sont pas bien compris, car aucune méthode d'évaluation n'est utilisée avant la fabrication.

L'objectif de ce projet était donc de modéliser la biomécanique et d'évaluer le corset de nuit de Providence pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent afin de mieux comprendre son mode d'action.

Les hypothèses que nous avons abordées étaient que l'outil de simulation biomécanique permet de simuler de façon réaliste l'application du corset nocturne pour le traitement de la scoliose, et que la position couchée a un rôle important dans le mécanisme de correction.

Dix-huit patients atteints de la SIA ont été recrutés à la clinique externe du CHU Ste-Justine. Pour chacun, un modèle numérique par éléments finis (MÉF) du tronc a été créé. La géométrie interne (colonne vertébrale, cage thoracique et bassin) a été acquise avec des radiographies biplanaires simultanées d'un système à dose basse (EOS). La géométrie externe (surface de la peau) du tronc a été acquise avec un scanner de topographie de surface 3-dimensionnelle. La surface interne du corset de Providence pour chaque patient a été scannée puis transformée en un modèle par éléments finis. Les pressions à l'interface entre le corset et la peau ont été mesurées avec une matrice de pression et la distribution des pressions moyennes a été calculée pour les zones thoraciques et lombaires.

D'abord, la transition de la position debout à la position couchée a été simulée en appliquant des forces verticales vers le haut pour trouver la géométrie « zéro-gravité ». Ensuite, des forces antéro-postérieures qui représentent les forces de gravité ont été appliquées au tronc et une surface horizontale de contact entre le tronc et le lit a été modélisée avec des forces frictionnelles pour empêcher le glissement. L'installation du corset a été simulée en ouvrant le corset par l'avant, puis en appliquant des forces de 60N représentant les courroies sur la partie antérieure du corset. Au cours de cette étape, le bassin était libre de tourner autour de l'axe-y. Les seules conditions limites appliquées étaient la translations bloquées de T1 et S1 le long de l'axe-y. C'est l'interface de contact avec le modèle de lit qui a contraint le tronc le long de l'axe-x.

Le changement de l'orientation des forces de gravité le long de l'axe longitudinal de la colonne vertébrale et l'interaction avec la surface horizontale ont induit une correction des courbures

scoliotiques moyenne de 47% lors du passage de la position debout à la position couchée. L'application du corset a donné en moyenne une correction supplémentaire de 18%. La moyenne des corrections en corset était inférieure à ce qui a été rapporté dans la littérature. La correction simulée moyenne des courbes scoliotiques dans le corset était 91% de la correction réelle en corset.

L'analyse de la distribution des pressions cutanées générées par le corset était fortement corrélée avec le modèle de pression prédit, qui correspond au système de pression à 3 points appliqués par les traversins.

La charge compressive asymétrique des vertèbres dans le plan frontal était plus grande sur le côté concave des courbes dans la position debout, mais le chargement a été déplacé vers le côté convexe après l'application du corset en simulation. La simulation de l'application du corset a entraîné une inversion des moments de flexion dans le plan frontal sur les courbes primaire et secondaire par rapport à la position debout. Cette inversion dans les moments induirait des compressions asymétriques sur les plateaux de croissance des vertèbres, ce qui aboutirait à une compression sur le côté convexe de la courbe, tout en produisant des contraintes de traction dans la partie concave. Selon le principe Hueter-Volkmann (le taux de croissance de l'épiphyse est affecté par les pressions appliquées perpendiculairement à sa surface: l'augmentation de la pression inhibe la croissance, la diminution de la pression accélère la croissance), ces contraintes sont en faveur de l'arrêt de la croissance sur la convexité et de la promotion de la croissance sur la concavité.

En conclusion : Cette étude est la première étude biomécanique du corset de nuit de Providence. Le modèle par éléments finis utilisé dans cette étude a permis de simuler et analyser la biomécanique de la posture couchée et l'application du corset de nuit de Providence. Il a montré que la position couchée est responsable de la majeure partie de la correction de la courbe dans les plans frontal et transversal, tandis que le corset de Providence lui-même joue un rôle complémentaire dans la correction de la courbe. Les méthodes numériques utilisées ont permis une meilleure compréhension des mécanismes de correction du corset de Providence pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a three-dimensional deformation of the spine and rib cage. It affects 2-3% of the adolescent population, of which 10% will require treatment. Patients with a curve between 20-45° usually receive a conservative treatment by brace. Corrective forces acting on the spine depend on the design and adjustment of the brace, as well as the posture and muscular activity of the patient. Thoracolumbosacral orthoses (TLSOs) are commonly used for moderate curves with an apex inferior to the 8th thoracic vertebra (T8). As the brace is usually worn 23 hours a day, its mechanism of action seems not optimal.

“Nighttime” braces exist, and they are designed to improve patient adherence and to introduce an active correction by allowing the patient to participate in sports activities. Nighttime braces have less negative impact on the psycho-social functioning, sleep, back pain and body image.

Providence nighttime brace was introduced in 1992. Direct lateral and rotational forces are applied on the summits of curves through a 3-point pressure system with bolsters. After taking measurements, the brace is manufactured using computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) technique. An overcorrection is often observed on supine in-brace radiographs.

The first results of the application of Providence brace were presented in 2001. Its designers claim an average in-brace correction of 90% for double curves, and a better correction for simple curves. Overall success rate is 50% to 75%. The prone position is also known to reduce the scoliotic curves, especially during instrumentation surgeries.

New brace simulation approaches based on numerical finite element models (FEM) are now used to test virtually and optimize the effect of braces on given patients before their manufacturing. TLSOs are now simulated with a realistic representation of the contact interface between the trunk and the patient's brace.

Despite the fact that the Providence brace has been available for more than 20 years, the biomechanics of this treatment and the effect of the brace design parameters and supine position are still not well described. The CAD/CAM model is selected from a brace database based on mold inventory, then subjected to derotation of the thoracic section. However, the impact of brace design and adjustments on outcomes are not well understood, as no assessment method is used prior to brace fabrication.

Hence the objective of this project was to model and evaluate the biomechanics of nighttime Providence brace for the treatment of idiopathic adolescent scoliosis to better understand its mode of action.

The hypotheses we addressed were that the biomechanical simulation tool allows to realistically simulate the application of the nighttime brace for the treatment of scoliosis, and that the supine position has an important role in the correction mechanism.

Eighteen patients with AIS were recruited at Sainte-Justine University Hospital Centre outpatient clinic. For each patient, a personalized finite element model (FEM) of the trunk was created. The internal components (spine, rib cage and pelvis) were acquired using simultaneous biplanar low-dose radiographs (EOS) while the trunk surface was acquired using a 3-dimensional surface topography scanner. The interior surface of each patient's brace was digitized and used to generate a FEM of the brace. Pressures at the interface between the Providence brace and the skin were measured using a pressure mapping system and the average pressure distribution was computed for thoracic and lumbar zones.

The standing to supine transition was simulated by applying upward-directed forces to find the "zero-gravity" geometry. Anteroposteriorly directed forces that represent gravitational forces were then applied to the trunk and a horizontal contact surface between the trunk and the bed was modeled with frictional forces to prevent sliding. The brace installation on the patient then was simulated by opening the brace anteriorly, and finally by applying forces of 60 N representing the straps on the anterior part of the brace. During this step, the pelvis was free to rotate around the y-axis. The only boundary conditions applied were the blocked translations of T1 and S1 along the y-axis. It was the contact interface with the bed model which constrained the trunk along the x-axis.

The change in the orientation of gravity forces along the longitudinal axis of the spine and the interaction with the horizontal surface induced an average 47% correction of scoliotic curves during the transition from standing to a supine position. The application of the brace gave an average additional correction of 18%. The average in-brace correction was lower than what has been reported in the literature. The simulated in-brace correction of scoliotic curves was 91% of the actual brace correction.

The analysis of the distribution of in-brace cutaneous pressure was strongly correlated with the predicted pressure model, which corresponds to 3-point pressure system applied by the bolsters.

The asymmetric vertebral compressive load in the frontal plane was greater on the concave side of the curves in the standing position, but the load was moved to the convex side after the application of the brace. Simulation of brace application brought an inversion of the bending moments in the frontal plane on the primary and secondary curves compared to the standing position. This reversal in the moments would induce asymmetrical compression on vertebral growth plates, which would result in a compression on the convex side of the curve, while producing tensile stress on the concave portion. According to Hueter-Volkmann principle (the growth rate of the epiphysis is affected by the pressures applied to its axis: an increased in pressure inhibits the growth, a decrease in pressure accelerates growth), these stresses are favorable for growth arrest on the convexity and the promotion of growth on the concavity.

In conclusion: This study is the first biomechanical study of Providence nighttime brace. The finite element model used in this study allowed to simulate and analyze the biomechanics of the supine posture and application of the Providence nighttime brace. It showed that the supine position is responsible for the major part of curve correction in frontal and transverse planes, while Providence brace itself plays a complementary role in curve correction. The numerical methods used have enabled a better understanding of correction mechanisms of Providence brace for the treatment of idiopathic adolescent scoliosis.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
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 CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE	4
2.1 Anatomie du tronc humain.....	4
2.1.1 Le rachis	5
2.1.2 La cage thoracique	9
2.1.3 Le bassin.....	10
2.1.4 La paroi abdominale	10
2.2 La scoliose idiopathique de l'adolescent	12
2.2.1 Définition de la scoliose	12
2.2.2 Mesure des déformations scoliotiques	13
2.3 Traitement de la scoliose par corset	23
2.3.1 Corsets TSLO.....	24
2.3.2 Corsets de nuit.....	24
2.3.3 Autres corsets	28

2.3.4 Autres traitements conservateurs	29
2.3.5 Traitement chirurgical	29
2.4 Revue des techniques de modélisation biomécanique	30
2.4.1 Modélisation par éléments finis du tronc	30
2.4.2 Simulation numérique du traitement par corset	32
2.4.3 Optimisation du traitement par corset	34
2.4.4 Simulation du traitement par corset de nuit	35
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS DU PROJET	37
CHAPITRE 4 DÉMARCHE DE L'ENSEMBLE DU TRAVAIL DE RECHERCHE.....	39
4.1 Numérisation et reconstruction 3D du MÉF du tronc et du corset.....	39
4.2 Mesure des pressions.....	42
4.3 Simulation de l'application du corset.....	42
4.4 Analyse des résultats de simulation	44
CHAPITRE 5 ARTICLE I : BIOMECHANICAL ASSESSMENT OF PROVIDENCE NIGHTTIME BRACE FOR THE TREATMENT OF ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS.....	47
5.1 Abstract	49
5.2 Introduction	50
5.3 Methods.....	51
5.4 Results	55
5.5 Discussion	59
5.6 Conclusions	60
CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE	66
CHAPITRE 7 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	71
BIBLIOGRAPHIE	73

ANNEXES	89
---------------	----

LISTE DES TABLEAUX

Table 5.1: Demographic data and Cobb angle comparison between out of brace initial-standing (Ini), supine Providence-in-brace (Pro), simulated- supine out of brace (Sup) and simulated in-brace supine (Sim) for each case.	56
Table 5.2: Moments (in N.mm) in the coronal plane generated at the apex of the curves in the standing position (Ini) and with the simulated brace (Sim) for thoracic and lumbar curves. Sim/Ini is the ratio of simulated correction with respect to the initial deformity.	58
Tableau 7.1: Résultats de l'analyse des moments	89
Tableau 7.2: Résultats des dérotations des vertèbres apicales thoracique	90
Tableau 7.3: Résultats des dérotations des vertèbres apicales thoracolombaires/lombaires.....	91
Tableau 7.4: Résultats des corrections de la gibbosité.....	92
Tableau 7.5: Résultats des corrections de la cyphose thoracique	93
Tableau 7.6: Résultats des corrections de la lordose lombaire	94
Tableau 7.7: Résultats des corrections des courbes scoliotiques chez les patients avec courbe unique	95
Tableau 7.8: Résultats des corrections des courbes scoliotiques chez les patients avec courbe double	96
Tableau 7.9: Résultats des corrections des courbes scoliotiques chez les patients avec Risser 0-2	97

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1: Plans anatomiques (fr.wikipedia.org)	4
Figure 2.2: Système de repère global (www.srs.org)	5
Figure 2.3: Anatomie du rachis humain	6
Figure 2.4: Anatomie des vertèbres cervicale, thoracique et lombaire	7
Figure 2.5: Vue de dessus et latérale d'une vertèbre, structures du nucléus pulposus et de l'anneau fibreux	9
Figure 2.6: Cage thoracique et côtes	9
Figure 2.7: Le bassin humain	10
Figure 2.8: Paroi abdominale (www.wikipedia.com)	11
Figure 2.9: Radiographies de scoliose (www.srs.org)	12
Figure 2.10: Gibbosité: Déformations de la cage thoracique à la suite à la rotation des vertèbres	13
Figure 2.11: Méthode pour mesurer la gibbosité A) avec le scoliomètre. B) avec le Scoligauge (Izaat, Bateman, et Adam, 2012).....	14
Figure 2.12: Mesure des angles de Cobb et plan de déformation maximale (www.srs.org)	15
Figure 2.13: AVT distance des apex des courbes avec une droite verticale (ligne de fil de plomb)	15
Figure 2.14: Différents indices de la déformation 3D.....	16
Figure 2.15: Classification de Lenke (Klepps, Lenke, et al., 2001).....	17
Figure 2.16: Indice de Risser, indication de la maturité osseuse (www.srs.org)	17
Figure 2.17: Reconstruction 3D du squelette à partir de radiographies biplanaires (Source:Auteur)	19
Figure 2.18 : Différentes techniques de calcul de la rotation vertébrale.....	20
Figure 2.19: Modélisation géométrique en 3D.....	21
Figure 2.20: Évaluation de la flexibilité.....	22

Figure 2.21: Corset de Milwaukee, premier des corsets modernes (Grant, 2003)	23
Figure 2.22: Types différents des corsets de jour.....	24
Figure 2.23: Corset de nuit de Charleston (www.cbb.org)	25
Figure 2.24: Corset de Providence (d'Amato et al., 2001)	26
Figure 2.25: Cadre d'acrylique pour appliquer les forces directes au patient	27
Figure 2.26: Mesure des pressions avec un film sensible	28
Figure 2.27: Les corsets souples	29
Figure 2.28: MÉF biomécanique du tronc	31
Figure 2.29: Représentation schématique de la colonne vertébrale et des centres de gravité des tranches du tronc dans le plan sagittal montrant les différentes étapes du processus de simulation	32
Figure 2.30: Simulation du corset de Charleston	36
Figure 4.1: Radiographies acquises à l'aide du système de radiographie digitale à dose basse EOS montrant les marqueurs radio-opaques	39
Figure 4.2: Reconstruction du MÉF du tronc du patient.....	40
Figure 4.3: Numérisation du corset	41
Figure 4.4: Mesure des pressions cutanées	42
Figure 4.5: Simulation de la position couchée	44
Figure 4.6: Résultat de la simulation de la correction des courbes dans BraceSim dans les plans frontal (à gauche) et sagittal (à droite). Bleu: courbe initiale. Vert: courbe après simulation de la position couchée. Rouge: courbe après simulation du corset de providence	45
Figure 4.7: Simulation de l'application du corset. A) Vue postérieure de patient debout sans corset. B) Vue postérieure de patient en décubitus dorsal dans le corset. C) Vue antérieure du patient en décubitus dorsal dans le corset. D) Vue latérale droite du patient dans le corset.....	45
Figure 4.8: Visualisation de la simulation des moments lors l'application du corset	46
Figure 5.1: Building patient's finite element model	53

Figure 5.2: Simulation of the brace worn by the patient (bed not shown).....	54
Figure 5.3: Brace pressure measurement	55
Figure 5.4: Simulated pressures compared to the measured pressures for patient P16	57

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions, tridimensionnel
AP	Antéropostérieur
AVR	Rotation de la vertèbre apicale
AVT	Translation vertébrale apicale
C1 à C7	Première à la septième vertèbre cervicale
CFAO	Conception et fabrication assistées par ordinateur
cm	Centimètre
CTLSO	Orthèse cervico-thoraco-lombo-sacrée
CT-scan	Computed tomography, tomodensitométrie
CV	Costo-vertébral
EOS	Système d'imagerie médicale, <i>EOS imaging</i> , France
kPa	Kilo Pascal
L1 à L5	Première à la cinquième vertèbre lombaire
LAT	Latéral
MPa	Méga Pascal
mm	Millimètre
mmHg	Millimètre de mercure
MT	Segment de la colonne vertébrale thoracique principale
N	Newton
OPMD	Orientation du plan de déformation maximal
PA	Postéro antérieur
PT	Segment de la colonne vertébrale thoracique proximale

R	Rigidité
S1 à S5	Première à la cinquième vertèbre sacrale
SIA	Scoliose idiopathique de l'adolescent
T1 à T12	Première à la douzième vertèbre thoracique
TL/L	Segment de la colonne vertébrale thoracolombaire ou lombaire
TLSO	Orthèse thoraco-lombo-sacrée

LISTE DES ANNEXES

Annexe A – Résultats des simulations	89
--	----

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Plusieurs déformations structurelles peuvent affecter la colonne vertébrale, dont la scoliose. La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique, qui touche 1-3% de la population adolescente (Rogala, Drummond et al. 1978; Roach, 1999). Elle est définie comme une courbe latérale structurelle d'au moins 10° mesurée avec la technique de Cobb sur une radiographie longitudinale debout de la colonne vertébrale, souvent combinée avec une asymétrie des côtes lors d'un test en flexion vers l'avant (Lonstein, 2006). La cause reste inconnue, mais elle paraît multifactorielle. Bien qu'aucune anomalie neurologique consistante n'a été identifiée chez des patients présentant une scoliose idiopathique, il est possible qu'un défaut dans le traitement par le système nerveux central affecte la colonne vertébrale en croissance (Lowe et al., 2000; Burwell, 2003). La déformation inclut une translation latérale d'une partie du rachis (courbe), des rotations des vertèbres dans les plans frontal et axial, et une asymétrie de la cage thoracique (gibbosité). Cette gibbosité est la difformité la plus visible, et souvent la cause la plus courante des consultations et demandes de traitement (Trobisch, Suess, et Schwab, 2010; Carreon et al., 2011; Roberts et al., 2011). 10% des patients nécessiteront un traitement conservateur (souvent par corset), et 1% des patients requièrent une chirurgie (Rogala, Drummond, et Gurr, 1978; Roach, 1999). Sans traitement, 75% des courbes progresseront, et ce risque de progression est accentué lors de la poussée de croissance (Stokes, 2007). Même après la fin de la croissance, 68% des courbes risquent de progresser, et un suivi annuel est recommandé (Weinstein, 1983).

Le choix du traitement dépend de plusieurs facteurs, dont la sévérité et la vitesse d'évolution sont les plus importants. Pour les patients atteins d'une scoliose légère (angle de Cobb inférieure à 20°), un suivi régulier avec des radiographies est souvent tout ce qu'il faut, à moins que la courbe évolue rapidement (>5° entre deux suivis). Les patients avec des courbes modérées (angle de Cobb entre 20-45°) reçoivent un traitement conservateur par corset, qui vise à empêcher la progression des courbes.

Le traitement par corset diminue de manière significative la progression des courbes à haut risque chez les patients atteints de scoliose idiopathique de l'adolescent. Plus le corset est porté, plus il est bénéfique (Weinstein, Dolan, Wright, et Dobbs, 2013).

Le corset de Boston est le type le plus utilisé en Amérique du Nord pour les courbes avec un apex inférieur à la 8^{ème} vertèbre thoracique (T8). Il doit être porté 23 heures par jour, ce qui évoque des problèmes d'adhérence, et empêche les activités sportives (Climent et Sanchez, 1999). Afin de contourner ce problème, des corsets « de nuit » ont été développés, et ils visent à améliorer l'adhérence du patient et à introduire une correction active en permettant au patient de participer aux activités sportives. Le corset de Charleston a comme objectif de hyper-corriger les déformations scoliotiques en positionnant le patient en inflexion latérale (Price et al., 1990). Le corset de Providence applique des forces latérales opposées pour ramener l'apex à la ligne médiane (D'Amato, Griggs, et McCoy, 2001)

Globalement, la biomécanique des corsets reste mal comprise (Aubin et al., 1995; Périé, Aubin, Petit, Labelle, et Dansereau, 2004). Concernant la correction des courbures frontales, leur efficacité est généralement admise (Nachemson et al., 1995 ; Rowe et al., 1997), bien que certains auteurs la mettent encore en doute (Lonstein, 1994; Noonan, Weinstein, Jacobson, et Dolan, 1996). Leur effet tridimensionnel est discutable (Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Poitras, 1996). Pour étudier ces problèmes, des modèles numériques ont été utilisés. Ils simulent généralement le traitement par corset en appliquant des forces calculées expérimentalement sur un modèle par éléments finis du tronc humain (Andriacchi, Schultz, Belytschko, et Dewald, 1976; Aubin, 1995; Gavin et Patwardhan, 1998). Ainsi, une évolution récente consiste à modéliser directement le corset et son interface avec le tronc humain pour simuler le traitement par orthèse (Périé, 2004; Clin, Aubin, Sangole, Labelle, et Parent, 2010). Cette méthodologie est plus réaliste que l'application directe de forces sur le tronc humain mais doit encore être perfectionnée. La faisabilité de cette approche a été testée pour des corsets « de jour », cependant, le design de corsets de nuit n'a pas encore été abordé. Le corset de nuit de Charleston a été le sujet d'une étude biomécanique, mais ces résultats n'ont pas été validés par une étude clinique.

L'objectif de ce projet a donc été de développer un modèle paramétrique détaillé du corset de nuit de Providence et une simulation de son effet immédiat permettant d'étudier le mécanisme d'action du corset de nuit.

Ce mémoire de maîtrise se compose de 7 chapitres.

Le chapitre 1 est une introduction du projet, et le chapitre 2 présente une revue critique de la littérature. Le chapitre 3 fournit la problématique et les objectifs globaux et détaillés, suivi par le chapitre 4, qui explique la démarche de l'ensemble du travail de recherche indiquant la cohérence de l'article par rapport aux objectifs de la recherche. Le chapitre 5 présente l'article soumis à une revue pour publication. Une discussion générale est présentée au chapitre 6, puis la conclusion et les recommandations au chapitre 7 finalisent ce mémoire.

CHAPITRE 2 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une revue de la littérature du point de vue anatomique, clinique et biomécanique, nécessaire à la compréhension de la problématique. De façon globale, l'anatomie du tronc humain, la scoliose idiopathique de l'adolescent, ses traitements et les techniques de modélisation biomécanique de la scoliose et de son traitement sont traités.

2.1 Anatomie du tronc humain

Dans cette section, une brève description anatomique du tronc humain sera présentée afin de faciliter la compréhension du mémoire.

Les trois plans d'intérêts sont le plan frontal, sagittal et transverse tels qu'illustrés à la Figure 2.1. La nomenclature utilisée dans ce mémoire par rapport aux plans anatomiques suit celle décrite dans Marieb (2010).

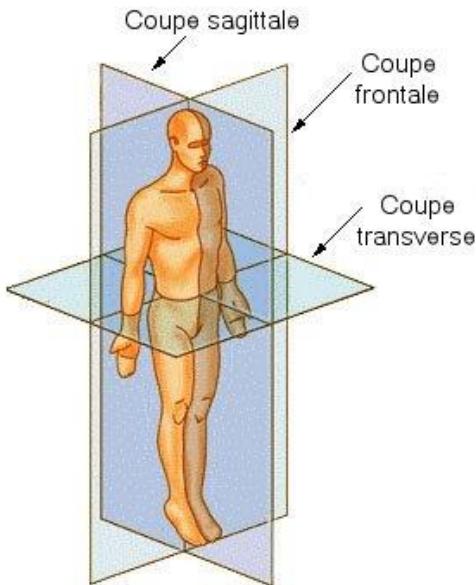


Figure 2.1: Plans anatomiques (fr.wikipedia.org)

Le repère global utilisé est celui proposé par la SRS (Scoliosis Research Society) (Figure 2.2). L'origine R0 est située au centre du plateau supérieur de la première vertèbre sacrée. L'axe Z est vertical, l'axe Y est perpendiculaire à l'axe Z et dans le plan frontal. L'axe X est perpendiculaire aux autres deux axes, et complète ce repère afin qu'il soit orthonormé direct.

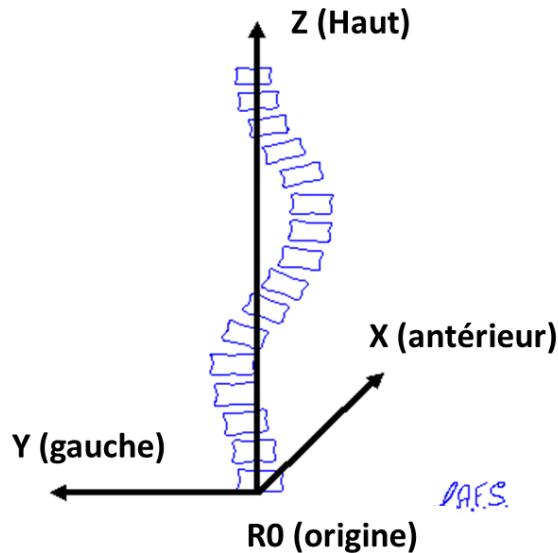


Figure 2.2: Système de repère global (www.srs.org)

2.1.1 Le rachis

Le rachis humain comporte 33 vertèbres, divisées sur cinq zones anatomiques. Cela comprend sept vertèbres cervicales (C1-C7), douze vertèbres thoraciques (T1-T12) qui sont articulées avec les côtes, cinq vertèbres lombaires (L1-L5), cinq vertèbres sacrées fusionnées (S1-S5) qui forment le sacrum, et quatre vertèbres soudées coccygienes (Cx1-Cx4) (Figure 2.3).

Dans le plan coronal (de vue frontale), la colonne vertébrale est normalement rectiligne. Quatre courbes sont notées sur la vue latérale du rachis : Deux courbes (thoracique et sacrococcygienne) avec un apex vers l'arrière, dites courbes cyphotiques, et deux courbes (cervicale et lombaire) avec un apex vers l'avant, dites courbes lordotiques.

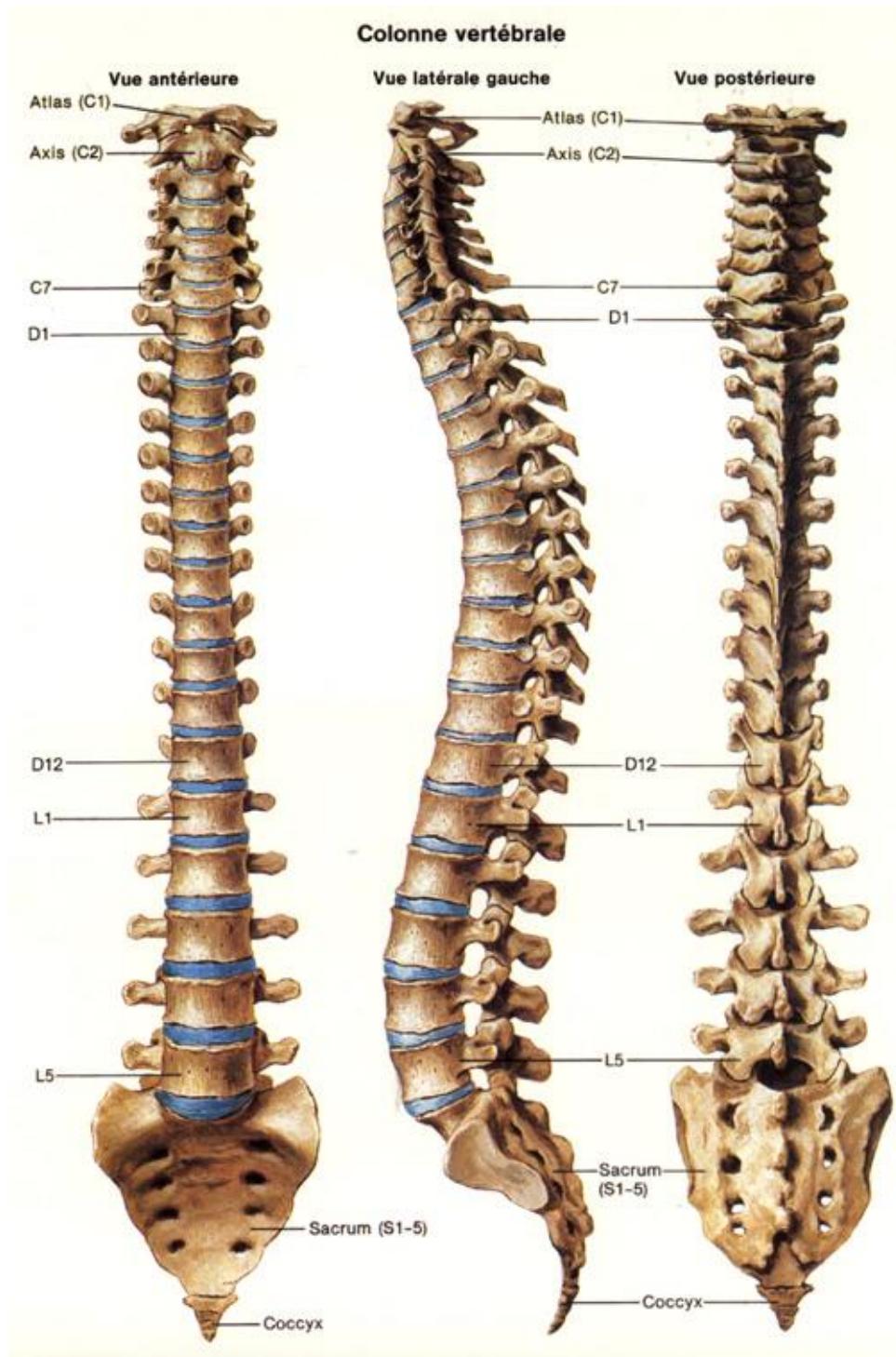


Figure 2.3: Anatomie du rachis humain

(d'après une affiche de la S.A. CIBA-GEIGY)

Parmi les structures anatomiques qui composent la colonne vertébrale, les plus distinctes sont les vertèbres, qui ont une anatomie assez complexe, et des dimensions et proportions qui varient entre les cinq zones (Figure 2.4).

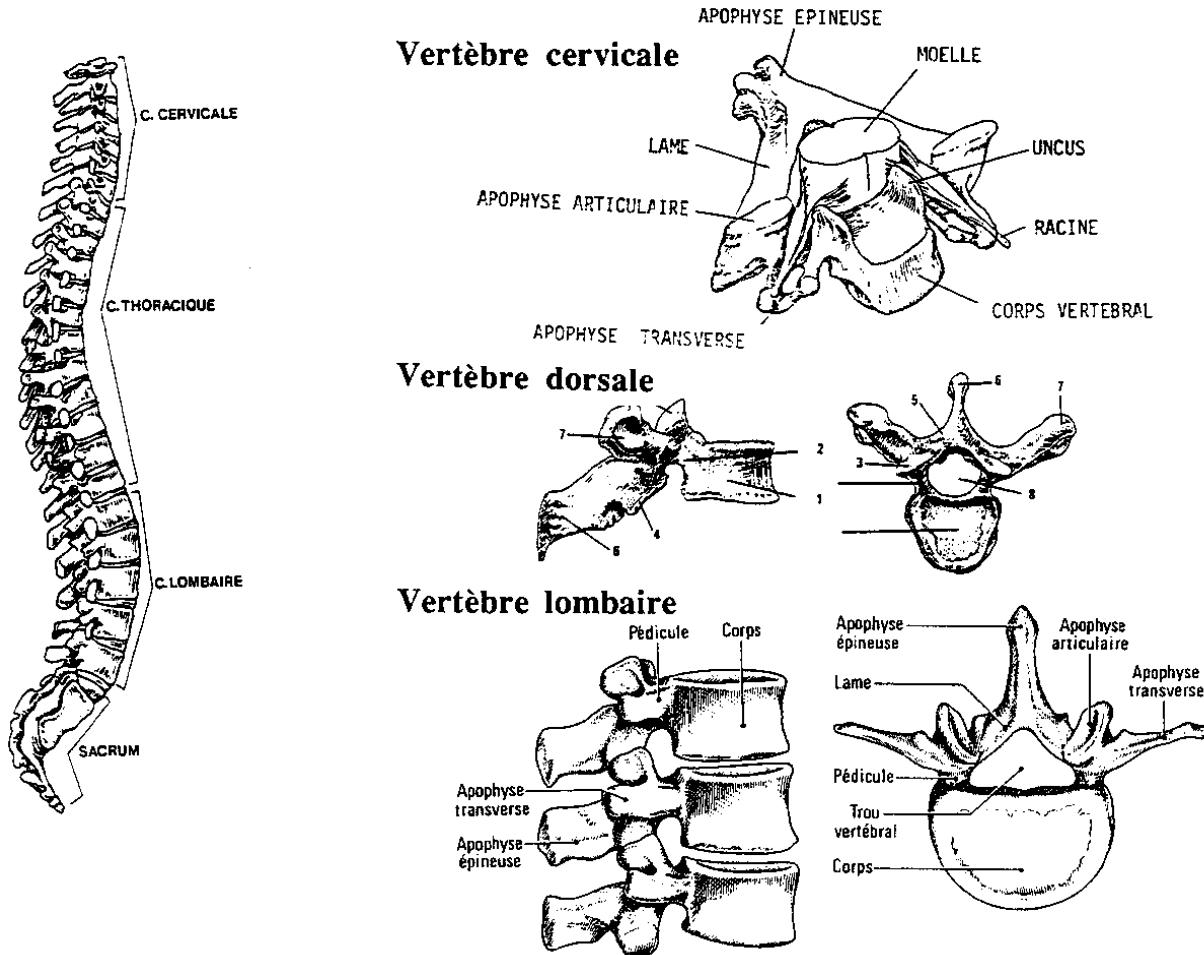


Figure 2.4: Anatomie des vertèbres cervicale, thoracique et lombaire

1 - Corps vertébral. 2 - Pédicule. 3 - Apophyse articulaire supérieure. 4 - Apophyse articulaire inférieure. 5 - Lame. 6 - Apophyse épineuse. 7 - Apophyse transverse. 8 - Canal rachidien
www.medecine-cours.com

La vertèbre, en général, est formée de deux segments : le corps vertébral et l'arc postérieur, qui forment un canal entre eux afin de protéger la moelle épinière. Le corps vertébral est un bloc massif d'os spongieux entouré d'une couche d'os cortical, notamment plus dense sur les plateaux supérieur et inférieur de la vertèbre.

Les pédicules font le lien entre le corps vertébral et l'arc postérieur. L'arc postérieur, quant à lui, comporte plusieurs apophyses et facettes articulaires. Les apophyses transverses servant de points d'attache aux ligaments et muscles squelettiques. Elles portent aussi les facettes articulaires costo-transverses (CT), qui se relient aussi avec les côtes. L'apophyse épineuse pointe vers l'arrière, et elle est palpable sous la peau.

Sur les parties antérieures des pédicules des vertèbres thoraciques se trouvent des facettes articulaires costo-vertébrales (CV), qui servent à lier les têtes des côtes avec les vertèbres. Les apophyses articulaires supérieures et inférieures contiennent des facettes articulaires qui assurent le lien avec les vertèbres adjacentes supérieure et inférieure, respectivement (Marieb, 2010).

Un disque intervertébral sépare chaque deux corps vertébraux consécutifs. Celui-ci contient un noyau moelleux, le nucléus pulposus, composé de matière gélatineuse qui donne au disque sa résistance à la compression en distribuant les forces verticales sur le plateau supérieur. La périphérie du disque, l'anneau fibreux, est un cartilage fibreux riche de fibres de collagène en lamelles résistants à la traction en inflexion et torsion de la colonne (Figure 2.5).

Au niveau lombaire, les disques intervertébraux sont plus épais à cause des charges plus élevées dans le bas de la colonne. L'ensemble des hauteurs de tous les disques correspond à près à 25 % de la hauteur totale de la colonne vertébrale. Une perte de hauteur est mesurable entre le matin et le soir due à la poroélasticité, à la posture verticale et à l'action de la gravité (Marieb, 2010).

Il existe aussi des ligaments longitudinaux pour assurer la stabilité de la colonne dans le plan sagittal. Sur la face antérieure des vertèbres se trouvent le ligament longitudinal antérieur; le ligament jaune relie les lames vertébrales; les ligaments intertransverses relient les apophyses transverses, et les ligaments supraépineux et interépineux qui relient les apophyses épineuses. Des ligaments capsulaires entourent les articulations zygapophysaires inférieures et supérieures des deux vertèbres consécutives (Figure 2.5).

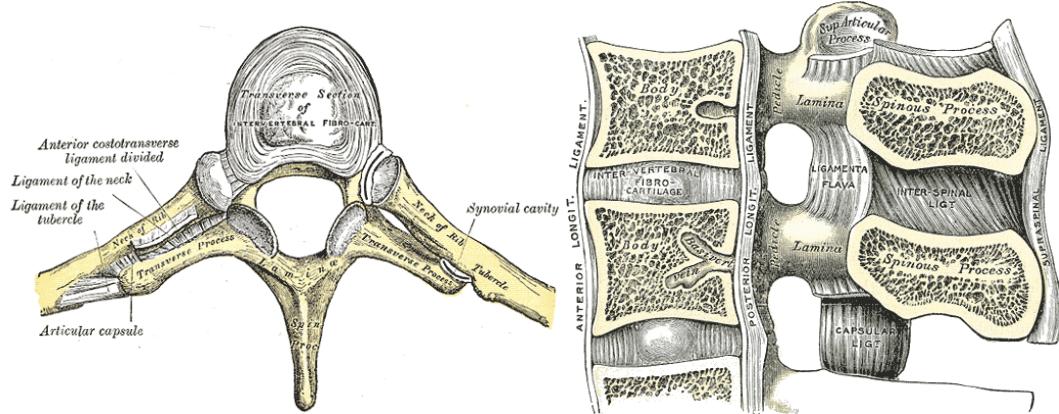


Figure 2.5: Vue de dessus et latérale d'une vertèbre, structures du nucléus pulposus et de l'anneau fibreux

(adapté de Gray's Anatomy of the Human Body, 20^{ème} éd., 1918)

2.1.2 La cage thoracique

La cage thoracique protège les organes vitaux du corps humain (Figure 2.6). Elle est formée de 12 paires de côtes et du cartilage costal, liées en avant par le sternum et en arrière par les vertèbres thoraciques. La tête de la côte s'articule aux facettes costo-vertébrales (CV), son tubercule à l'apophyse transverse (facette costo-transverse), et son corps est extension du cartilage costal, qui s'articule au sternum (Figure 2.6).

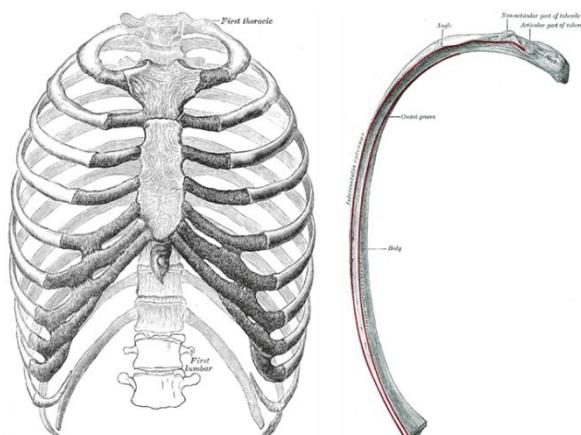


Figure 2.6: Cage thoracique et côtes

(adapté de Gray's Anatomy of the Human Body, 20^{ème} éd., 1918)

Grâce à toutes ces liaisons, un couplage entre les comportements cinématiques et mécaniques de la colonne vertébrale et la cage thoracique est observé (Aubin, Dansereau, de Guise, et Labelle, 1997).

2.1.3 Le bassin

Le rachis se lie avec le bassin à son extrémité inférieure par l'intermédiaire du sacrum. Trois os fusionnent pour former chaque moitié du bassin, qui sont reliés en avant par la symphyse pubienne, et en arrière par le sacrum (Figure 2.7). L'ilium (ilion), un grand os évasé, fait la partie majeure du hémibassin. L'ischion quant à lui se situe dans la partie postéro-inférieure du bassin, et c'est sur son tubercule qu'on s'assoit. Enfin, le pubis constitue la partie antérieure du bassin (Marieb, 2010). L'extrémité supérieure de chaque os coxal, nommée crête iliaque, est palpable sous la peau.

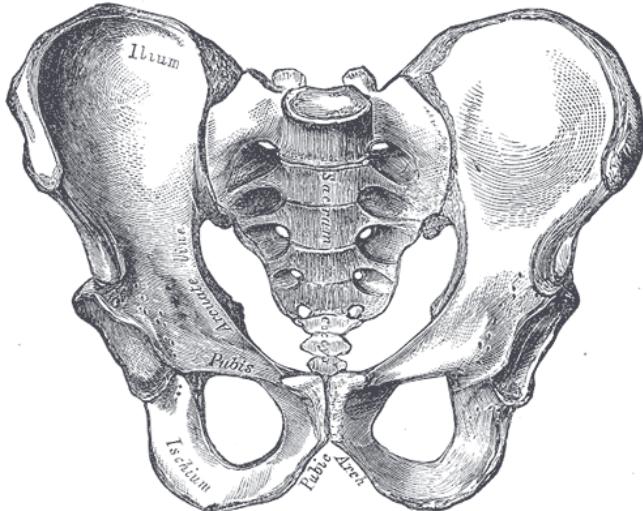


Figure 2.7: Le bassin humain

(adapté de Gray's Anatomy of the Human Body, 20^{ème} éd., 1918)

2.1.4 La paroi abdominale

La cavité abdominale est limitée en haut par le diaphragme et en bas par le bassin. La paroi abdominale ne contient pas des structures osseuses, et elle est composée principalement des muscles abdominaux organisés en plusieurs couches, recouverts par le fascia, de la matière grasse et la peau (Figure 2.8). Ces composantes protègent les organes et viscères contenus dans la cavité abdominale (Gray, 1918; Marieb, 2010).

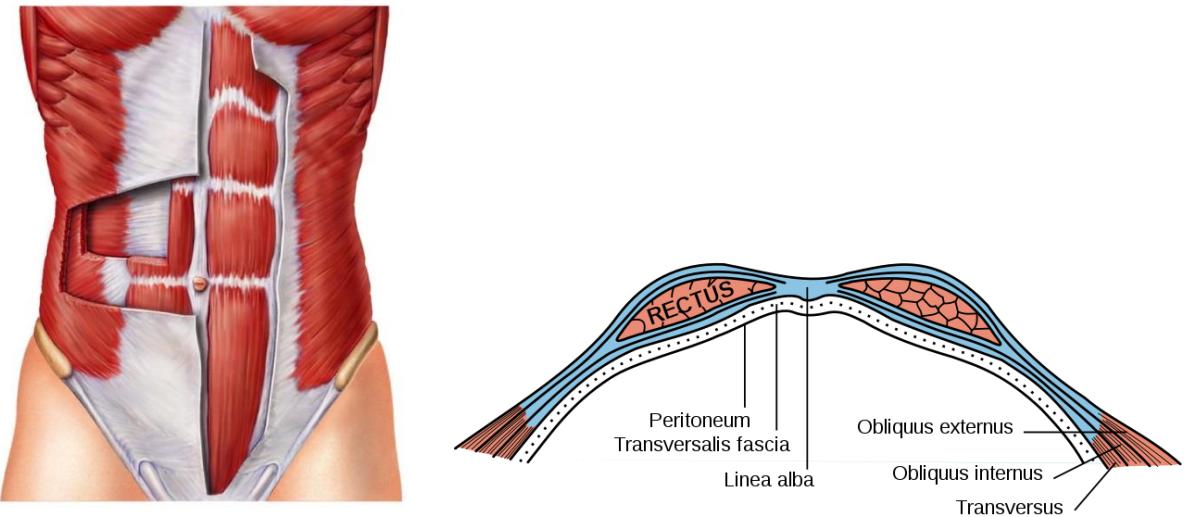


Figure 2.8: Paroi abdominale (www.wikipedia.com)

2.2 La scoliose idiopathique de l'adolescent

2.2.1 Définition de la scoliose

La scoliose est une déformation pathologique tridimensionnelle (3D) du rachis et de la cage thoracique (Figure 2.9).



Figure 2.9: Radiographies de scoliose (www.srs.org)

La scoliose est classée selon l'âge de parution en scoliose infantile, juvénile et adolescente. Elle est aussi classée selon la pathophysiologie en scoliose congénitale, musculo-squelettique et idiopathique (www.srs.org). La forme la plus courante de la scoliose est la scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA). Les causes de cette maladie sont encore méconnues, d'où l'appellation idiopathique. Elle affecte près de 1 à 3 % de la population adolescente, dont la forme progressive affecte principalement les filles dans 90 % des cas au début de la poussée de croissance (Rogala et al., 1978; Roach, 1999). Les courbes scoliotiques peuvent s'aggraver avec la croissance, parfois nuisant aux fonctions vitales telles que la respiration et la circulation sanguine et, dans les cas les plus sévères, peuvent être potentiellement mortelles. Plusieurs indices cliniques peuvent être utilisés pour caractériser la SIA.

2.2.2 Mesure des déformations scoliotiques

Un patient atteint de la scoliose peut se présenter avec une inégalité des hauteurs des épaules, un décalage du tronc vers le côté, une asymétrie au tour de taille (une hanche apparaît plus haute que l'autre), et/ou une inégalité apparente des longueurs des membres inférieurs. Le signe le plus proéminent est une bosse latérale dans le dos appelée « gibbosité », qui résulte de la déformation sous-jacente de la cage thoracique. Celle-ci peut être représentée par un angle de dénivellation entre les paires de côtes étant les plus protubérantes (Figure 2.10).

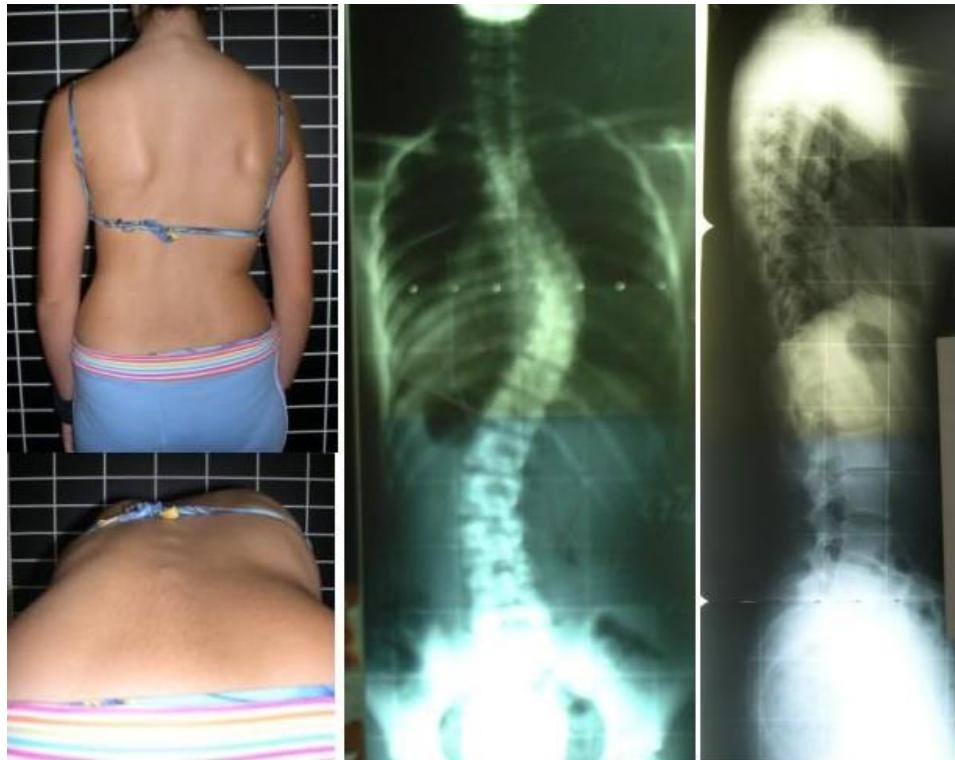


Figure 2.10: Gibbosité: Déformations de la cage thoracique à la suite à la rotation des vertèbres

(tiré de: SOSORT consensus paper on brace action: TLSO biomechanics of correction (investigating the rationale for force vector selection, *Scoliosis* 2006, 1:11))

Cet angle est mesuré par un scoliomètre (Figure 2.11) lors d'une flexion vers l'avant du patient (test de flexion en avant d'Adams), comme pour aller toucher ses pieds sans plier les genoux (Panjabi et White, 1990).

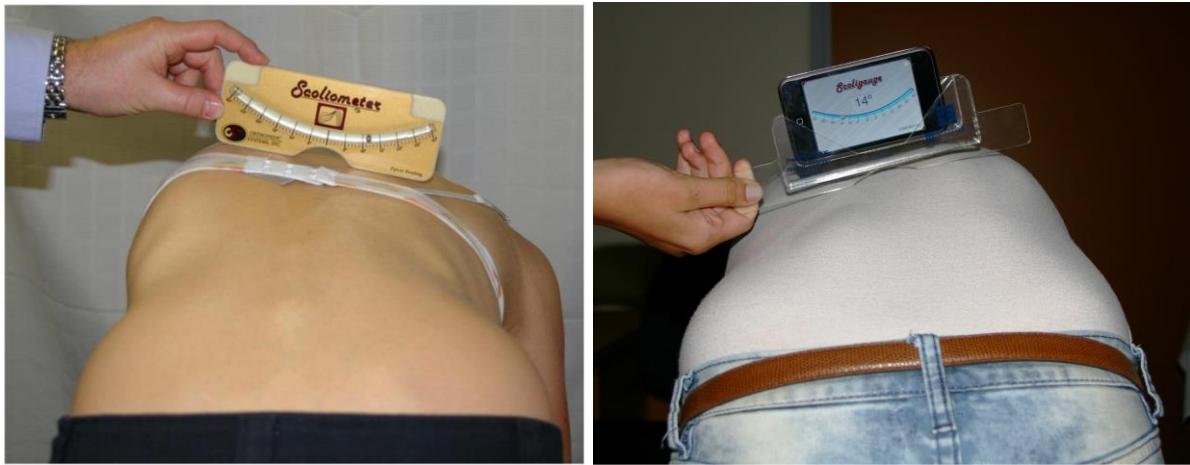


Figure 2.11: Méthode pour mesurer la gibbosité A) avec le scoliomètre. B) avec le Scoligauge (Izaat, Bateman, et Adam, 2012)

En général, la scoliose idiopathique adolescente ne cause pas de douleur ou de symptômes neurologiques. Si le patient se plaint des douleurs au dos, une investigation plus profonde (avec une résonance magnétique IRM) peut être nécessaire.

2.2.2.1 Évaluation radiographique

Afin de mesurer les déformations du tronc, des radiographies sont effectuées généralement dans deux plans orthogonaux (frontal ou postéro-antérieur PA, et latéral LAT). Les radiographies servent à évaluer la déformation du rachis. Les radiographies coronales permettent de mettre en évidence les différentes courbures de la scoliose, ainsi que l'inégalité des hauteurs des épaules, et l'inclinaison du bassin due aux mécanismes de compensation (essais du patient à redresser son tronc et recentrer la tête sur le bassin). Un déjettement survient quand ces mécanismes échouent de recentrer la tête sur la ligne de fil de plomb qui passe par S1, et le patient paraît incliné sur le côté.

La scoliose est déterminée par la mesure radiologique de l'angle de Cobb (Cobb, 1948). L'angle de Cobb est mesuré sur les radiographies en projetant des droites tangentes aux plateaux supérieurs et inférieurs des vertèbres les plus inclinées (dites vertèbres limites) formant les courbures de la scoliose (Figure 2.12). Les courbures coronales peuvent être caractérisées par trois angles de Cobb : le thoracique-proximal [PT] (niveaux vertébraux supérieurs), le thoracique-principal [MT] (niveau moyen des vertèbres) et le thoracolombaire ou lombaire [TL/L] (niveaux vertébraux inférieurs) (Trobisch et al., 2010; Rigo, 2011). Le plan de déformation maximale est le plan dans l'espace où l'angle de Cobb est maximal.

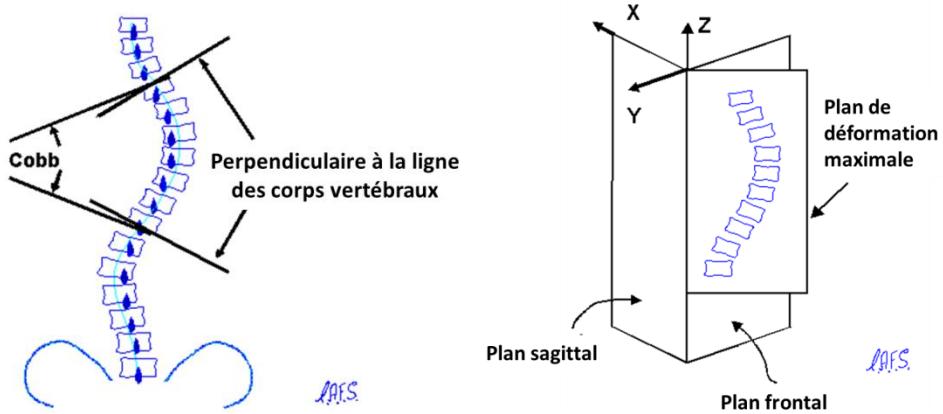


Figure 2.12: Mesure des angles de Cobb et plan de déformation maximale (www.srs.org)

La vue frontale permet également de repérer les vertèbres apicales de chaque courbure (Figure 2.13). La translation vertébrale apicale (AVT) est la déviation latérale de la vertèbre apicale en millimètre. Pour les courbes thoraciques, c'est la distance de la ligne du fil de plomb partant de C7 jusqu'au centroïde de la vertèbre. Pour les courbes thoraco-lombaires/lombaires, c'est la distance de la droite sacrale médiane verticale "central sacral vertical line" (CSV). Par convention la gauche est négative et la droite positive (O'Brien, Kuklo, Blanke, et Lenke, 2005).

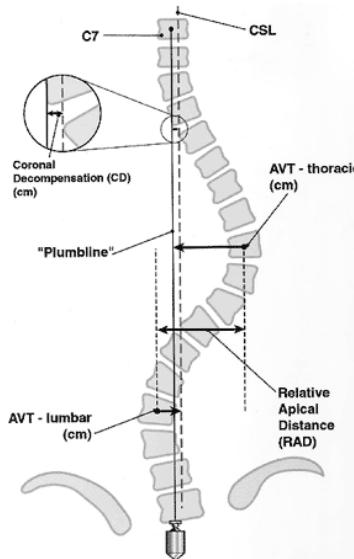


Figure 2.13: AVT distance des apex des courbes avec une droite verticale (ligne de fil de plomb)
(Katz, 2001)

Les vertèbres scoliotiques présentent aussi une rotation axiale (selon l'axe z), de sorte que le corps vertébral s'oriente vers la convexité de la courbe scoliotique (Figure 2.14 a). Cela démontre que la

scoliose est une torsion pathologique du rachis. Suite à la rotation des vertèbres, les côtes se déforment donnant la gibbosité, ce qui est une saillie postérieure des côtes du côté convexe de la courbe scoliotique (Figure 2.14 b).

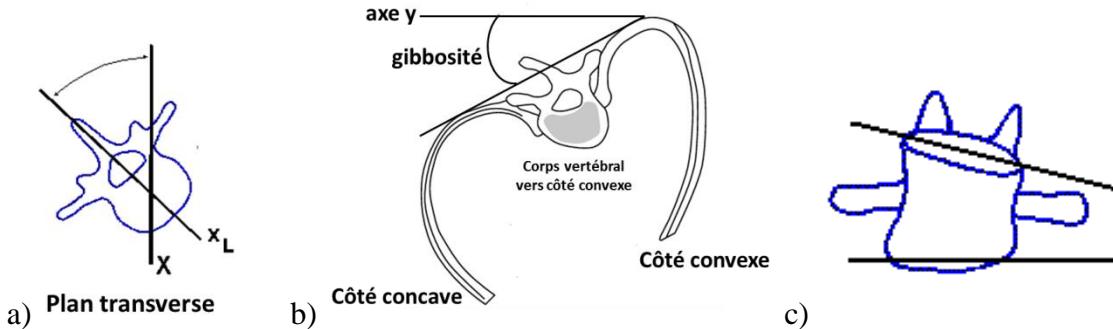


Figure 2.14: Différents indices de la déformation 3D

a) Calcul de la rotation vertébrale. b) Calcul de la gibbosité. c) Cunéiformisation vertébrale.

(www.srs.org)

La courbe scoliotique est la somme des déformations locales au niveau des vertèbres individuelles. Normalement, les plateaux supérieur et inférieur de chaque vertèbre sont parallèles. Dans la courbe scoliotique, une cunéiformisation atteint les vertèbres, de sorte que les plateaux s'inclinent en forme d'un coin (Figure 2.14 c).

La classification la plus utilisée est la classification de Lenke (Figure 2.15), qui comprend six types de courbures et différents niveaux de sévérités, avec des facteurs modificateurs de l'alignement sagittal.

Lumbar Spine Modifier	Curve Type (1 - 6)					
	Type 1 (Main Thoracic)	Type 2 (Double Thoracic)	Type 3 (Double Major)	Type 4 (Triple Major)	Type 5 (TL/L - MT)	Type 6 (TL/L - MT)
A (No to Minimal Curve)	1A*	2A*	3A*	4A*		
B (Moderate Curve)	1B*	2B*	3B*	4B*		
C (Large Curve)	1C*	2C*	3C*	4C*	5C*	6C*
Possible Sagittal structural criteria (To determine specific curve type)	Normal	$\geq 20^\circ$	$\geq 20^\circ$	$\geq 20^\circ$		

* T5-12 sagittal alignment modifier: - (green), N (blue), or + (red)

- : $<10^\circ$
N : $10-40^\circ$
+ : $>40^\circ$

Figure 2.15: Classification de Lenke (Klepps, Lenke, et al., 2001)

Comme la SIA est une maladie à caractère progressif (évolutif), les patients dont la croissance osseuse n'est pas terminée ont un plus grand risque d'aggravation. La croissance osseuse est estimée sur les radiographies par l'indice de Risser caractérisé principalement par l'ossification de la crête iliaque, passant de 0 (aucune ossification) à 5 (fusion complète) (Figure 2.16).



Figure 2.16: Indice de Risser, indication de la maturité osseuse (www.srs.org)

Lorsque le patient a toujours un potentiel de croissance, l'aggravation des courbures scoliotiques peut être expliquée d'un point de vue biomécanique par la théorie du cercle vicieux (Roaf, 1960;

Villemure, Aubin, Dansereau, et Labelle, 2004; Stokes, 2007). Les vertèbres affectées prennent une forme conique, et les plateaux supérieurs et inférieurs de ces vertèbres se cunéiformisent. La portion des plateaux vertébraux du côté concave de la courbure se trouve comprimée, tandis que du côté convexe elle est moins comprimée. Suite à cette cunéiformation des vertèbres, des pressions asymétriques apparaîtront sur les plaques de croissance vertébrales selon le principe de Hueter-Volkmann (l'hyperpression freine la croissance alors qu'une diminution des contraintes la stimule) et entraînent l'aggravation des déformations scoliotiques (Castro, 2003). Malgré cette explication biomécanique, selon l'état des connaissances actuelles, il est quasi-impossible de prédire la progression des courbes chez les patients scoliotiques.

La radiographie latérale permet d'observer les courbures sagittales de la colonne vertébrale. La cyphose thoracique (T2 ou T4 à T12) et la lordose lombaire (L1 à L5 ou S1) sont mesurées sur ces radiographies. La vue latérale permet également de constater la déformation de la cage thoracique. Toutefois, une vue transverse, comme par une tomographie, serait plus adéquate pour visualiser cette déformation. Cependant, une tomographie entraîne une irradiation supplémentaire. Une approche de visualisation 3D permet de mieux caractériser ces déformations sans irradiation supplémentaire.

2.2.2.2 Caractérisation en 3D

Vu la nature tridimensionnelle des déformations scoliotiques, des indices cliniques sont nécessaires pour une meilleure appréciation spatiale des courbes. Plusieurs techniques de reconstruction 3D du rachis ont été développées, en commençant par la tomodensitométrie. Grâce à cette technique, les structures osseuses ont pu être reconstruites (Levy et al., 1996; Kamimura et al., 1999; Nakajima et al., 2007). Dû au taux élevé d'irradiation lié à cette technique pour des adolescents en croissance, d'autres approches moins ionisantes ont été développées. Une technique de stéréoradiographie utilise trois radiographies: PA-0°, PA-20° et LAT comme point de départ à la reconstruction (Dansereau et Stokes, 1988); Des repères géométriques sont sélectionnés sur ces radiographies puis calculés en 3D suivant un algorithme "Direct linear Transformation" (DLT). La géométrie de surface des composantes squelettiques du tronc (rachis, cage thoracique et bassin) est ajoutée à l'aide d'une technique de krigeage dual afin d'ajouter un aspect réaliste aux repères 3D (Trochu, 1993). Celle-ci permet la transformation d'une banque de données 3D de reconstructions osseuses,

prises sur des cadavres par images CT, en les faisant correspondre aux coordonnées 3D des repères géométriques du modèle (Aubin et al., 1995).

Cette technique nécessite l'utilisation d'un objet de calibration incluant des marqueurs radio opaques, portés par le patient lors des radiographies. Six repères anatomiques doivent être repérés et associés sur chaque radiographie. Un algorithme de calibration explicite est utilisé pour faire la reconstruction 3D de chaque repère (Chériet et Meunier, 1999). La précision de cette technique est de 3.3 ± 3.8 mm (Delorme et al., 2003). Cette technique permet la reconstruction du rachis et du bassin, mais est limitée au niveau de l'information complémentaire manquante (PA-20°) pour la reconstruction de la cage thoracique par rapport aux techniques utilisant trois radiographies. Une technique de reconstruction 3D à l'aide des deux radiographies orthogonales fut développée (Labelle et al., 2007).

Le système d'imagerie EOS® (EOS imaging SA., Paris, France) utilise 8 à 10 fois moins d'irradiation que les radiographies conventionnelles pour une acquisition biplanaire du patient complet debout (Parent, Newton, et Wegner, 2005). Le logiciel de ce système, IdefX (EOS Imaging SA., Paris, France), permet la reconstruction 3D du squelette avec une précision de 1 mm pour le rachis et le bassin (Dubousset et al., 2005; Humbert et al., 2009). Il comprend également l'option de la reconstruction de la cage thoracique semi-automatisée (Figure 2.17). L'erreur moyenne lors de la reconstruction d'un rachis scoliotique est inférieure à 1,9 mm.

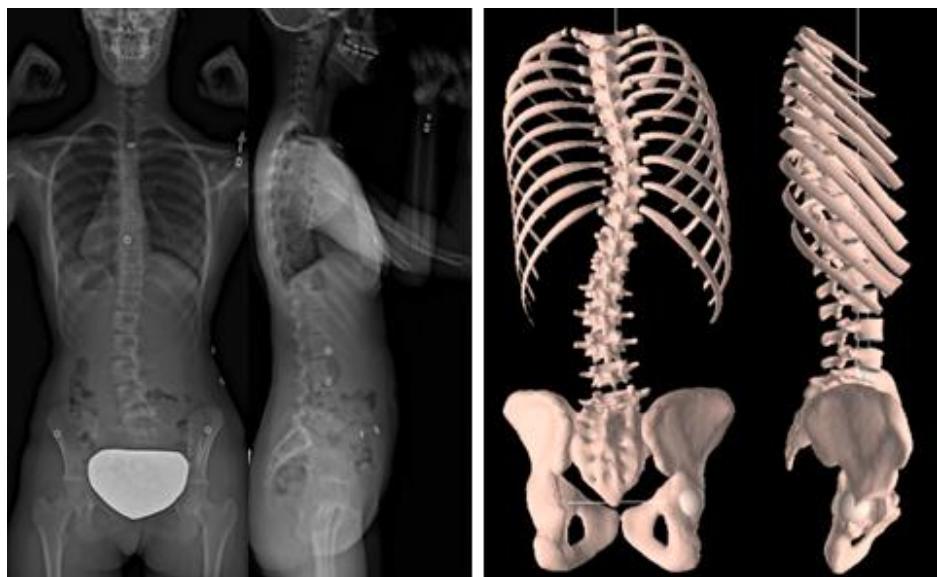


Figure 2.17: Reconstruction 3D du squelette à partir de radiographies biplanaires (Source:Auteur)

À l'aide de la reconstruction 3D de la géométrie du squelette du patient, de nouveaux indices peuvent être mesurés, telle que la rotation vertébrale et le plan de déformation maximale. Une estimation de la rotation vertébrale sur la radiographie PA est possible en fonction du niveau de visibilité des pédicules de chaque vertèbre (O'Brien et al., 2005; Rigo, 2011). Une meilleure précision est possible avec les mesures sur la coupe axiale du CT scan, mais cela entraîne un taux d'irradiation élevé (Lam et al., 2008) (Figure 2.18).

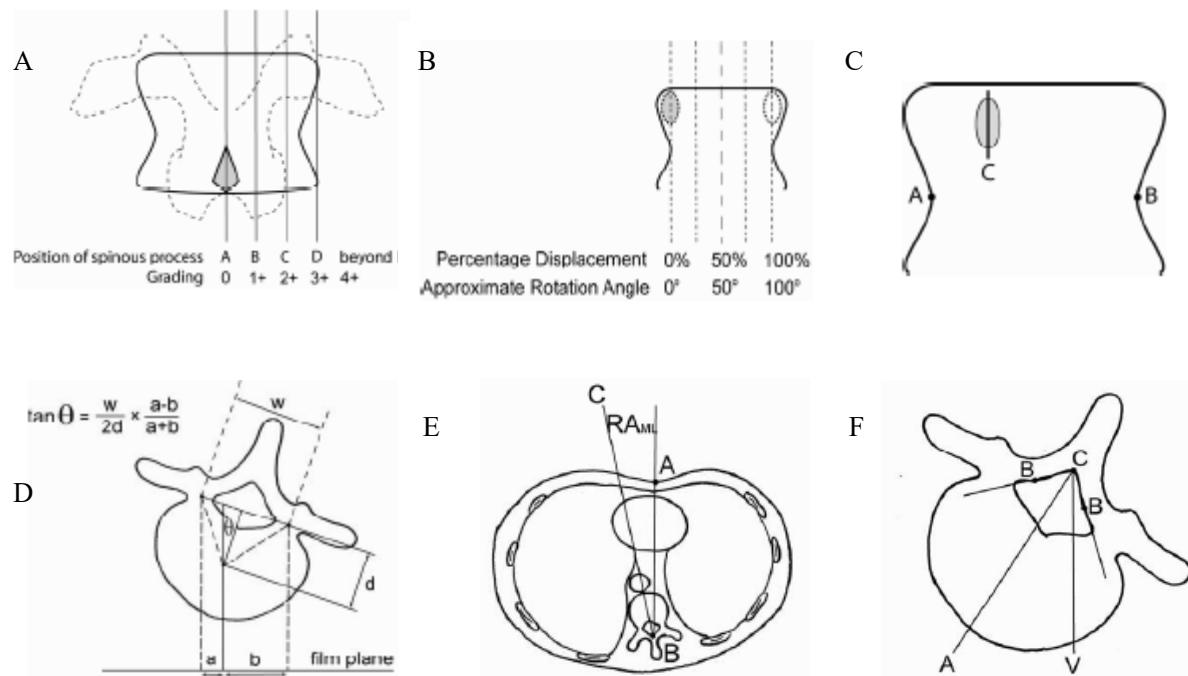


Figure 2.18 : Différentes techniques de calcul de la rotation vertébrale

A) Cobb. B) Nash-Moe. C) Perdriolle. D) Stokes. E) Aaro-Dahlborn. F) Ho et al.

(tiré de : Lam et al., 2008)

Le modèle géométrique 3D permet de mesurer plus précisément la rotation vertébrale sans irradiation supplémentaire (Labelle et al., 2011). Grâce à la visualisation tridimensionnelle, des courbes qui faisaient partie du même groupe sur la classification de Lenke ont été différenciées. Des courbes très similaires sur les radiographies PA peuvent avoir des caractéristiques très différentes, comme le plan de déformation maximale (Figure 2.19).

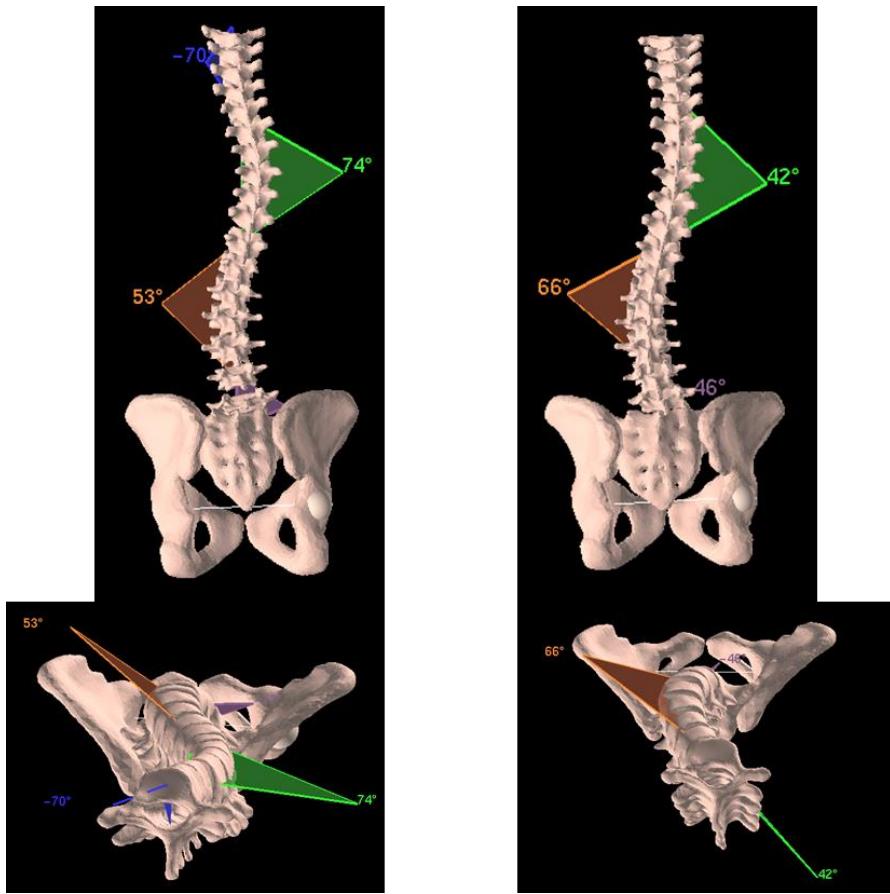


Figure 2.19: Modélisation géométrique en 3D

Deux courbes paraissent similaires sur la vue coronale mais la différence est évidente sur la vue axiale

2.2.2.3 Évaluation de la flexibilité de la colonne vertébrale

Un paramètre biomécanique qui peut influencer le résultat des traitements pour la scoliose est la flexibilité de la colonne vertébrale. La flexibilité est définie comme étant une relation entre les forces et les déplacements. Wilke et al. l'a définie, pour les essais in vitro du rachis, comme le quotient de la déformation à la charge (Wilke et al., 1998). D'autre part, la réductibilité est un processus lié à la correction. Elle est mesurée cliniquement afin de décider les paramètres de planification chirurgicales (Lamarre et al., 2009).

Chez les patients atteints de la SIA, la flexibilité est évaluée afin d'estimer le potentiel de correction des courbures frontales du rachis (Petit, Aubin, et Labelle, 2002). Plusieurs tests existent (Cheung et Luk, 1997; Polly et Sturm, 1998; Vedantam, Lenke, Bridwell, et Linville, 2000; Klepps, Lenke,

Bridwell, Bassett, et Whorton, 2001; Davis, Gadgil Trivedi, et Ahmed, 2004; Hamzaoglu et al., 2005; Watanabe et al., 2007; Ibrahim, Gabbar, El-Abed, Hutchinson, et Nelson, 2008; Lamarre et al., 2009; Liu et al., 2010), dont la plupart utilise des radiographies supplémentaires. Ces radiographies de flexibilité peuvent être effectuées de plusieurs façons. Des radiographies en traction s'effectuent après l'application de traction sur les bras et jambes du patient. Un coussin/bloc peut être placé opposé à l'apex pour améliorer la correction. La méthode la plus courante consiste à évaluer la modification des angles de Cobb lors d'une inflexion latérale maximale volontaire (Figure 2.20). Ces radiographies sont souvent demandées lors de la planification d'une intervention chirurgicale.

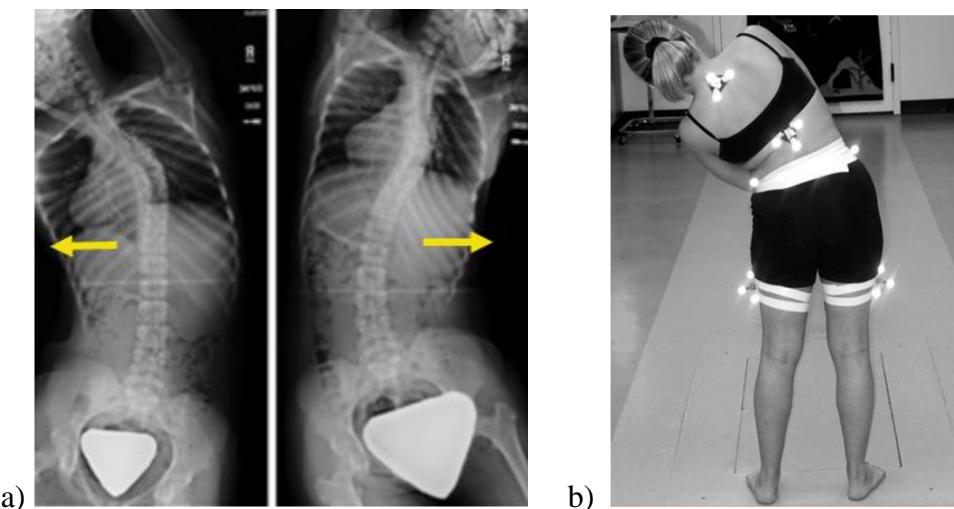


Figure 2.20: Évaluation de la flexibilité

a) Par des radiographies de flexion latérale (www.srs.org). b) Par méthode optique

L'avantage de ce test réside dans sa capacité à évaluer l'amplitude de la mobilité du patient ainsi que la réductibilité des courbures. Cependant, il est peu reproductible. Il n'évalue que la flexibilité dans le plan frontal, et il ne considère pas les forces impliquées dans la flexion du tronc (Petit et al., 2004; Lamarre et al., 2009).

Une nouvelle méthode d'évaluation de la flexibilité incluant un test de suspension a été développé et validé (Lamarre et al., 2009, Moulin, 2014). Cette méthode est plus fiable et reproductible, et s'inspire du principe du ressort, c'est-à-dire qu'elle cherche à mesurer la résistance du corps selon une force de traction et une déformation (déplacement) connues. Ce test consiste à suspendre le patient l'aide d'un harnais par la ceinture scapulaire et le haut de la cage thoracique, et soulever le

patient jusqu'à que ses pieds ne touchent plus le sol. Puis, durant la suspension du patient, l'allongement du corps et du rachis est mesuré à l'aide de deux radiographies (PA): une avant suspension et une en suspension. La comparaison des indices cliniques tels que les angles de Cobb permet de constater l'allongement du rachis. Il peut être utilisé pour calculer la rigidité en combinaison avec la force de traction, correspondant au poids du patient. La rigidité du patient correspond à l'inverse de son indice de flexibilité. Grâce à celui-ci, la personnalisation des traitements pour la scoliose pourrait être améliorée.

2.3 Traitement de la scoliose par corset

Environ 10 % des patients auront besoin d'un traitement (Rogala, 1978; Roach, 1999; Trobisch, 2010). Pour les petites courbures (10° et moins d'angles de Cobb), l'observation et le suivi du patient est tout ce qui est nécessaire. Les patients pour lesquels les courbures scoliotiques sont moyennes (angle de Cobb entre 20° et 40°) ont la possibilité d'être traités par corsets orthopédiques. Pour les courbures plus sévères (angles de Cobb de 45° et plus), la chirurgie est généralement nécessaire (Trobisch, 2010).

Les corsets modernes commencent avec le corset de Milwaukee (1946) utilisant le principe d'application de forces transversales en trois points (Figure 2.21). Ce corset CTLSO (orthèse cervico-thoraco-lombo-sacrée) a la particularité d'exercer en plus des forces de traction sur le menton. Dû à son aspect cosmétique et au refus d'adhésion au traitement par les patients, ce corset est de moins en moins utilisé (Lonstein, 2003). Toutefois, il reste le corset nord-américain le plus efficace pour les courbures thoraciques avec apex supérieur à T7 (Fayssoux et al., 2010).

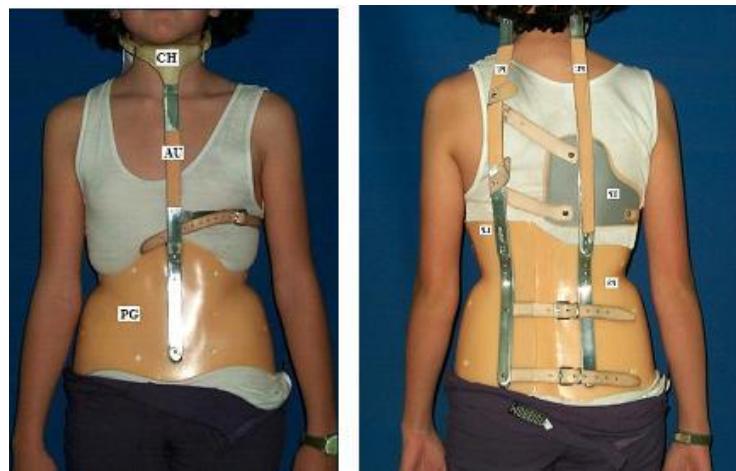


Figure 2.21: Corset de Milwaukee, premier des corsets modernes (Grant, 2003)

2.3.1 Corsets TLSO

Afin de pallier au problème esthétique des corsets Milwaukee, les corsets TLSO (orthèse thoraco-lombo-sacrée) ont été créés en limitant leur intervention au niveau supérieur de l'aisselle (Figure 2.22). Le corset de Boston, introduit en 1970, est l'exemple de ce type de corset qui est le plus utilisé en Amérique du Nord. Afin de favoriser une correction « naturelle » des courbures scoliotiques asymétriques, il est constitué par des modules symétriques. Une hypolordose de la colonne lombaire est créée afin d'améliorer la correction des courbures lombaires frontales. Il comprend de deux à trois courroies de serrage, une ouverture postérieure, et des coussinets d'appuis au niveau ou sous les apex des courbures thoraciques et lombaires. Le principe de trois points d'appuis est préconisé par les corsets de type Boston avec des appuis thoracique, lombaire et trochantérien. Beaucoup d'études ont été faites afin d'évaluer l'efficacité de ce type de corset (Aubin, 1995; Gignac, Aubin, Dansereau, et Labelle, 2000; Mac- Thiong et al., 2004; Périé et al., 2004; Aubin et al., 2007; Clin, Aubin, et Labelle, 2007; Labelle et al., 2007; Clin, Aubin et al. 2010).

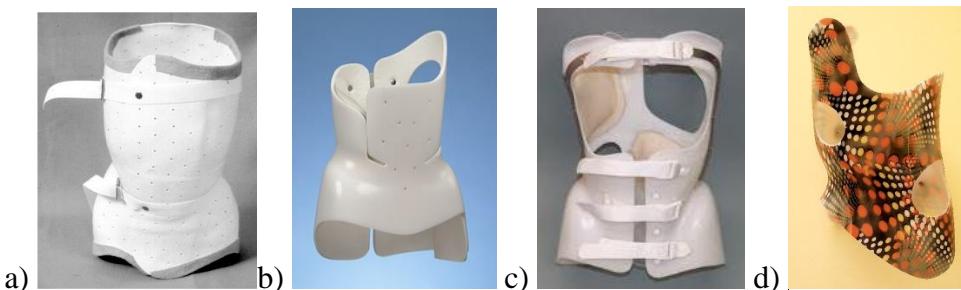


Figure 2.22: Types différents des corsets de jour

- a) Wilmington (Wilmington Brace Manual). b) Boston (www.bostonbrace.com). c) Chêneau (www.orthotech-net.fr). d) Gensingen, un dérivé CFAO de Chêneau ("Brace technology" thematic series - the Gensingen brace™ in the treatment of scoliosis)

2.3.2 Corsets de nuit

Afin de réduire le nombre d'heures de port de corset, les corsets de nuit ont été développés (Price, Scott, Reed, et Riddick, 1990; D'Amato, Griggs et McCoy, 2001). Ces corsets ont moins d'effets négatifs sur le fonctionnement psychosocial, le sommeil, la douleur et l'estime de soi (Climent et Sanchez, 1999). Le corset de Charleston (Figure 2.23) a été fabriqué pour la première fois en 1978,

et les premiers résultats ont été publiés en 1990. Ce corset impose une inflexion latérale au tronc du patient dans le sens opposé à la courbe majeure (Price et al., 1990). À l'origine, ce corset a été développé pour traiter les patients où les autres corsets ont échoué : des patients avec des courbes progressives mais après la maturité squelettique (Hooper, 2003). Toutefois, il peut nuire aux courbures secondaires (Clin, Aubin, Parent, et Labelle, 2010c).



Figure 2.23: Corset de nuit de Charleston (www.cbb.org)

D'autres types de corsets de nuit existent, tels que le corset Providence (Figure 2.24) (D'Amato et al., 2001). Ce corset a été développé quand une correction significative des courbes scoliotiques a pu être atteinte en appliquant des forces correctives directes au tronc du patient à travers un cadre d'acrylique. Ce cadre a été développé à l'origine pour la flexibilité de la colonne en position couchée dans le cours de planification préopératoire. Il permet d'appliquer des forces contrôlées, directes, latérales et rotationnelles au tronc pour déplacer la colonne vertébrale vers, et parfois au-delà de, la ligne médiane, sans appliquer des inflexions comme le corset de Charleston.



Figure 2.24: Corset de Providence (d'Amato et al., 2001)

Le patient est placé sur une planche de mesure en polycarbonate (Figure 2.25). Cette planche a une grille de trous dans sa surface pour placer des traversins (bolsters) afin d'appliquer des forces correctives et stabilisantes au rachis. Ils permettent d'enregistrer la correction du tronc en fonction de l'enfoncement des traversins. À l'origine, le patient était levé du cadre, un moule de plâtre était roulé autour du patient, le patient recouché sur le cadre, et les traversins retournés à leurs places. La veste plâtrée sèche, et devient alors un modèle sur lequel un corset est fabriqué. Une banque de données a été montée des corsets scannés. Dans les dernières années, les techniques de conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO) ont été utilisées pour fabriquer les corsets à partir des mesures seulement dans 95% des cas (d'Amato et al., 2001).



Figure 2.25: Cadre d'acrylique pour appliquer les forces directes au patient
(d'Amato et McCoy, *Providence Brace Manual*, 2003)

Les traversins de pressions sont appliqués sur l'apex des courbes, et des blocs stabilisants sont utilisés aux limites des courbes. Le contrôle de la rotation est effectué selon deux méthodes : Au niveau lombaire le coussin de pression est appliqué entre la crête iliaque et la douzième côte. La dérotation dans la section thoracique est réalisée sur le modèle CFAO : La section thoracique est séparée de la section lombaire, tournée, et puis rejoindre à la section lombaire du modèle.

La quantité de force corrective utilisée est contrôlée en utilisant des films sensibles à la pression (Figure 2.26). La pression moyenne mesurée à l'intérieur du corset est 7.4 lb/pouce² (51 kPa) au niveau de la colonne lombaire et 5,4 lb/pouce² au niveau de la colonne thoracique (37 kPa). Les mesures de pression sont utiles pour éviter des pressions excessives qui peuvent conduire à l'intolérance du corset et le développement de problèmes de peau. Les tests de pression donnent à l'orthésiste un guidage pour qu'il/elle ne nuise pas au patient. Quand le patient devient trop grand pour le corset, il devient serré en circonférence mais il y a une diminution de la pression au sommet de la courbe ou courbes. Par conséquent, les mesures de pression servent à évaluer l'efficacité continue du corset au fur et à mesure que le patient grandit.

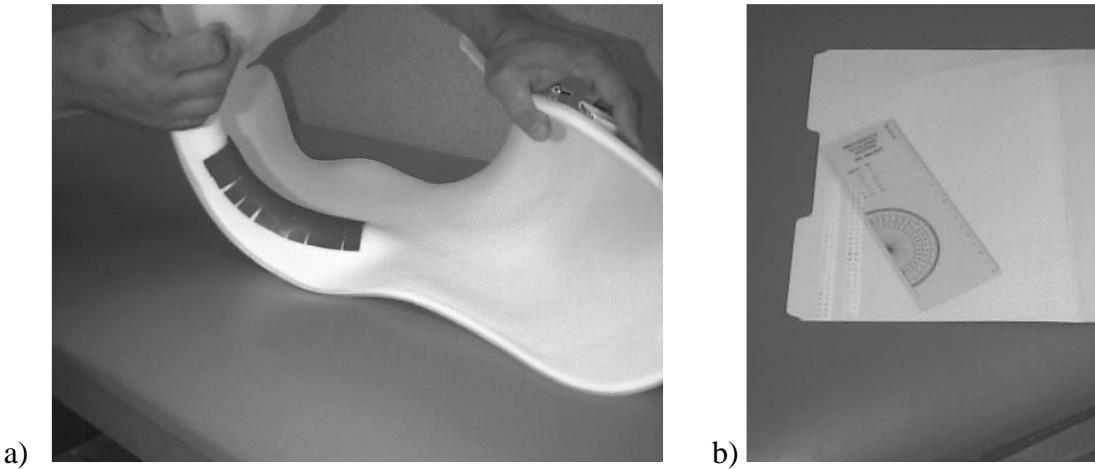


Figure 2.26: Mesure des pressions avec un film sensible

a) Placement des films. b) Lecture des pressions à l'aide du goniomètre du Providence Scoliosis System (d'Amato et McCoy, *Providence Brace Manual*, 2003)

Un programme sélectionne un modèle CFAO en se basant sur les mesures du cadre en polycarbonate. Le modèle est modifié davantage pour correspondre aux mesures du patient. Il est ensuite usiné à l'aide d'une fraiseuse à contrôle numérique pour créer un modèle corrigé du tronc du patient, sur lequel le corset est fabriqué en posant des couches de mousse et polyéthylène, puis en les sculptent selon la forme désirée. Le corset comprend deux à trois courroies de serrage, une ouverture antérieure, et une couche de mousse à l'intérieur de la coque rigide externe, avec un appui lombaire plus proéminent fait d'une couche épaisse de mousse. Les corsets livrés à nos patients ne contenaient aucune ouverture secondaire (fenêtre).

2.3.3 Autres corsets

Les corsets présentés ci-haut sont essentiellement statiques ou permettent des mouvements minimums. Le traitement SpineCor par corset souple (Figure 2.27 a) a été développé au début des années 1990 utilisant un Corset Dynamique de Correction (CDC) associé à une nouvelle approche de traitement qui requiert un logiciel diagnostique auxiliaire clinique (SAS) afin de permettre une pose de corset optimale et d'assurer le suivi du traitement (Coillard, Circo, et Rivard, 2010). Un autre exemple est le TriaCII (Figure 2.27 b) (Veldhuizen, Cheung, Bulthuis, et Nijenbanning, 2002). Celui-ci est constitué de larges bandes élastiques positionnées afin de favoriser la dérotation et la correction active des courbures. Ces corsets plus discrets sont plus esthétiques. L'amélioration de l'adhésion du patient par rapport au confort ainsi que l'efficacité de ces corsets sont cependant

mis en doute (Wong, Cheng et al. 2008; Gammon, Mehlman et al. 2010; Hasler, Wietlisbach et al. 2010).

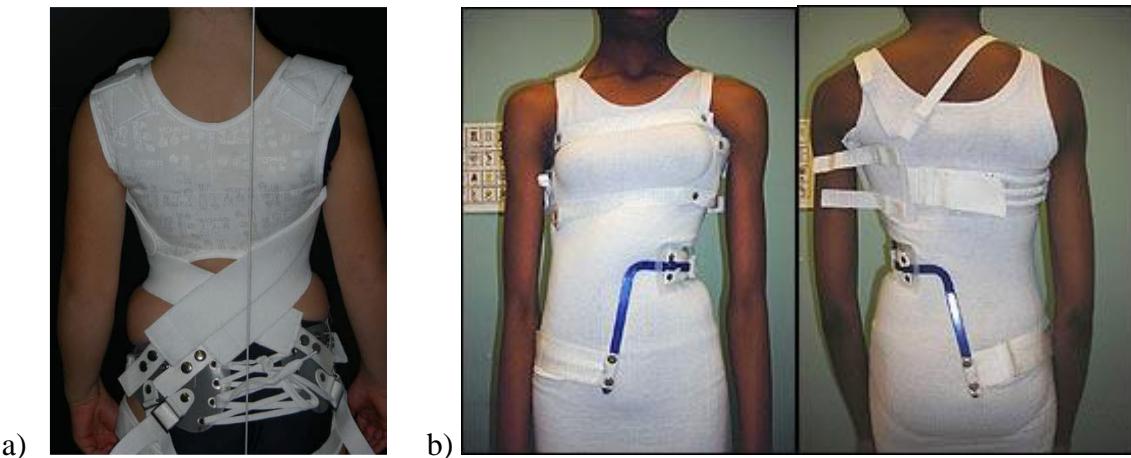


Figure 2.27: Les corsets souples

a) SpineCor (Coillard et al., 2010). b) TriaCII (Veldhuizen et al., 2002)

2.3.4 Autres traitements conservateurs

Des techniques de correction de la posture à l'aide d'exercices de physiothérapie ou kinésithérapie existent. Ces exercices ont pour objectifs d'améliorer la posture et la morphologie du rachis, de réduire la douleur et d'améliorer la qualité de vie. Ils visent de redresser le rachis par l'activation musculaire des patients. Plusieurs études montrent l'efficacité des exercices spécifiques à la scoliose sur la posture, la douleur, la diminution de prescription de corset et de chirurgie. Cependant, le niveau d'évidence demeure faible pour la majorité des études (Negrini et al., 2008; Lignes directrices de la SOSORT, 2012; Montecome et al., 2014; Otman et al., 2005).

2.3.5 Traitement chirurgical

La correction chirurgicale et la stabilisation du segment affecté de la colonne vertébrale est considéré pour le traitement de la scoliose adolescente supérieure à 45 °. L'opération peut être réalisée par une approche latérale, dorsale, ou approche combinée, en fonction du type de courbe scoliotique et de la préférence du chirurgien (Trobisch, 2010).

L'instrumentation de première génération s'est fait avec la tige de Harrington, un type de tige de distraction qui est appliquée sur le côté concave de la courbe. La courbure de la colonne vertébrale

est corrigée par la distraction, avec aplatissement simultanée indésirable du profil sagittal. La seconde génération se compose de systèmes à crochets et à tige segmentaires, qui permettent la correction en deux dimensions de la scoliose segmentaire au moyen d'ancrages (dans chaque corps vertébral) et une tige malléable. Des systèmes avec vis pédiculaires sont devenus populaires dans le milieu des années 1990. Par leur ancrage, les vis pédiculaires présentent l'avantage supplémentaire de fournir une correction de rotation, permettant ainsi une correction en trois dimensions.

Cette chirurgie est très invasive et de haut risque, et peut être compliquée par une atteinte du système nerveux ou perte sanguine importante (Trobisch, 2010).

2.4 Revue des techniques de modélisation biomécanique

2.4.1 Modélisation par éléments finis du tronc

Plusieurs types de modélisation, dont les plus pertinents relèvent de la technique par éléments finis, sont décrits dans la littérature afin d'étudier les déformations scoliotiques et leurs traitements. En effet, un modèle par éléments finis (MÉF), développé en 1995 par Desrimes et Aubin et amélioré par la suite, décrit bien le comportement du tronc des patients scoliotiques (Figure 2.28 a). Ce modèle comporte plusieurs types d'éléments permettant de représenter les différentes structures anatomiques du tronc :

- Les corps vertébraux (CV), les pédicules, les apophyses, les lames, les jonctions des centres des CV, les facettes articulaires, les côtes, les cartilages costaux et le sternum sont représentés par des éléments poutres.
- Les surfaces zygapophysaires et les liaisons entre les surfaces articulaires zygapophysaires de deux vertèbres consécutives sont modélisées par des éléments coques et des éléments de contact point surface.
- Les liaisons CV et costaux-transverses (CT) sont représentées par des poutres ou des éléments multilinéaires. Puis, les ligaments du rachis sont représentés par des poutres, des ressorts et des câbles.

Le modèle décrit comporte 1526 nœuds et 2947 éléments. Il prend compte des non-linéarités telles que les grands déplacements, grandes déformations, rigidités sous contraintes et contacts. Les propriétés mécaniques des composantes proviennent de la littérature (Roberts et Chen, 1970; Lavaste, Asselineau et al. 1990) et au travers d'expérimentations (Martin, 1990; Boudreault, 1994; Saint-Cyr, 1994). Ces propriétés ne sont pas personnalisées. La personnalisation de ces modèles requiert donc la mesure calibrée de la flexibilité de la colonne vertébrale des patients. Celle-ci peut être obtenue à l'aide de tests de flexibilité. Toutefois, la géométrie des éléments est dépendante de la géométrie du patient. Les matériaux sont considérés linéaires isotropes.

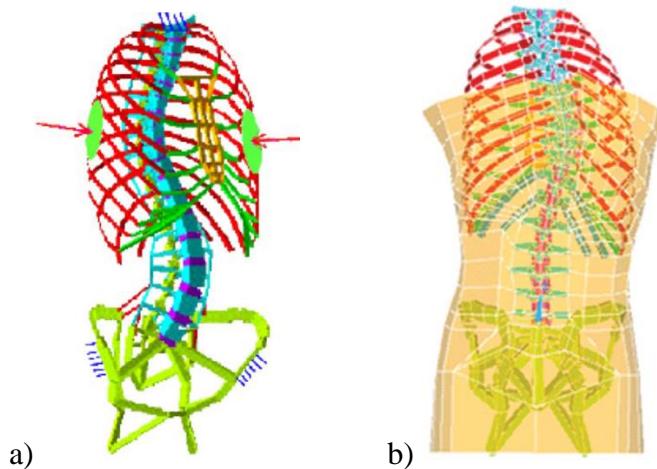


Figure 2.28: MÉF biomécanique du tronc

a) Avec une présentation schématique de deux appuis de corset (Périé, Aubin, 2004). b) MÉF amélioré du tronc de Clin (Clin, 2010)

Plusieurs améliorations ont été apportées à ce modèle. Périé a ajouté une représentation de l'abdomen par des éléments volumiques ayant des propriétés mécaniques issues de la littérature (Sundaram et Feng, 1977) pour combler le vide entre le rachis et la surface externe du tronc au niveau abdominal (Périé et al., 2002). Ensuite, Clin a ajouté la peau et les tissus mous à l'aide de la géométrie de la surface externe du tronc acquise par topographie de surface, ainsi que du recalage des géométries internes et externe (Clin, 2005). Les tissus mous (incluant l'abdomen) sont maintenant représentés par des poutres élastiques (Figure 2.28 b).

Des modèles numériques ont été utilisés pour analyser la biomécanique de la colonne vertébrale asymptomatique et scoliotique. Pour calculer les contraintes dans la colonne vertébrale scoliotique, les forces gravitationnelles sont généralement incluses dans les modèles et parfois une hypothèse

sur la contribution des muscles a été faite. Les forces de gravité ont été fréquemment appliquées sur la géométrie rachidienne acquise à partir des radiographies en position debout, et pendant que les forces de gravité déjà agissent sur le patient. Ensuite, la nouvelle géométrie ne correspond plus à la géométrie du patient réel.

En 2011, Clin a développé une nouvelle méthode pour intégrer les forces gravitationnelles dans le MÉF du tronc du patient scoliotique, tout en respectant la géométrie du patient en position debout (Figure 2.29). La précision de sa méthode est inférieure à 3 mm. Cette méthode a été intégrée dans le simulateur au cours d'une approche intégrée de conception de corsets TSLO assistée par CFAO (Desbiens-Blais, 2012).

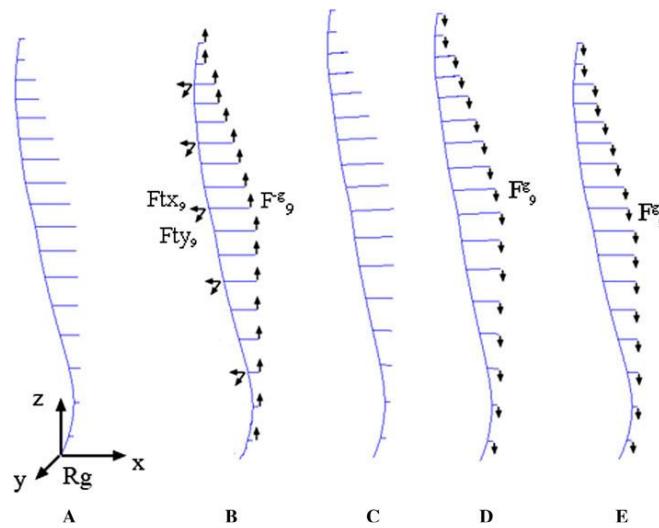


Figure 2.29: Représentation schématique de la colonne vertébrale et des centres de gravité des tranches du tronc dans le plan sagittal montrant les différentes étapes du processus de simulation

A) Géométrie initiale, B) Application des forces antigravitationnelles, C) Géométrie zéro-gravité, D) Application des forces gravitationnelles, E) géométrie finale (Clin, 2011)

2.4.2 Simulation numérique du traitement par corset

Différents modèles numériques ont été conçus afin d'améliorer l'efficacité des corsets et mieux comprendre la biomécanique des corsets (Wynarsky et Schultz, 1991; Aubin, Dansereau et Labelle, 1993; Périé et al., 2002; Aubin et al., 2007). Les premières études utilisaient l'application directe de forces sur un modèle éléments finis du tronc pour optimiser le traitement par corset. Wynarsky a présenté en 1991 un système pour optimiser les configurations des modèles de

structures squelettiques par la détermination de la correction biomécanique optimale d'une scoliose thoracique droite par le corset passif et les forces musculaires actives. Il a recherché les emplacements et les amplitudes des forces passives de corset, et les groupes de muscles du tronc et leurs amplitudes de contraction correspondante qui corrigent de façon optimale les déformations géométriques de la colonne vertébrale. Le modèle développé par Wynarski a permis de démontrer que le corset et les forces musculaires sont capables tous les deux de corriger de manière importante un modèle scoliotique thoracique. L'optimisation de Wynarsky s'est effectuée sur un modèle non-personnalisé représentant un seul type de scoliose. De plus, dans le plan sagittal, le processus d'optimisation cherchait seulement à maintenir les courbures de la colonne initiale.

Patwardhan (1996) a utilisé un MÉF qui considère que le rachis scoliotique est assimilé à une poutre en flambage (Patwardhan et al., 1996). Il a simulé la réponse de la courbe dans le plan frontal aux chargements externes correspondant au traitement par corset Milwaukee et TLSO. Il a trouvé que le traitement par corset augmentait la stabilité du rachis scoliotique, que les forces correctrices devaient se situer en dessous de l'apex des courbures et que plus la courbure était grande, plus il était difficile d'améliorer sa stabilité.

Aubin (1997) a recherché l'effet du couplage biomécanique entre la colonne vertébrale et la cage thoracique. Il a comparé les effets de la direction des forces appliquées par le corset sur une courbure thoracique droite. Il a trouvé qu'une force antérieure permet de réduire la gibbosité et la rotation axiale mais aggrave la déviation latérale des vertèbres et réduit la cyphose thoracique. La force latérale réduit la déviation latérale des vertèbres, ne modifie pas les courbures sagittales, mais aggrave la gibbosité et la rotation axiale. La force antéro-latérale combine l'effet des deux forces précédentes.

Gignac (2000) a utilisé un modèle éléments finis personnalisé du rachis et de la cage thoracique de 20 patients atteints de scolioses thoracique droite – lombaire gauche. Il a recherché la localisation et l'amplitude optimale des forces correctrices d'un corset pour chacun de ces patients. Même avec les forces optimales, la correction moyenne des courbures s'est avérée faible, de même que la correction des rotations vertébrales, de l'angle du plan de déformation maximale et de la gibbosité.

Périé (2004) a simulé l'application de forces nettes sur un MÉF du patient pour représenter l'action d'un corset personnalisé de type Boston (Périé, Aubin, Lacroix, Lafon et Labelle, 2003). Lors de l'acquisition avec corset, une matrice de pression placée entre le tronc du patient et son corset a

permis de localiser et de mesurer les forces appliquées sur le patient. L'effet immédiat du corset a alors été simulé en appliquant les forces calculées précédemment sur le modèle par éléments finis du tronc. La forme obtenue suite à la simulation a été comparable à la géométrie réelle du patient avec corset, avec une différence moyenne de 6 mm dans le plan frontal et de 8.8 mm dans le plan sagittal.

Clin a modifié cette approche pour représenter de façon plus réaliste l'action correctrice directe des corsets. Il a développé un MÉF paramétrique et personnalisé de corset (Clin, 2005; Clin et al., 2007; Clin et al., 2010). Le modèle du corset comprend une coque externe rigide, des courroies, un système d'amortissement en mousse et une ouverture. Clin et al. ont développé un simulateur de corset (BraceSim), afin de modéliser l'effet de l'installation du corset et du serrage des courroies sur le modèle de tronc décrit ci-haut. La simulation entraîne une déformation, qui donne une indication de l'effet correcteur immédiat en 3D du corset simulé sur les déformations scoliotiques. Les principaux indices cliniques (angles de Cobb, cyphose, lordose, etc.) peuvent être calculés à l'aide de simulations, ainsi que de tester l'efficacité du corset.

2.4.3 Optimisation du traitement par corset

Une fonction développée par Gignac et al. (2000) a été créée dans le but d'optimiser la méthode de correction 3D des corsets orthopédiques pour la scoliose (Gignac et al., 2000). Cette fonction d'optimisation implique l'utilisation de facteurs de pondération (entre 0 et 100%) à la correction dans le plan frontal, sagittal et transverse. Des éléments comme la distance entre les vertèbres thoraciques et lombaires et l'axe vertébral, la cyphose et la lordose, et la gibbosité sont compris dans chacune des sous-catégories et sont pondérés individuellement.

Clin et al. (2010) ont élaboré un plan d'expérience qui a permis de tester l'influence de 15 paramètres de conception de corset sur la correction en simulant 12,288 types de corsets des géométries génériques différentes sur trois patients virtuels. Les paramètres qui sont ressortis comme ayant le plus d'influence sur la correction étaient l'emplacement de l'ouverture du corset (postérieur ou antérieur), la tension des courroies, le côté de l'extension trochantérienne, l'appui de la lordose et la géométrie de la coque du corset (Clin et al., 2007).

Par la suite, Desbiens-Blais, Clin et al. (2012) ont apporté des modifications à la plateforme de simulation pour inclure le logiciel Rodin4D (© Groupe Lagarrigue, Toulouse, France) dans la

conception et la fabrication des corsets. Avec cette plateforme, ils ont fait varier plus de 20 paramètres de conception pour produire un design de corset amélioré qui pouvait être fabriqué et testé cliniquement. La nouvelle technique consiste à appliquer des déplacements directement sur la modélisation de la colonne scoliotique pour simuler une correction du rachis. Cette correction du rachis entraîne une modification de la surface externe du tronc, car le MEF utilisé permet la liaison de la géométrie interne avec la géométrie externe. La géométrie externe ainsi obtenue correspond à un moule pré-corrigé du tronc du patient et devient la forme brute optimisée du corset. Des modifications itératives pour finaliser le design peuvent alors être apportées sur la forme optimisée, comme l'application de découpes.

Une étude d'optimisation basée sur cette technique a été réalisée dans le but de déterminer la meilleure solution pour obtenir la meilleure correction possible d'une colonne vertébrale scoliotique (Dedbiens-Blais, 2012; Cobetto, 2014). Les différents sous-objectifs étaient de minimiser les angles de Cobb et d'ajouter des paramètres de confort comme le contrôle des valeurs de pressions appliquées et la limitation de l'aire de surface du corset. Une fonction d'optimisation fut créée et utilisée pour définir le meilleur design de corset qui permettrait l'optimisation de chaque paramètre.

2.4.4 Simulation du traitement par corset de nuit

En 2010, Clin a étendu l'application du simulateur du corset au corset de nuit. Puisque la géométrie initiale des patients est acquise lorsqu'ils étaient debout (sous gravité), une simulation a été nécessaire d'abord afin de calculer la transition de la position debout à la position couchée sur le dos. Des forces dirigées verticalement vers le haut ont été appliquées pour trouver la géométrie zéro-gravité. Un processus d'optimisation a été développé pour trouver la géométrie zéro-gravité qui conduit, lorsque les forces de gravité verticale sont réappliquées, à la géométrie réelle du patient en position debout. Les forces gravitationnelles ont ensuite été appliquées dans la direction antéro-postérieure pour trouver la géométrie du patient en décubitus dorsal.

Pour simuler l'inflexion latérale du corset de Charleston, Clin a appliqué un déplacement de 150 mm à T1. Un modèle géométrique de corset personnalisé suivant les principes du système de Charleston a été créé par-dessus le MÉF du tronc du patient déjà généré (Figure 2.30). C'était basé sur 10 courbes génératrices dont la forme a été déterminée par 24 paramètres géométriques calculés sur la surface externe du patient dans la position simulée de supination avec inflexion. Une surface

d'interpolation à partir des 10 courbes génératrices a été créée. Il était divisé en 170 sous-surfaces. Les ouvertures du corset ont été créées par la suppression de certaines sous-surfaces. Les sous-surfaces restantes ont ensuite été extrudées vers l'extérieur pour créer une représentation volumétrique de la couche de mousse du corset. Les coussins ont été créés par extrusion vers l'intérieur des sous-surfaces.

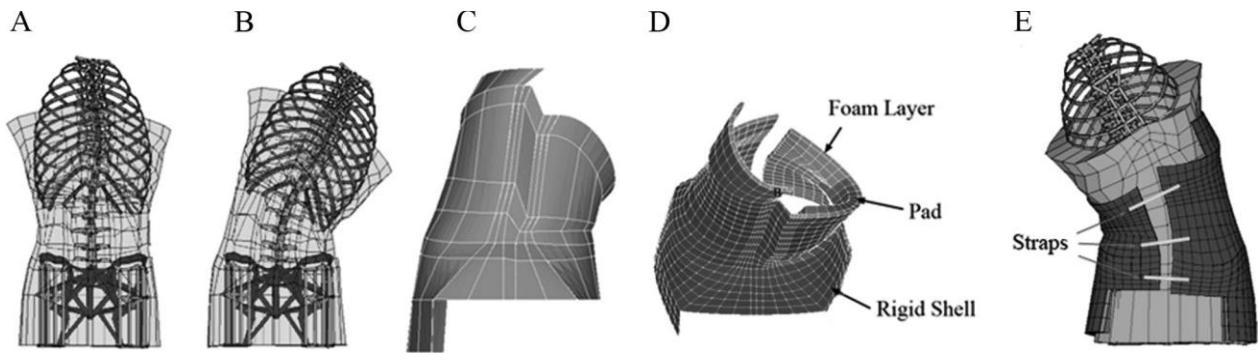


Figure 2.30: Simulation du corset de Charleston

A) MÉF du patient dans la position couchée sur le dos. B) MÉF dans la position couchée sur le dos en inflexion latérale. C) le modèle géométrique du corset. D) MÉF du corset. E) MÉF résultant (corset installé sur le patient) (Clin et al., 2010)

Clin a trouvé que la transition de la position debout à la position couchée a induit une correction de 38% de l'angle de Cobb thoracique et lombaire. Le passage de la position couchée directement à une position couchée avec inflexion latérale dans le corset a induit une réduction supplémentaire moyenne de 37% des principales courbes scoliotiques, mais a également augmenté la courbe secondaire de 25% en moyenne (Clin et al., 2010). Le corset inverse la charge de compression asymétrique dans la courbe scoliotique majeure, mais il aggrave la charge de compression asymétrique au niveau de la courbe compensatoire.

CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS DU PROJET

La revue des connaissances permet de dégager les éléments suivants :

- Aucun consensus n'existe sur le meilleur type de corset pour le traitement d'un patient scoliotique donné. Cependant, les corsets de nuit ont moins d'effets négatifs sur le fonctionnement psychosocial, le sommeil, la douleur et l'estime de soi du patient.
- Plusieurs types de corsets nocturnes existent. Le corset de Charleston utilise le principe d'hyper-correction par inflexion latérale dans le sens inverse de la courbe majeure. Son principe consiste à inverser la charge de compression asymétrique dans la courbe scoliotique majeure. Cependant, il aggrave la charge de compression asymétrique dans les courbes compensatoires.
- Le corset nocturne de Providence existe depuis plus de vingt ans, et il se base lors de sa conception sur un système de trois points d'appui appliqués par des traversins sur un cadre en position couchée. Pourtant, très peu de littérature existe sur ses résultats cliniques, et aucune étude biomécanique n'existe pour le corset de Providence.
- Un outil numérique de simulation de corset a été développé et validé pour prédire l'efficacité immédiate du corset de jour. Cet outil a été utilisé afin d'évaluer l'effet biomécanique du corset de nuit de Charleston. Cependant, cela n'a pas été validé avec une étude clinique.
- La modélisation du corset de Providence fournira une quantification des forces appliquées et les contraintes en résultant, ce qui permettra une meilleure compréhension des effets biomécaniques du corset.

En résumé, le modèle par éléments finis développé pourrait aider à étudier différents modèles de corset et d'améliorer l'efficacité du corset. La modélisation numérique nous donnera la capacité d'évaluer les effets biomécaniques du corset nocturne. L'analyse des simulations permettra d'étudier le rôle de différents éléments de la conception du corset nocturne afin de mieux comprendre son mode d'action.

Ces considérations mènent aux hypothèses de recherche suivantes qui seront évaluées dans le cadre de cette étude :

H1 : L'outil de simulation permettra de simuler de façon réaliste l'application du corset nocturne de Providence (une différence moyenne inférieure à 5 degrés entre les corrections simulée et réelle est attendue) pour le traitement de la scoliose idiopathique adolescente.

H2 : La position couchée aura un impact important dans le mécanisme de correction des corsets nocturnes (environ 40% de correction des courbes scoliotiques).

H3 : L'analyse des résultats cliniques et des simulations permettra d'évaluer les effets biomécaniques du corset de Providence, et de mieux comprendre ses principes d'action.

Afin de répondre à cette hypothèse, les objectifs de recherche suivants ont été précisés :

O1 : Exploiter un modèle par éléments finis personnalisé à la géométrie d'un patient scoliotique afin de simuler l'effet du corset de Providence.

O1.1 : Développer une approche par CFAO/Simulation pour évaluer le design et l'efficacité du corset de nuit de Providence.

O1.2 : Valider les outils numériques pour la simulation du corset de Providence par une étude clinique.

O2 : Analyser les résultats de l'étude clinique et les simulations afin de :

O2.1 : Identifier l'effet de la position couchée et son rôle dans la correction des courbes scoliotiques.

O2.2 : Démontrer les effets biomécaniques du corset de Providence afin de comprendre ses principes d'action.

La réalisation du projet est présentée au chapitre 4 par l'entremise d'un article scientifique. Il constitue le corps de ce mémoire et décrit la méthode proposée d'évaluation du corset de nuit.

CHAPITRE 4 DÉMARCHE DE L'ENSEMBLE DU TRAVAIL DE RECHERCHE

Ce chapitre décrit la méthodologie utilisée lors de la réalisation du projet de recherche. Cela comprend le recrutement des patients et l'acquisition des données, la reconstruction du modèle par éléments finis du tronc du patient et de son corset, et la simulation de la position couchée et de l'application du corset de Providence.

4.1 Numérisation et reconstruction 3D du MÉF du tronc et du corset

Lors de la première visite du patient à la clinique externe d'orthopédie au Centre Hospitalier Universitaire de Sainte-Justine, douze marqueurs métalliques superposés à des marqueurs colorés sont apposés sur des repères anatomiques sur la peau du patient. Ces marqueurs correspondent aux points suivants : L'apophyse postérieure de T7, la fourchette sternale, le processus xiphoïde, les acromions, les épines iliaques antérieures et postérieures, les crêtes iliaques et l'angle antérieur de la côte 10 (Figure 4.1). Ces marqueurs servent de repères lors du recalage des géométries interne et externe.

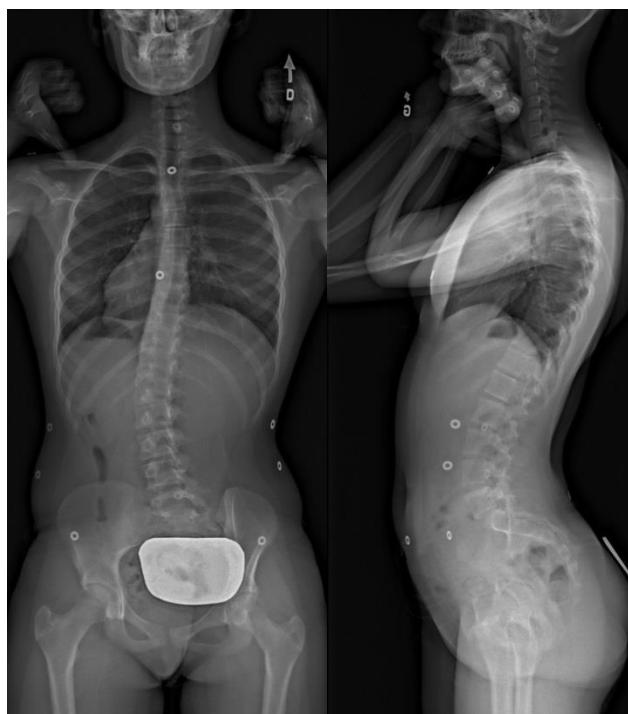


Figure 4.1: Radiographies acquises à l'aide du système de radiographie digitale à dose basse EOS montrant les marqueurs radio-opaques

Une acquisition de la topographie de surface est effectuée avec l'aide du système InSpeck 3D Capturor (3-dimensional Capturor, Creaform Inc., Lévis, Canada) (Pazos, Chériet et al. 2007)

Quatre caméras CCD possédant chacune un projecteur de franges de lumière blanche projettent des patrons consécutifs de franges de lumière blanche sur le patient (Figure 4.2C). Une acquisition photographique supplémentaire permet d'enregistrer la texture de la surface du tronc sur laquelle sont posés les petits autocollants servant de marqueurs de position. Un logiciel dédié (InSpeck EM) permet la reconstruction et l'assemblage des surfaces, permettant de former un modèle 3D personnalisé du tronc du patient (Figure 4.2D).

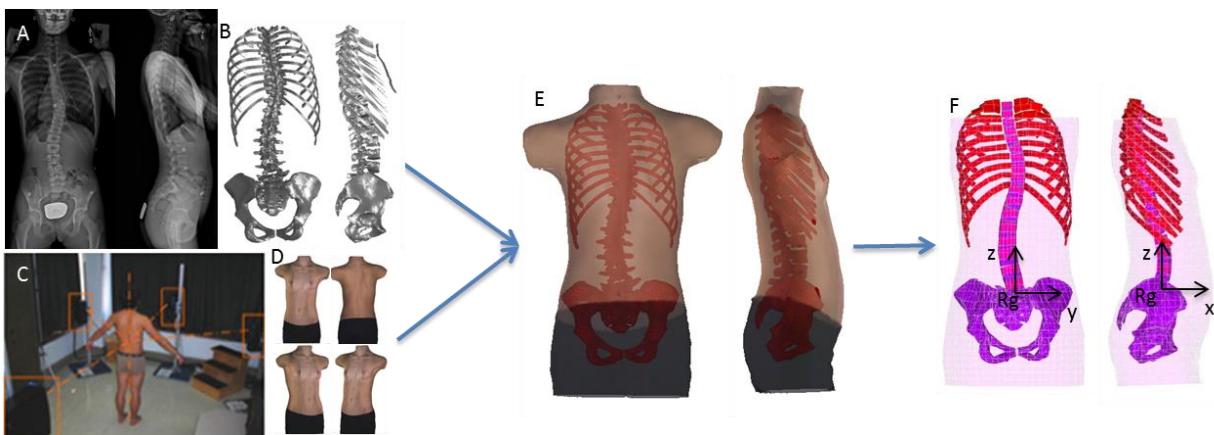


Figure 4.2: Reconstruction du MÉF du tronc du patient

A) Acquisition de la géométrie interne par radiographies biplanaires. B) Reconstruction de la géométrie interne. C) Système d'acquisition InSpeck du CHU Sainte-Justine. D) Technique de reconstruction 3D de la surface externe du tronc. E) Recalage du squelette avec la reconstruction 3D de la surface externe du tronc. F) Superposition des deux géométries

Ensuite, des radiographies biplanaires orthogonales (postéro-antérieur PA et latérale LAT) simultanées sont acquises avec le système digital à dose basse (EOS, EOS imaging, France) (Figure 4.2A). Un algorithme d'interpolation est utilisé pour générer un modèle 3D de la géométrie interne (bassin, colonne vertébrale et cage thoracique) en se basant sur des points de référence anatomique (Figure 4.2B). La précision de cette méthode est de 1 mm pour la colonne et le bassin et de 1.9 mm pour la cage thoracique (Bertrand, Laporte, Parent, Skalli, et Mitton, 2008; Humbert, De Guise, Aubert, Godbout, et Skall, 2009). Avec l'aide des marqueurs, un algorithme de point-par-point des moindres carrés est utilisé pour enregistrer les géométries interne et externe. Basé sur la géométrie obtenue de cet enregistrement, un modèle par éléments finis (MÉF) personnalisé du tronc du patient

est créé en utilisant le logiciel Ansys 14.5 finite element package (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) et des méthodes validées précédemment (Clin et al. 2010) (Figure 4.2E-F). Ce modèle inclut les vertèbres thoraciques et lombaires, les disques intervertébraux, les côtes, le sternum, les cartilages costaux et la paroi abdominale, qui sont présentés avec des éléments poutres élastiques 3D. Les articulations zygapophyseales sont modelées par une coque et des éléments de contact surface-à-surface. Les ligaments intervertébraux et intercostaux ont été modelés par des éléments de ressort de tension seulement et les tissus mous externes par des éléments de coque quadrilatéraux. Les propriétés mécaniques sont tirés de la littérature (Aubin et al., 1996; Howard, Wright et Hedden, 1998; Périé et al., 2004; Kadoury, Chériet, Dansereau, et Labelle, 2007; Clin et al., 2010).

Quand le patient revient quelques semaines plus tard pour la livraison de son corset, la surface interne du corset est scannée avec un scanner à rayon laser (FastSCAN, Polhemus, Colchester, VT, USA) (Figure 4.3A), et le logiciel l'accompagnant est utilisé pour créer un nuage de points (Figure 4.3B). Le logiciel Rodin4D permet d'apporter des modifications à la forme obtenue à l'aide d'outils virtuels. Parmi ces outils, des fonctions servent à ajouter/enlever du matériel du corset, appliquer des déformations de flexion ou de torsion, et agrandir/diminuer la forme du corset. Ensuite, cette forme est transformée en MÉF (Figure 4.3C).

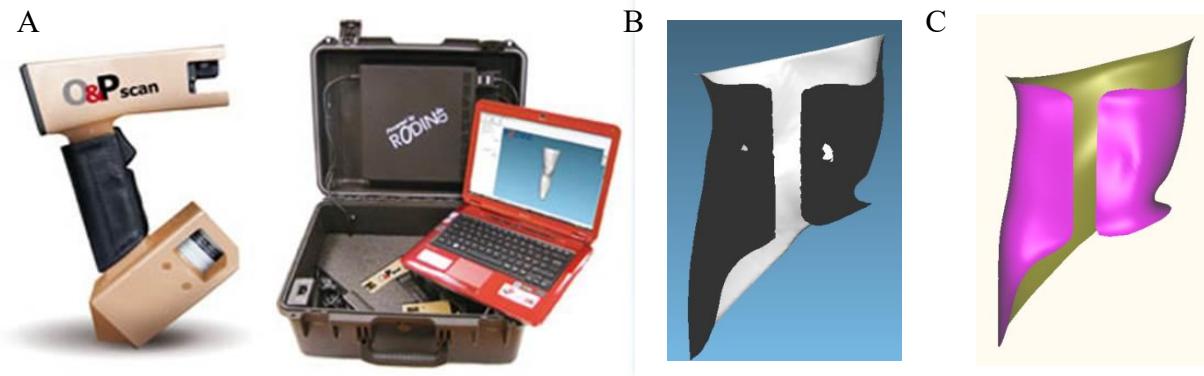


Figure 4.3: Numérisation du corset

A) Pistolet de scanner et le logiciel de post-traitement. B) Nuage de points créé par le scan. C) MÉF du corset

4.2 Mesure des pressions

Les pressions cutanées appliquées par le corset sur le tronc du patient peuvent être mesurées cliniquement avec plusieurs techniques. L'une des techniques les plus courantes est l'utilisation de capteurs piézo-électriques positionnés sur une matrice rigide ou flexible. Une matrice de pression a été développée dans les laboratoires de Polytechnique de Montréal et du CHU Sainte-Justine afin de mesurer les pressions dans un corset. Cette matrice a une forme biconique, ce qui lui permet de bien s'adapter à la forme du tronc du patient (Figure 4.4**Error! Reference source not found.**). La matrice comprend 192 capteurs de pression montés sur un tissu flexible, et mesure 110 cm par 80 cm et 1 mm d'épaisseur. Chaque capteur peut mesurer jusqu'à 200 mmHg de pression avec une précision de ± 5 mmHg (Mac-Thiong et al., 2004). Le système d'acquisition (FSA 4.1) fourni par le manufacturier de la matrice (Force Sensing Array, Verg, Winnipeg, Canada) est un logiciel qui permet de visualiser et d'enregistrer la distribution des pressions en 2D et 3D. À part de l'inconfort temporaire lors du serrage des courroies du corset par-dessus la matrice, l'utilisation de cette matrice ne présente aucun danger.

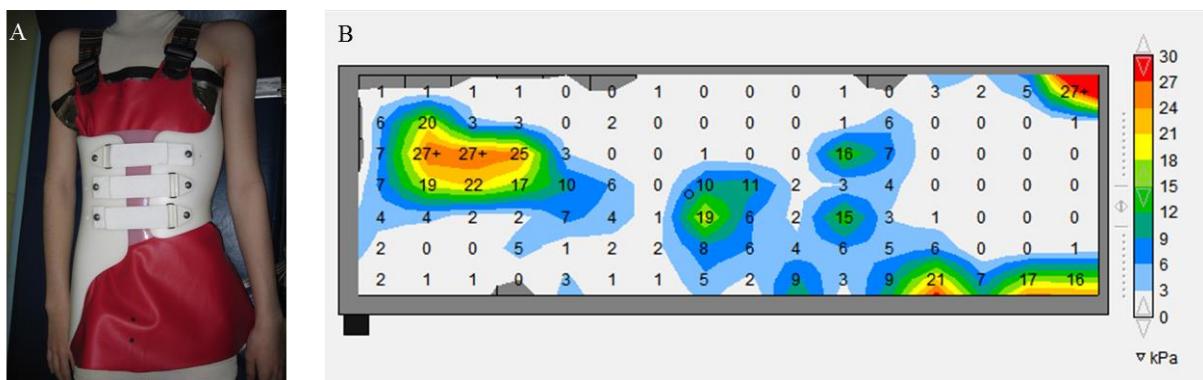


Figure 4.4: Mesure des pressions cutanées

A) Matrice de pression utilisée au CHU Ste-Justine avec le corset de Providence par-dessus. B)

Visualisation de la mesure des pressions avec le logiciel FSA 4.1

4.3 Simulation de l'application du corset

Entre 2005 et 2010, un MEF paramétrique et personnalisé de corset a été développé sur le logiciel Ansys (©Ansys inc., Canonsburg, États-Unis) (Clin et al, 2005; Clin, et al., 2007; Clin, et al., 2010) à laquelle sont fixées des courroies en avant. Ce modèle se compose d'une coque rigide externe modelée par des éléments élastiques linéaires quadrilatéraux avec les propriétés mécaniques de

polyéthylène ($E=1500$ MPa, $\nu=0.3$) (Katz, Richards, Browne, et Herring, 1997; Kadoury et al., 2007), avec une couche interne de mousse en polyéthylène modelée par des éléments hexaédriques à 8-éléments ($E=1$ MPa, $\nu=0.3$) (Périé et al., 2004) (Sanders, Greve, Mitchell, et Zachariah, 1998). Les matériaux ont été modelés comme élastiques isotropes.

L'installation du corset se fait en 3 étapes. D'abord, le MÉF du corset est ouvert à l'avant en appliquant des forces à des nœuds près de l'ouverture du corset, et le corset est positionné autour du MÉF du tronc du patient. Ensuite, les forces d'ouverture sont lâchées et le MÉF du corset est refermé sur le MÉF du tronc du patient grâce aux propriétés élastiques intégrées dans le corset, et les deux MÉFs sont déformés jusqu'à ce qu'ils atteignent un état d'équilibre. Finalement, 2-3 couples de forces colinéaires de 20-60N qui représentent la tension des courroies sont appliquées aux nœuds qui correspondent aux points d'attachement des courroies (Mac-Thiong et al., 2004). Durant la dernière étape, T1 est permise de translater dans le plan transverse, et le bassin est fixé dans l'espace. Une interface de contact surface-à-surface avec un facteur de friction ($\mu = 0.6$) (Zhang et Mak, 1999) et créée entre la surface interne du corset et la surface externe du MÉF du tronc. Suite à la simulation de l'installation du corset, le MEF du tronc se déforme. Cette déformation donne une indication de l'effet correcteur immédiat en 3D du corset simulé sur le tronc et les déformations scoliotiques. La méthode de simulation est précise à environ $\pm 5^\circ$ de l'angle Cobb prédit par le simulateur de corset en comparaison avec l'angle de Cobb obtenu en clinique (Desbiens-Blais et al., 2012). Au cours du travail sur ce projet, le modèle de simulation a été modifié en ajoutant un plan parallèle au plan coronal du patient afin de représenter le lit sur lequel se couche le patient, et une interface de contact a été créée entre le corset et le lit pour empêcher le glissement du corset. Ensuite, des forces antéro-postérieures ont été appliquées sur l'ensemble du MÉF pour représenter les forces de gravité contre une surface horizontale rigide, afin de trouver la géométrie du patient dans la position couchée (Figure 4.5).

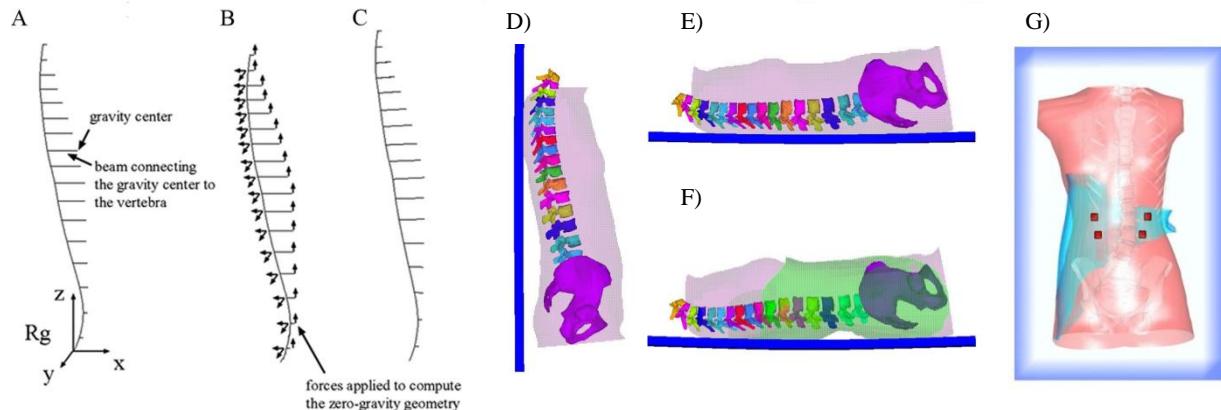


Figure 4.5: Simulation de la position couchée

A) Géométrie initiale de la colonne en position debout. B) Calcul de la géométrie zéro-gravité. C) Géométrie zéro-gravité. D) Vue latérale du patient couché sur le lit. E) Patient couché sur le lit, après l'application des forces antéro-postérieures. F) Patient couché sur le lit avec corset. G) Vue frontale du patient couché sur le lit avec corset

4.4 Analyse des résultats de simulation

À la fin des simulations, les indices cliniques (angles de Cobb thoracique et lombaire (Figure 4.6), la rotation des vertèbres apicales, la gibbosité, déjettement) ainsi que des mesures dynamiques (pressions cutanées (Figure 4.7), moments d'inflexion (Figure 4.8), forces de réaction à T1, contraintes sur les plateaux vertébraux) sont calculés pour la position couchée et le corset simulé, puis comparés aux valeurs initiales correspondantes en position debout avant l'application du corset.

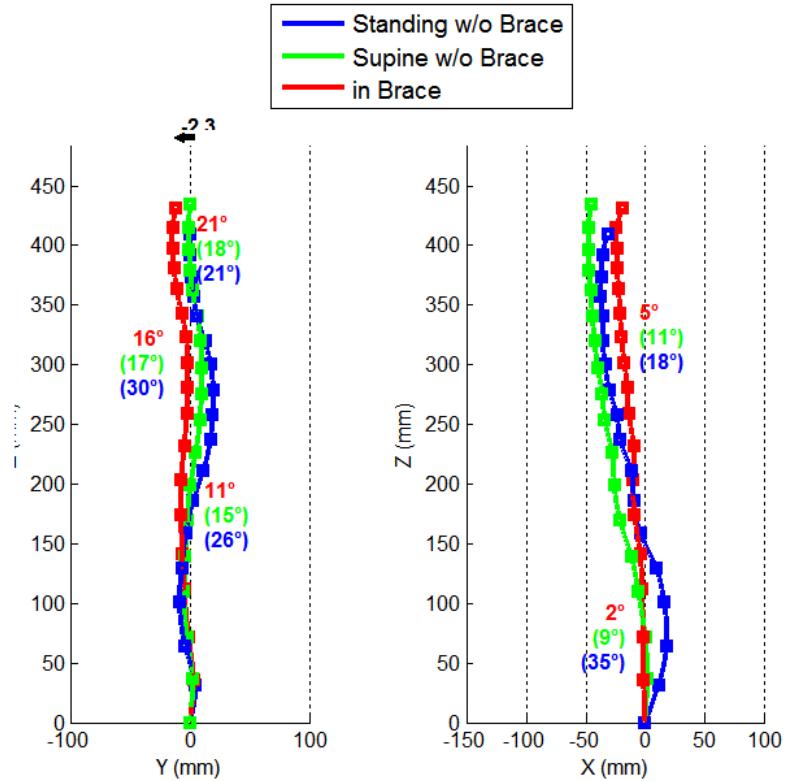


Figure 4.6: Résultat de la simulation de la correction des courbes dans BraceSim dans les plans frontal (à gauche) et sagittal (à droite). Bleu: courbe initiale. Vert: courbe après simulation de la position couchée. Rouge: courbe après simulation du corset de providence

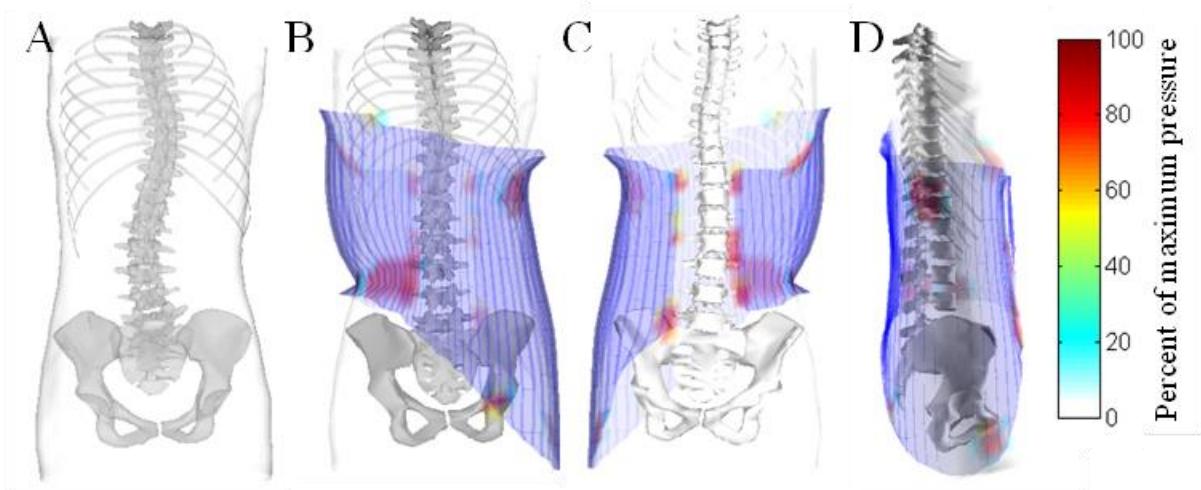


Figure 4.7: Simulation de l'application du corset. A) Vue postérieure de patient debout sans corset. B) Vue postérieure de patient en décubitus dorsal dans le corset. C) Vue antérieure du patient en décubitus dorsal dans le corset. D) Vue latérale droite du patient dans le corset

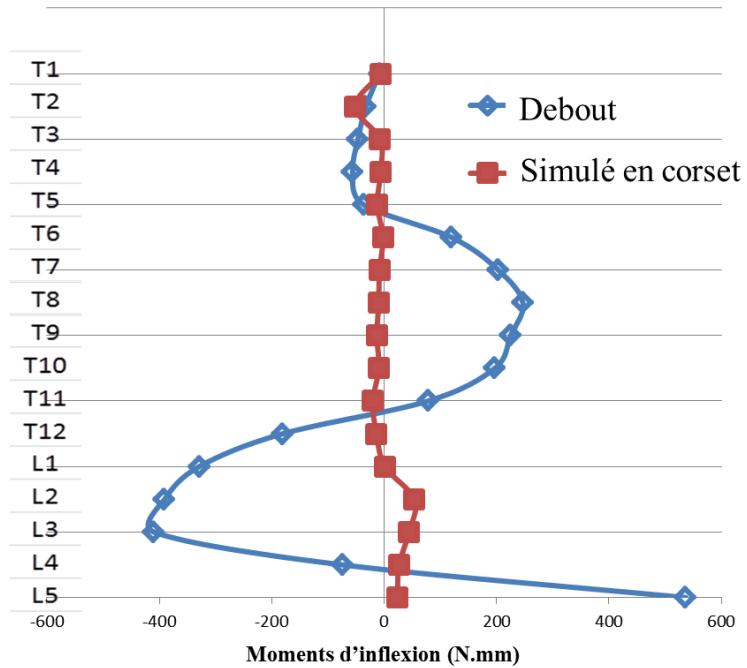


Figure 4.8: Visualisation de la simulation des moments lors l'application du corset

CHAPITRE 5 ARTICLE I : BIOMECHANICAL ASSESSMENT OF PROVIDENCE NIGHTTIME BRACE FOR THE TREATMENT OF ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS

Cet article est intitulé : «Biomechanical Assessment of Providence Nighttime Brace for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis», et a été soumis pour publication à la revue «*Spine Deformity*» le 27 mars 2015. Le premier auteur a contribué à environ 75% à la préparation de l'article.

ÉVALUATION BIOMÉCANIQUE DU CORSET NOCTURNE DE PROVIDENCE POUR LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENT

Amjad Sattout, MD ^{1,2}, Julien Clin, PhD ^{1,2}, Nikita Cobetto, B.Eng. M.A.Sc ^{1,2}, Hubert Labelle, MD ², Carl-Eric Aubin, PhD, P.Eng. ^{1,2}

1. École Polytechnique de Montréal
Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Station “Centre-ville”
Montreal (Quebec), H3C 3A7, CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center
3175, Cote Sainte-Catherine Road
Montreal (Quebec), H3T 1C5, CANADA

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng., Full Professor
Polytechnique Excellence Research Chair in Orthopedic Engineering

NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics
École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Station “Centre-ville”, Montreal (Quebec), H3C 3A7 CANADA
E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca
Phone: +1 (514) 340-4711 ext2836; Fax: +1 (514) 340-5867

Author disclosures:

This project was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Grant number RGPIN239148-11) and the Canadian Institutes of Health Research (Grant number 259812).

Funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) and the Canadian Institutes of Health Research (CIHR).

5.1 Abstract

Study design: Biomechanical study of the Providence brace for the treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS).

Objectives: To model and assess the effectiveness of Providence nighttime brace.

Summary of Background Data: Providence nighttime brace is an alternative to traditional daytime thoracolumbosacral orthosis for the treatment of moderate scoliotic deformities. It applies 3-point pressure to reduce scoliotic curves. The biomechanics of the supine position and Providence brace is still poorly understood.

Methods: Eighteen patients with AIS were recruited at our institution. For each patient, a personalized finite element model (FEM) of the trunk was created. The spine, rib cage and pelvis geometry was acquired using simultaneous biplanar low-dose radiographs (EOS). The trunk surface was acquired using a 3-dimensional surface topography scanner. The interior surface of each patient's Providence brace was digitized and used to generate a FEM of the brace. Pressures at the brace/skin interface were measured using pressure sensors and the average pressure distribution was computed. The standing to supine transition and brace installation were computationally simulated.

Results: Simulated standing to supine position induced an average curve correction of 45% and 48% for thoracic and lumbar curves, while adding the brace resulted in an average correction of 62% and 64% (vs. real in-brace correction of 65% and 70%). Simulated pressures had the same distribution as measured ones. Average in-brace simulated bending moments acting on the apical end plates were reduced to 11.6% of their standing values and in the opposite direction.

Conclusions: The supine position is responsible for the major part of coronal curve correction, while the brace itself plays a complementary role. Bending moments induced by the brace generated a rebalancing of pressure on the growth plates, which could help reducing the asymmetric growth of the vertebrae according to Hueter-Volkmann principle.

Level of Evidence: Level II

Key words: Scoliosis; Nighttime brace; Providence Brace; Finite element modeling; Biomechanics

5.2 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex three-dimensional (3D) deformity of the spine and rib cage. For small and moderate curves (Cobb angle 20 to 45°) with apex below the eighth thoracic vertebra (T8), conservative treatment by thoraco-lumbo-sacral orthoses (TLSOs) is the most common treatment to halt the curve progression until the end of skeletal growth. Bracing significantly decreases the progression of high-risk curves to surgery proportionally with longer hours of brace wear [1], and the risk for curve progression and surgery are reduced in patients with good brace compliance [2, 3]. In order to effectively stop scoliotic curve progression, a day-time brace has to be worn more than twelve hours per day [1, 4]. Compliance with full-time brace wearing is problematic. Patients wear their braces on average 46% of the time they were instructed to [4]. To overcome this longstanding problem, nighttime braces were developed. Nighttime bracing has less negative effect on psychosocial functioning, sleep disturbance, back pain, body image, and back flexibility [5]. In cases where different braces are equally effective, the recommended treatment would be the brace with the least impact on the quality of life [5].

There are different existing nighttime braces. Amongst them, the Charleston nighttime brace, introduced in 1978 by Price et al. relies on the principle of side bending to overcorrect the major scoliotic curve [6], and reduced brace wear to a minimum of 8 hours per night during sleep. Providence nighttime brace, introduced by d'Amato et al in 1992, is based on direct lateral and rotational forces applied at the apex of curves through 3-point pressure system [7]. A CAD/CAM model is made based on the readings of the measurement board [8]. Published clinical studies reported an average initial in-brace correction of 94% for thoracic curves, 111% for thoracolumbar curves, 103% for lumbar curves, and 90% and 91% for double curves, respectively [7, 9-11]. Often, overcorrection is observed on supine in-brace radiographs [7]. Overall success rate (curve progression $\leq 5^\circ$ after minimum follow-up of 2 years beyond the cessation of brace wear) is 50-75% [7, 11]. The recumbent position is also known to reduce the scoliotic curves, in particular during instrumentation surgeries [12, 13].

Finite element models (FEM) were developed to study brace biomechanics and improve the design of braces [14-17]. TLSOs are now simulated with a realistic representation of the contact interface between the patient's trunk and brace [18-20]. Using such approach, it was possible to quantify Charleston brace's biomechanical effects, such as the inversion of asymmetrical compressive

loading in the major scoliotic curve, and the worsening of compressive loading in the compensatory curves [21]. The finite element modeling of daytime braces was also extensively done to assess the biomechanics of braces [17, 22] and improve their design [20, 23], as well as to study the effect of recumbent positioning [24]. In a recent ongoing randomized clinical trial, preliminary results of 40 patients showed that a novel design scheme combining CAD/CAM and 3D FEM simulation allowed the fabrication of more efficient and lighter braces compared to the use of CAD/CAM only [25].

Although Providence brace has been available for more than 20 years, the biomechanics of this treatment as well as the specific effects of brace design parameters and of the recumbent position are still not well described. The CAD/CAM model is chosen from a brace data bank based on mold inventory [8], then subjected to derotation of the thoracic section. The impact of brace design and adjustments on outcomes are not well understood, as no evaluation method is used prior to brace fabrication. The objective of this study was therefore to biomechanically model and assess the Providence nighttime brace for the treatment of AIS in order to better understand its mode of action.

5.3 Methods

Patient data

Inclusion criteria were diagnosis of AIS by the treating orthopedic surgeon, age 10-16 years at time of Providence brace prescription, thoracic and/or lumbar curve Cobb angle 20-45°, first time or renewal brace. Exclusion criteria were non-idiopathic scoliosis and previous spine surgery.

Eighteen patients with AIS were recruited from our outpatient clinic with the approval of our hospital ethical committee. Among the patients, there were 16 girls and 2 boys. Eight patients had single thoracolumbar/lumbar curves (P1-P8), one patient had a single thoracic curve (P9), and nine patients had double curves (P10-P18). The average Cobb angle was 26.1° (12-40°) and 28.8° (14-42°) for thoracic and lumbar curves, respectively. Average chronological age of the patients was 12.8 years (10-16 years), and average Risser sign was 2.0±1.5.

Patient and Brace Finite Element Models

For each case, the internal osseous anatomy (spine, rib cage and pelvis) was reconstructed in 3D using a simultaneous biplanar low-dose system (EOS imaging SA, Paris, France) [26, 27]. The accuracy of this technique is 1.0 mm for the spine and pelvis and 1.9 mm for the rib cage [26, 27].

A free-form interpolation technique was used to generate a detailed 3D model of the spine, pelvis and rib cage based on anatomical reference points. The external geometry (skin surface) of the trunk was acquired using a 3D surface topography technique (3-dimensional Capturor; Creaform Inc., Lévis, Canada) [28]. Internal and external geometries were registered by applying a point-to-point least square algorithm to twelve radiopaque markers attached to anatomical landmarks on the patient's torso [29].

A personalized finite element model (FEM) of each patient's trunk was then created using ANSYS 14.5 software package (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) by methods previously validated [21]. This model includes the thoracic and lumbar vertebrae, intervertebral discs, ribs, sternum, costal cartilages, abdominal cavity, and pelvis, which were represented by 3D elastic beam elements. The zygapophyseal joints were modeled by shells and contact elements, the vertebral and intercostal ligaments by tension-only spring elements, and the external soft tissues by quadrilateral shell elements. Mechanical properties were taken from experimental and published data [16, 17, 22, 30].

The center of gravity of the trunk slices corresponding to each vertebra was derived from the literature [31-34] and scaled according to patient's size and assumed to follow the scoliotic curve in the coronal plane. The magnitude of the gravitational forces associated with each slide was scaled to the patient's specific weight based on published values [31, 34].

The interior surface of each patient's brace was digitized using a laser beam scanner (FastSCAN, Polhemus, Colchester, VT, USA). The acquired geometry was post-processed using a CAD/CAM software (Rodin4D, Bordeaux, France) and the FEM of the brace was then generated. The brace external polyethylene shell was modeled by 4-node quadrilateral shell elements with linear elastic properties ($E = 1500$ MPa, $\nu = 0.3$) [16, 35]. A surface-to-surface contact interface taking friction into account (friction coefficient of 0.6) [38] was created between the brace and trunk models.

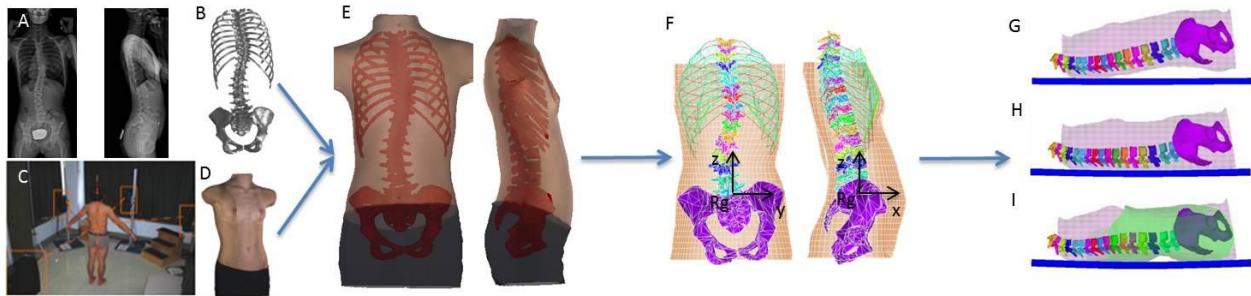


Figure 5.1: Building patient's finite element model

(A) Acquisition of the osseous geometry using biplanar radiographs. (B) 3D Reconstruction of the internal osseous geometry. (C) Acquisition of patient's external geometry using surface topography. (D) 3D reconstruction of external surface geometry. (E) Combining internal and external geometries. (F) Finite element model (Rg: Global coordinate system) (ligaments not shown for clarity). (G) Initial supine configuration (without gravity) (rib cage and ligaments not shown for clarity). (H) Simulated gravity, supine on the bed (rib cage and ligaments not shown for clarity). (I) Supine in-brace (green) patient (rib cage and ligaments not shown for clarity).

Supine Position Simulation

Because the radiographs were acquired in the standing position, a simulation was necessary to compute the transition from standing to supine position. The technique was described in detail in previous works [21, 36] and is here summarized.

The global forces and moments acting on the vertebral endplates and the axial compressive stresses in the spine were in a local coordinate system for each vertebra (z-axis in the upward direction (axial), x-axis in the anterior direction, and y-axis to the left of the patient (Figure 5.1F). Upward-directed vertical forces were applied to find the zero-gravity geometry. During this step, the pelvis was fixed in space, and the translation of the first thoracic vertebra was blocked in the transverse plane. The bed surface was modeled parallel to the coronal plane, and contact interfaces with frictional forces were created between the trunk and bed models (Figure 5.1G-I). Posteriorly directed forces representing gravitational forces were applied to the corresponding centers of gravity's nodes to find the geometry of the patient in the supine position (Figure 5.1H). During this step, the pelvis was free to rotate around the y-axis. The only boundary condition applied was the blocked translations of T1 and S1 along the y-axis. It was the contact interface with the bed model that constrained the trunk along the x-axis.

Simulation of the Brace Installation

The brace installation on the patient was simulated in 2 steps. The brace was first opened by applying displacements on 4 nodes located in its anterior part and was positioned on the patient. Then, 2 or 3 sets of collinear forces of 60 N representing the existing thoracic, lumbar and pelvic straps were applied on the nodes corresponding to the strap fixations on the anterior part of the brace [37].

During the whole process, the contact interface between the trunk and the brace models as well as the contact interface between the brace and the bed models constrained the entire model in the postero-anterior x-axis direction. In addition, the pelvis translation was blocked in the y- and z-axis directions while T1 was free to move along the y and z directions.

Once the simulation was completed, several indices were computed: Cobb angles, kyphosis and lordosis, apical vertebral axial rotation, bending moments at each vertebral level, and the pressures generated by the brace on the patient's trunk.

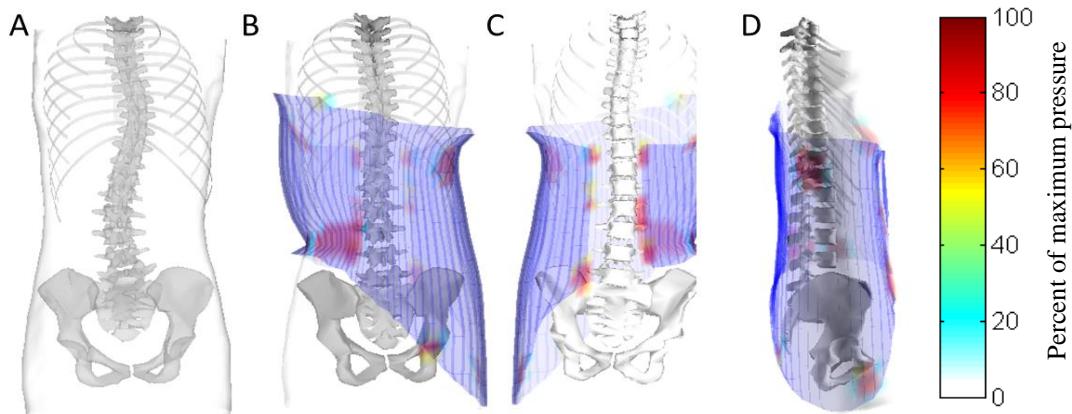


Figure 5.2: Simulation of the brace worn by the patient (bed not shown)

(A) Posterior view of standing FEM without brace. (B, C, D) Posterior, anterior and lateral views of supine FEM in brace. The color code represents the relative pressure with respect to the maximum pressure.

Cutaneous pressures measurement

For the last eleven recruited patients, pressures at the interface between the Providence brace and the skin were measured for verification purposes using a pressure mapping system consisting of a dual pressure mattress of 16x7 and 16x5 sensors (Vista Medical, Winnipeg, Canada). The sensors

have a registration limit of 26.7 kPa (200 mmHg) and an accuracy of ± 5 mmHg (0.7 kPa). The pressures were registered during 30 seconds and the average pressure distribution was computed for each zone corresponding to the corrective bolsters on the measurement board (Figure 5.3).

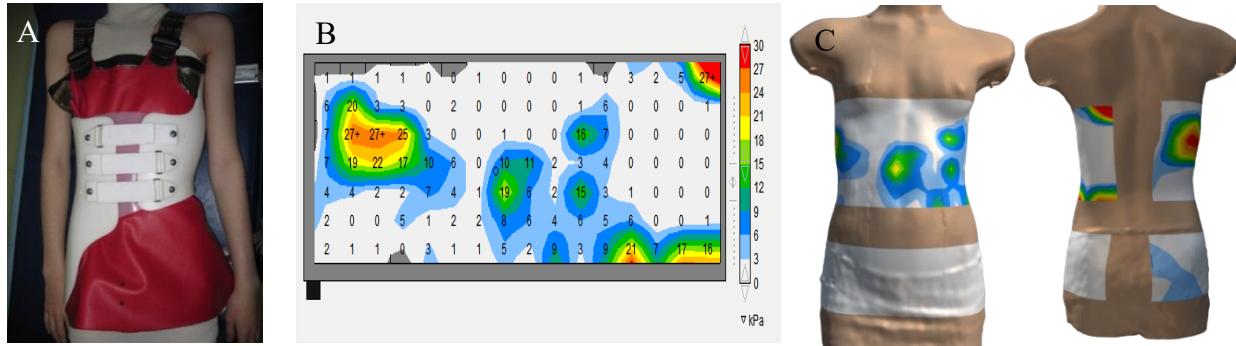


Figure 5.3: Brace pressure measurement

(A) Pressure mat (in red) wrapped around the patient's torso under the brace. (B) Graphical representation of measured pressures using FSA 4.1 software (VERG, Winnipeg, Canada) (unwrapped pressure mat). (C) Graphical visualization (reconstruction) of patient's torso with pressure mat in place (anterior and posterior views).

5.4 Results

Curve correction simulation

Average Cobb angle in standing position was 26.1° and 28.8° for thoracic and lumbar curves, respectively. Mean curve correction in Providence brace as measured on supine in-brace X-ray was 65% and 70% of the initial thoracic and lumbar curves, respectively. The simulated average curve correction induced by the transition from standing to supine position was 45% and 48% for thoracic and lumbar curves. After the simulation of brace installation, average correction was 60% for thoracic curves and 64% for thoracolumbar/lumbar curves. The mean angular difference between the simulated and real in-brace Cobb angles was 2.6° and 4.6° for thoracic and lumbar curves, respectively.

Simulated correction of apical vertebral rotation was inconsistent between patients, with an overall average correction of less than 2° . Simulated transition from standing to supine position reduced kyphosis and lordosis by an average of 42%, while simulated brace application resulted in a total average reduction of kyphosis and lordosis by 75%.

Table 5.1: Demographic data and Cobb angle comparison between out of brace initial-standing (Ini), supine Providence-in-brace (Pro), simulated- supine out of brace (Sup) and simulated in-brace supine (Sim) for each case.

			Thoracic Cobb Angle (°)				Lumbar Cobb Angle (°)			
Pt	Age (y)	Risser	Ini	Pro	Sup	Sim	Ini	Pro	Sup	Sim
P01	15	4	-	-	-	-	20	1	14	11
P02	14	1	-	-	-	-	24	-9	8	-5
P03	11	0	-	-	-	-	23	10	15	15
P04	10	0	-	-	-	-	29	7	15	5
P05	12	1	12	1	5	3	28	9	15	12
P06	13	0	13	6	8	6	28	6	15	10
P07	12	0	14	-15	6	-7	20	-12	11	-8
P08	14	4	19	7	10	10	29	6	16	12
P09	13	2	25	8	16	14	14	7	5	8
P10	14	4	35	10	20	16	37	11	17	14
P11	12	3	26	10	13	8	33	22	18	16
P12	14	2	26	16	17	13	35	19	20	23
P13	13	3	34	13	15	9	29	6	16	13
P14	11	2	23	8	9	7	30	21	12	9
P15	16	4	40	23	23	19	33	17	16	14
P16	12	1	30	17	18	17	26	13	15	12
P17	14	4	38	16	23	18	42	14	23	12
P18	11	1	30	9	17	15	38	10	20	16
Mean	12.8	2.0	26.1	7.5	11.4	8.3	28.8	8.8	15.1	10.5
SD	1.5	1.5	8.8	8.6	5.7	6.8	6.8	8.8	4.1	7.1

^a Negative sign means inversion of curve to the opposite side. ^b Thoracic Cobb angle $< 10^\circ$ are not registered.

Model verification using torso pressures

Measurement of pressures revealed two major pressure zones: thoracic (lateral) and opposing lumbar (postero-lateral). These pressure zones corresponded to skin areas pressured by the corrective bolsters. Simulated brace pressures were in the same regions as experimentally measured pressures (Figure 5.4).

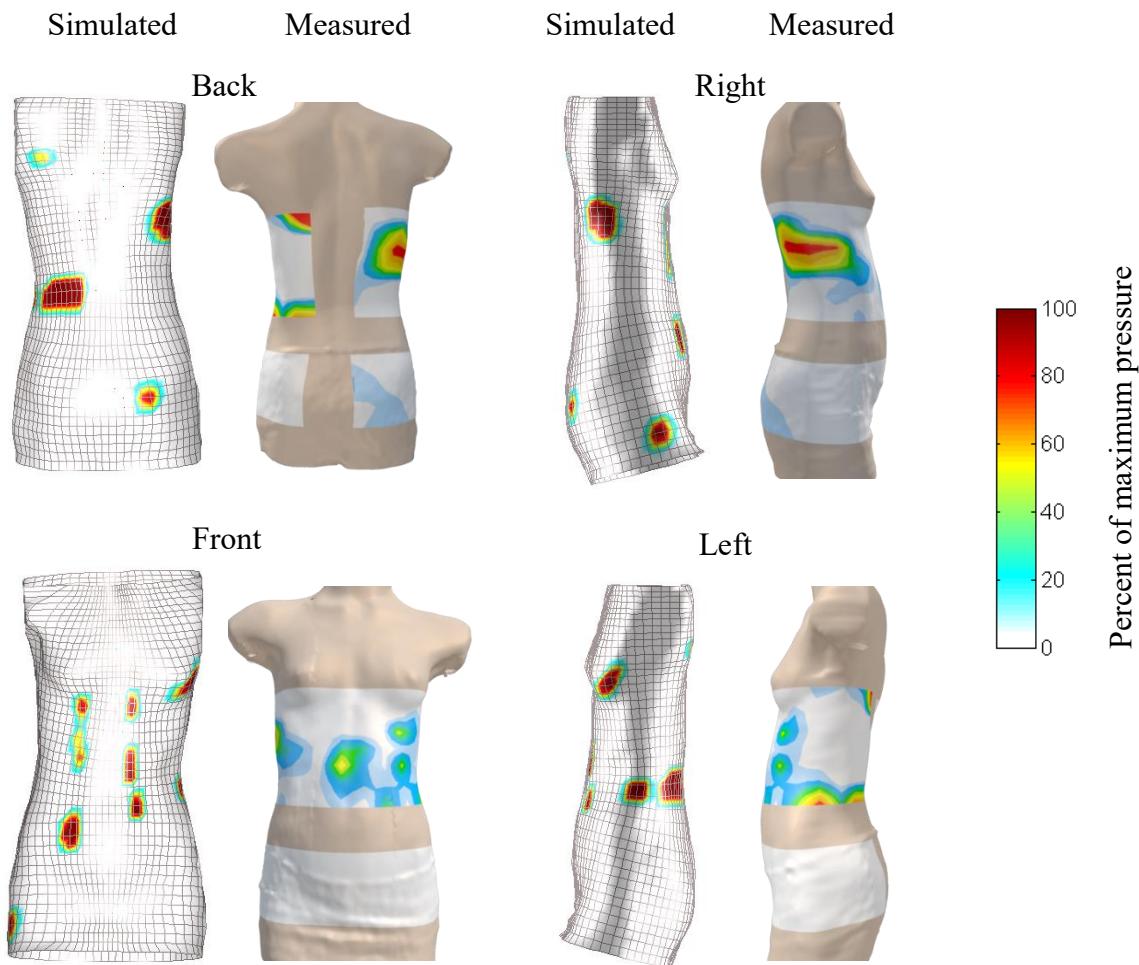


Figure 5.4: Simulated pressures compared to the measured pressures for patient P16

Bending moments exerted on vertebrae

Gravity in standing position induced bending moments on vertebrae, and the brace modified the moments due to its correctional effect. These moments represent asymmetrical compressive

loading of vertebral endplates. Average in-brace simulated moments were reduced to 11.4% of their initial values in the standing posture, but in the opposite direction.

Table 5.2: Moments (in N.mm) in the coronal plane generated at the apex of the curves in the standing position (Ini) and with the simulated brace (Sim) for thoracic and lumbar curves. Sim/Ini is the ratio of simulated correction with respect to the initial deformity.

Patient	Thoracic curve				Lumbar curve			
	Level	Ini	Sim	Sim/Ini	Level	Ini	Sim	Sim/Ini
P01	-	-	-	-	T12	-259	60	-23.0%
P02	-	-	-	-	L3	-589	81	-13.8%
P03	-	-	-	-	T12	-366	23	-6.3%
P04	-	-	-	-	L2	-1243	87	-7.0%
P05	T7	60	-12	-19.8%	T12	-379	41	-10.7%
P06	T8	100	-15	-15.1%	L2	-353	54	-15.4%
P07	T8	89	-6	-6.4%	T12	-301	38	-12.8%
P08	T6	121	1	1.2%	T12	-474	31	-6.6%
P09	T11	250	-11	-4.6%	T11	250	-37	-14.6%
P10	T10	305	-30	-9.9%	L3	-800	41	-5.1%
P11	T8	103	-22	-21.7%	L3	-334	34	-10.3%
P12	T6	56	-13	-22.5%	L3	-256	39	-15.3%
P13	T8	146	-25	-16.9%	L1	-459	83	-18.0%
P14	T9	280	-58	-20.6%	L2	-405	-40	9.8%
P15	T10	367	-50	-13.6%	L3	-542	84	-15.5%
P16	T8	247	-13	-5.3%	L3	-410	54	-13.2%
P17	T8	343	-37	-10.7%	L3	-1263	69	-5.4%
P18	T8	231	-25	-11.0%	L3	-881	36	-4.1%
Average		193	-23	-12.6%		-504	43	-9.8%

5.5 Discussion

This is the first computational biomechanical study of the Providence nighttime brace. The FEM incorporates gravitational forces and a supine position opposing to a horizontal surface, which allows a better understanding of corrective mechanisms of the Providence brace for nighttime treatment of adolescent idiopathic scoliosis. The supine position changes the orientation of the gravity forces acting along the spine longitudinal axis, and the interaction with the horizontal surface of the bed induces a correction of the scoliotic curves. Mean simulated correction (48%) is slightly greater than reported 37% mean reduction in larger curves attributed to the intraoperative prone position (patient lying on 4-post positioning table) as reported by Delorme [12]. The simulated brace resulted in 15% additional correction on average. Therefore, the supine position was responsible for the major part of the total correction (average = 63%).

When considering all cases, brace correction was inferior to reported values [7, 9-11]. When subdividing cases based on curve type (single vs. double curves), the curve correction of the single curve sub-group was significantly greater (88% vs 56%).

Brace application reduced significantly kyphosis and lordosis, while having only a minor effect on apical vertebral rotation. This suggests that curve correction was principally in the coronal plane without a significant correction in the transverse plane, thus limited 3-dimentional correction.

The measured and simulated in-brace skin pressure distribution followed the expected lateral 3-point pressure pattern, a 2-dimensional principle that is also documented in the orthotic literature [38-41]. Additional pressures on the back, coming from the gravity exerted on supine patient trunk and its interaction with the bed support, represent an additional correction mechanism that reduced the sagittal and coronal curvatures. The pressure mapping system however had a registration limit of 26.7 kPa, and measured pressures often exceeded this value, which saturated the sensors and restrained the possibility of full comparison and validation between measured and simulated pressures. The saturated high pressure areas (> 26.7 kPa) were analogous to pressure areas reported by brace developers in their published work (37.9 kPa and 51 kPa for thoracic and lumbar zones, respectively) [7], but higher than experimental measures reported by Mac-Thiong (between 10 and 30 kPa) with daytime brace in the standing posture [37].

The reduction of the resulting coronal plane bending moments exerted on the vertebrae revealed another corrective mechanism allowing reducing the asymmetrical compressive loading of the

vertebral epiphyseal growth plates in the coronal plane. Initially, the bending moments were greater on the concave side of the curves, and were then reduced or even shifted to the convex side after brace application. This reduction or inversion of asymmetrical loading pressures on the vertebral endplates would favor the reduction of asymmetric growth of the spine according to the Hueter-Volkmann principle [42-44].

Only immediate supine and in-brace corrections were simulated, and long-term outcome of the treatment could only be deduced by analyzing the asymmetrical pattern of the compressive stresses acting on the growth plates. However, correlations between immediate in brace correction and long term effect of bracing have been reported [45, 46]. In the future, models allowing explicit representation of the growth modulation process [21] could be included in the simulation process in order to analyze the long term effect of the brace.

The model has some limitations such as not including muscular activity. This would probably have a marginal impact on the conclusions since the patient would be asleep during brace wear. The intervertebral discs and vertebrae were represented by beam elements without taking into account the hydrostatic behavior of the nucleus, which might affect the load distribution on the growth plates. Also, the inclusion of Risser 3-4 cases in our study may have limited the comparability of our results with clinical results of Providence brace reported in the literature, because these patients are generally excluded from clinical studies as they don't fit the criteria of Scoliosis Research Society (SRS). The exclusion of the 7 cases with Risser 3 and 4 would have increased the average in-brace correction to 72% for thoracic curves and 73% for lumbar curves, which is closer to published results.

With such model, an interesting perspective could be to leverage its capability to include various brace design configurations (such as brace shape, material, thickness, strap position and tension, etc.) to further analyze their effects and optimize the brace effectiveness before its fabrication and delivery to the patients.

5.6 Conclusions

The computational finite element model used in this study allowed to simulate and analyze individually the biomechanics of supine posture and the application of nighttime Providence brace. The supine position is responsible for the major part of the coronal plane curve correction, while

the Providence brace itself plays a complementary role in curve correction by inverting the bending moments acting on vertebral growth plates. It confirmed the 2-dimensional 3-point pressure action principle of the brace assumed by its designers. Bending moments induced by the brace generated a rebalancing of pressure on the growth plates, which could reduce the asymmetric growth of the vertebrae according to Hueter-Volkmann principle.

Acknowledgements

Project supported by a grant from NSERC (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada) and the CIHR (Canadian Institutes of Health Research). Special thanks to Frédérique Desbiens-Blais, Isabelle Turgeon, Benoit Bissonnette, Marie-Chantal Bolduc, Manivone Savann, Dr. Stefan Parent, and Dr. Benoit Poitras for their participation in this study.

References

- [1] Weinstein SL, Dolan LA, Wright JG, Dobbs MB. Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *The New England journal of medicine*. 2013;369:1512-21.
- [2] Brox J, Lange J, Gunderson R, Steen H. Good brace compliance reduced curve progression and surgical rates in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2012;21:1957-63.
- [3] Rahman T, Bowen JR, Takemitsu M, Scott C. The association between brace compliance and outcome for patients with idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 2005;25:420-2.
- [4] Katz DE, Herring JA, Browne RH, Kelly DM, Birch JG. Brace Wear Control of Curve Progression in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2010;92:1343-52.
- [5] Climent JM, Sanchez J. Impact of the type of brace on the quality of life of Adolescents with Spine Deformities. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999;24:1903-8.
- [6] Price CT, Scott DS, Reed FR, Jr., Sproul JT, Riddick MF. Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston Bending Brace: long-term follow-up. *Journal of pediatric orthopedics*. 1997;17:703-7.
- [7] d'Amato CR, Griggs S, McCoy B. Nighttime bracing with the providence brace in adolescent girls with idiopathic scoliosis. *Spine*. 2001;26:2006-12.
- [8] d'Amato CR, McCoy B. The Providence Scoliosis System. 2003.

[9] Yrjonen T, Ylikoski M, Schlenzka D, Kinnunen R, Poussa M. Effectiveness of the Providence nighttime bracing in adolescent idiopathic scoliosis: a comparative study of 36 female patients. *Eur Spine J.* 2006;15:1139-43.

[10] Janicki JA, Poe-Kochert C, Armstrong DG, Thompson GH. A comparison of the thoracolumbosacral orthoses and providence orthosis in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis Results using the new SRS inclusion and assessment criteria for bracing studies. *J Pediatr Orthop.* 2007;27:369-74.

[11] Bohl DD, Telles CJ, Golinvaux NS, Basques BA, DeLuca PA, Grauer JN. Effectiveness of Providence nighttime bracing in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Orthopedics.* 2014;37:e1085-90.

[12] Delorme S, Labelle K, Poitras B, Rivard CH, Coillard C, Dansereau J. Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Spinal Disorders.* 2000;13:93-101.

[13] Duke K, Aubin C-E, Dansereau J, Labelle H. Biomechanical simulations of scoliotic spine correction due to prone position and anaesthesia prior to surgical instrumentation. *Clinical Biomechanics.* 2005;20:923-31.

[14] Wynarsky GT, Schultz AB. Optimization of skeletal configuration: Studies of scoliosis correction biomechanics. *Journal of Biomechanics.* 1991;24:721-32.

[15] Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H. Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *Eur Spine J.* 2000;9:185-90.

[16] Perie D, Aubin CE, Lacroix M, Lafon Y, Labelle H. Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Medical & Biological Engineering & Computing.* 2004;42:339-44.

[17] Périé D, Aubin CE, Petit Y, Labelle H, Dansereau J. Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis. *Clinical Biomechanics.* 2004;19:190-5.

[18] Clin J, Aubin C-E, Labelle H. Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Medical and Biological Engineering and Computing.* 2007;45:467-73.

[19] Desbiens-Blais F, Clin J, Parent S, Labelle H, Aubin C-E. New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Clinical Biomechanics*. 2012;27:999-1005.

[20] Cobetto N, Aubin C-E, Clin J, Le May S, Desbiens-Blais F, Labelle H, et al. Braces Optimized With Computer-Assisted Design and Simulations Are Lighter, More Comfortable, and More Efficient Than Plaster-Cast Braces for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity*. 2012;2:276-84.

[21] Clin J, Aubin C-É, Parent S, Labelle H. A Biomechanical Study of the Charleston Brace for the Treatment of Scoliosis. *Spine*. 2010;35:E940-E7 10.1097/BRS.0b013e3181c5b5fa.

[22] Clin J, Aubin CE, Parent S, Sangole A, Labelle H. Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model. *Eur Spine J*. 2010;19:1169-78.

[23] Desbiens-Blais F, Clin J, Parent S, Labelle H, Aubin C. CAD/CAM and biomechanical simulations vs. standard technique for the design of braces in adolescent idiopathic scoliosis: first results. *Scoliosis*. 2013;8:O41.

[24] Driscoll CR, Aubin CE, Canet F, Labelle H, Dansereau J. Impact of Prone Surgical Positioning on the Scoliotic Spine. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. 2012;25:173-81.

[25] Cobetto N AC, Parent S, Clin J, Barchi S, Turgeon I, Labelle H. Effectiveness of Braces Designed Using Computer Aided Design and Manufacturing (CAD/CAM) and Finite Element Simulation for the Conservative Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Eur Spine J*. 2015.

[26] Bertrand S, Laporte S, Parent S, Skalli W, Mitton D. Three-dimensional reconstruction of the rib cage from biplanar radiography. *Irbm*. 2008;29:278-86.

[27] Humbert L, De Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical engineering & physics*. 2009;31:681-7.

[28] Pazos V, Cheriet F, Dansereau J, Ronsky J, Zernicke RF, Labelle H. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *Eur Spine J*. 2007;16:1882-91.

[29] Fortin D, Cheriet F, Beauséjour M, Debanné P, Joncas J, Labelle H. A 3D visualization tool for the design and customization of spinal braces. *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 2007;31:614-24.

[30] Aubin CE, Dansereau J, De Guise JA, Labelle H. A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. *Annales de chirurgie*. 1996;50:641-50.

[31] Cheng CK, Chen HH, Chen CS, Chen CL, Chen CY. Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15:559-66.

[32] Liu YK, Laborde JM, Van Buskirk WC. Inertial properties of a segmented cadaver trunk: their implications in acceleration injuries. *Aerospace medicine*. 1971;42:650-7.

[33] Pearsall DJ, Reid JG, Livingston LA. Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Annals of Biomedical Engineering*. 1996;24:198-210.

[34] Pearsall DJ, Reid JG, Ross R. Inertial Properties of the Human Trunk of Males Determined From Magnetic-Resonance-Imaging. *Annals of Biomedical Engineering*. 1994;22:692-706.

[35] Sanders JE, Greve JM, Mitchell SB, Zachariah SG. Material properties of commonly-used interface materials and their static coefficients of friction with skin and socks. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1998;35:161-76.

[36] Clin J, Aubin C-É, Lalonde N, Parent S, Labelle H. A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2011;49:967-77.

[37] Mac-Thiong JM, Petit Y, Aubin CÉ, Delorme S, Dansereau J, Labelle H. Biomechanical Evaluation of the Boston Brace System for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis: Relationship between Strap Tension and Brace Interface Forces. *Spine*. 2004;29:26-32.

[38] Emans J. The Bracing Manual, The Boston Brace. Scoliosis Research Society (www.srs.org). 2003.

[39] Fayssoux RS, Cho RH, Herman MJ. A history of bracing for Idiopathic Scoliosis in North America. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2010;468:654-64.

[40] Galante J, Schultz A, Dewald RL, Ray RD. Forces Acting in the Milwaukee Brace on Patients Undergoing Treatment for Idiopathic Scoliosis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1970;52:498-506.

[41] Lonstein J. The Bracing manual, The Milwaukee Brace. Scoliosis Research Society (www srs.org). 2003.

[42] Roaf R. Vertebral growth and its mechanical control. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1960;42-B:40-59.

[43] Stokes IA, Bigelow LC, Moreland MS. Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1986;11:213-8.

[44] Castro Jr FP. Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkmann principle. *The Spine Journal*. 2003;3:180-5.

[45] Emans JB, Kaelin A, Bancel P, Hall JE, Miller ME. The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1986;11:792-801.

[46] Katz DE, Durrani AA. Factors that influence outcome in bracing large curves in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26:2354-61.

CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette étude avait pour but d'évaluer le corset de nuit de Providence, afin de mieux comprendre son mécanisme d'action et de définir des critères de conception qui permettent d'améliorer la correction des courbes scoliotiques. La méthode utilisée fait partie d'une plateforme qui comprend l'utilisation d'un logiciel qui permet la simulation de l'installation d'un corset sur un patient combiné à un logiciel CFAO de design de corset. Cette méthode de conception de corset a été développée par Clin et utilisée et testée précédemment par Desbiens-Blais (2012), et récemment par Cobetto (2015) dans une étude clinique sur 40 patients scoliotiques. Cette plateforme a démontré son potentiel d'améliorer le confort et l'efficacité des corsets et ainsi d'influencer favorablement la tolérance et le résultat du traitement par corset. Une étude randomisée subventionnée par les IRSC a démarré à l'été 2013 au CHU Ste-Justine afin de valider de façon plus extensive la plateforme de simulation. Dans le cadre de cette étude, chaque patient recruté a reçu un seul corset (NouveauCorset ou CorsetStandard) et tous les corsets ont été conçus par le même orthésiste d'expérience en utilisant la technique CFAO. Une étude multicentrique a aussi débuté afin de tester l'outil dans différents contextes cliniques et hospitaliers. Cela a permis de valider l'outil auprès de différents utilisateurs et d'apporter des améliorations pour perfectionner la technique.

Dans le cadre du présent projet, le logiciel de simulation (BraceSim) a été amélioré pour mieux représenter la transition de la position debout en position couchée, et la transformation du tronc du patient, plus spécifiquement la colonne vertébrale, qui en résulte. Si cette méthode est couplée avec la technique CFAO mentionnée ci-haut, elle permettra de concevoir un corset de nuit présentant une correction maximisée comparativement au corset de Providence standard. Finalement, le projet permet une validation plus avancée de la plateforme de simulation précédemment mise en place. L'intégration de critères de conception dans la fabrication de corset est possible et applicable pour une utilisation en clinique.

La plateforme de simulation permet d'obtenir une prédiction de la correction qui sera obtenue en clinique lors de l'installation du corset. Par la comparaison des résultats simulés avec ceux obtenus en clinique, la prédiction de correction s'est avérée précise à $\pm 6^\circ$ pour la mesure des angles de Cobb dans 90% des courbes. Comme mentionné dans l'article, la différence entre les résultats simulés et mesurés peut d'abord être expliquée par les approximations des conditions limites imposées lors de la simulation : Pendant l'application du corset, le bassin était fixé dans l'espace

et la vertèbre T1 ne pouvait se déplacer que dans le plan frontal. De plus, la simulation de la correction se fait en deux phases : 1) simulation de la position debout à couchée, puis 2) installation du corset, sans tenir en compte la posture rachidienne adoptée par le patient. En réalité, il peut y avoir une variation des courbes dans les plans sagittal et frontal selon la position adoptée par le patient. Par exemple, même avec le corset serré, le patient peut se pencher vers le côté pour s'échapper de l'inconfort du corset, ainsi créant une inflexion latérale dans le plan frontal, ce qui peut affecter la correction en corset. De ce fait, les résultats peuvent varier lors de la prise des radiographies en fonction de la posture du patient et du serrage des courroies. Finalement, la flexibilité du patient n'a pas été évaluée, ni avant la conception des corsets, ni lors de sa livraison. Lors de l'utilisation du simulateur de corset, il était possible de choisir le niveau de flexibilité du patient (très flexible, flexible, normal, ou rigide), mais nous avons choisi la configuration (flexible) pour tous nos patients. Il serait raisonnable de penser qu'une évaluation quantitative de la flexibilité permettrait d'obtenir des résultats plus précis et mieux adaptés pour chacun des patients. D'ailleurs, un projet de maîtrise effectué au CHU Ste-Justine avait comme objectif d'évaluer la flexibilité du patient par un test de suspension (Moulin 2014). Il serait intéressant d'intégrer les résultats de cette méthode à la plateforme de design pour évaluer la flexibilité des patients et mieux personnaliser le design du corset et la simulation de son application.

Dans le cadre de ce projet, l'approche testée par le simulateur s'applique au corset nocturne de Providence. Toutefois, dans le cadre d'une étude multicentrique hors des limites de ce projet, le simulateur de corset a aussi été employé pour évaluer le design de différents types de corset comme le corset de Chêneau et le corset de Boston. La plateforme de simulation pourrait donc permettre de comparer l'installation de différents types de corset pour un même patient afin d'analyser quel type d'orthèse serait la mieux adaptée.

Comme mentionné dans l'article, la partie majeure de la correction des courbes scoliotiques est le résultat de la transition de la posture debout en position couchée. Afin d'éviter aux patients une irradiation supplémentaire, on a évité de documenter par radiographie l'état des courbes scoliotiques dans la position couchée, car l'appareil (EOS) utilisé pour l'acquisition radiographique ne permet qu'une acquisition debout, et que les autres appareils de radiographie standard génèrent un taux d'irradiation 8 à 10 fois supérieur. La moyenne des corrections en position couchée dans notre étude (47%) est supérieure au 37% de réduction moyenne dans les grandes courbes attribué à la position en décubitus ventral peropératoire (patient couché sur une table de positionnement à

4 appuis) tel que rapporté par Delorme (2003). Quand une technique de radiographie à dose basse sera disponible dans la position couchée, il sera intéressant de documenter et quantifier la correction des courbes chez le patient scoliotique en position couchée avant de lui prescrire et fabriquer un corset nocturne.

La technique actuelle de conception du corset de Providence repose sur les mesures acquises sur la table de mesure, puis un système de CFAO est utilisé pour concevoir un corset à partir d'une base de données de moules de corset. La correction 3D est obtenue en ajoutant une dérotation à la section thoracique du corset. Aucune méthode n'existe actuellement pour estimer la correction des courbes dans le plan sagittal et axial avant la fabrication et l'installation du corset traditionnel de Providence. Grâce à l'approche conception/fabrication présentée dans ce projet, avec les éléments présentés dans les travaux de Desbiens-Blais et Cobetto, la correction tridimensionnelle pourra être optimisée et testée avant la fabrication du corset. Aussi, le corset nocturne de Charleston a été étudié pour comprendre son mécanisme d'action (Clin, 2010). Avec cette approche CFAO, plusieurs éléments de conception des corsets nocturnes (comme l'inclinaison latérale, la dérotation thoracique, et les 3 points d'appui) peuvent être combinés avec des éléments de confort (comme des ouvertures ou des évasements pour soulager les zones de pression qui ne contribuent pas à la correction des courbes) afin d'atteindre une correction optimale des déformations scoliotiques complexes.

La matrice de pression insérée sous les corsets serrés a permis d'observer que les pressions estimées par le simulateur étaient semblables en distribution aux pressions appliquées par les corsets. Les pressions se composaient principalement de deux zones : thoracique et lombaire, correspondant aux traversins correctifs. Très peu de pression a été observée en dehors de ces zones, y compris sur les zones correspondant aux autres zones d'appui, comme le grand trochanter et les fesses. La matrice de pression était de taille unique, et se composait de deux parties de 16x7 et 16x5 senseurs. La zone d'appui lombaire se trouvait parfois par-dessus l'écart de 5 cm entre les deux parties de la matrice. Il arrivait aussi que la matrice se plie par-dessous le corset et formait des points d'appui ou d'inconfort au patient. Une imprécision réside au niveau de la matrice de pression utilisée puisque la mesure maximale est de 200 mmHg. Les senseurs sur les zones de pressions étaient saturés dans la plupart des cas, ce qui a limité la possibilité de comparaison et validation entre les pressions mesurées et simulées. Les pressions rapportées par les concepteurs du corset de Providence sont 285 mmHg pour la zone thoracique et 383 mmHg pour la zone lombaire. Avec

notre matrice limitée à un seuil maximal inférieur à celles-là, l'étude des pressions n'a permis que l'étude qualitative de la distribution des pressions, sans pouvoir les comparer quantitativement. L'utilisation d'une matrice de pression extensible, plus mince et plus large avec des limites d'enregistrement plus élevés (400-500 mmHg) permettrait une comparaison plus précise des pressions dans le futur.

Bien que ces résultats n'aient pas été présentés dans ce mémoire, il est possible de simuler les charges appliquées sur chaque vertèbre avant et après l'installation du corset. Les moments sont témoins de ces charges, et il est donc possible d'en déduire que les pressions asymétriques sont rééquilibrées avec l'application du corset. Comme énoncé dans les travaux de Clin et al. (2010), un rééquilibre ou une inversion de ces pressions sur les côtés concaves et convexes des vertèbres permettrait d'augmenter les chances de réussite du traitement. On peut donc supposer qu'il serait possible d'estimer si le corset permettra un bon résultat à long terme. La simulation n'intègre pas non plus l'activation musculaire et il est seulement possible de simuler l'action passive du corset (les forces appliquées et la déformation résultante du tronc). L'action active du corset a été peu étudiée dans la littérature (Nachemson & Peterson, 1995; Odermatt, et al., 2003; Wynarsky & Schultz, 1991). Les muscles entourant le rachis rigidifient le tronc du patient et peuvent se contracter lors du serrage du corset. Ils peuvent aussi participer à la correction en étant activés pour «fuir» les zones de pressions et placer le patient dans une position corrigée. Toutefois, cela a probablement un impact marginal sur les conclusions puisque le patient serait endormi pendant le port du corset nocturne.

Plusieurs études montrent une corrélation entre l'efficacité immédiate d'un corset et son effet long-terme (Castro, 2003; Clin, et al., 2010; Donald, et al., 2001; Emans, et al., 1986). Une amélioration de la plateforme pour extrapoler le mode de croissances des vertèbres sous les pressions asymétriques au-dessus des plaques de croissance permettrait de prédire l'efficacité du corset à arrêter la progression des courbes scoliotiques.

Lorsque l'on considère tous les cas, la correction du corset (65% et 70% pour les courbes thoraciques et lombaires) était inférieure aux valeurs rapportées dans la littérature par les concepteurs du corset, soit 94% pour les courbes thoraciques, 111% pour les courbes thoracolombaires, 103% pour les courbes lombaires, et 90% et 91% pour les courbes doubles, respectivement (d'Amato, 2001). Le taux global de réussite (progression de la courbe $\leq 5^\circ$ après

un suivi minimum de deux années au-delà de la cessation de port du corset) est de 50 à 75% dans la littérature (d'Amato, 2001; Bohl, 2014). Un suivi à long terme de nos patients permettrait de comparer nos résultats cliniques avec ceux rapportés dans la littérature, ce qui amènerait à une meilleure évaluation de l'efficacité du corset de Providence.

4 corsets ont été modifiés minimalement après leurs scans, et par conséquent la forme des corsets reconstruits peut différer légèrement des corsets réels. Aussi, le corset de Providence est constitué d'une coque rigide de polyéthylène, avec une couche intérieure de 5 mm de mousse. Dans nos simulations, le corset n'est formé que d'une seule couche de matière homogène isotrope élastique linéaire. Cela aurait pu affecter la comparabilité entre les résultats obtenus cliniquement avec les résultats des simulations. Cependant, on croit que les différences sont marginales.

CHAPITRE 7 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Le projet présenté dans ce mémoire a permis de démontrer qu'il est possible d'évaluer les mécanismes d'action des corset de nuit et d'intégrer des paramètres de conception dans une plateforme de design de corset tout en maintenant l'efficacité biomécanique du corset. Cette plateforme permet le design de corset en combinant un logiciel CFAO spécialisé pour le design d'orthèses et un outil de simulation numérique. Au total, 18 patients ont été recrutés et chacun a reçu un corset de Providence et son effet a été modélisé. En développant une nouvelle approche pour la simulation de la transition de la position debout à la position couchée, le logiciel a permis de quantifier le rôle de la position couchée et de lui attribuer la majeure partie de la correction des courbes scoliotiques lors du traitement par corset nocturne. Le corset de Providence lui-même joue un rôle complémentaire dans la correction des courbes. Les moments de flexion induits par le corset ont généré un rééquilibrage de la pression sur les plaques de croissance des vertèbres, ce qui pourrait réduire la croissance asymétrique des vertèbres selon le principe Hueter-Volkmann. Ce travail a confirmé le principe d'action bidimensionnelle à 3 points de pression assumée par les concepteurs du corset. En plus, le simulateur a démontré sa capacité de prédire de façon réaliste la correction des courbes dans le corset de Providence. La correction simulée des courbes scoliotiques était 91% de la correction réelle en corset telle que mesurée sur des radiographies en décubitus dorsal pour chaque patient.

La discussion présentée au chapitre 5 permet de poser des recommandations pour la poursuite du projet :

- Il serait utile de continuer de modifier la plateforme pour simuler l'installation du corset nocturne, mais aussi dans d'autres positions (décubitus ventral ou latéral) et durant des activités quotidiennes (marcher, se pencher, etc.).
- Il serait utile de valider de façon plus extensive les simulations réalisées pour un nombre plus grand de patients, et aussi d'autres types de corset de nuit tel que le corset de Charleston.
- Avec cette approche CFAO, plusieurs éléments de conception des corsets nocturnes (inclinaison latérale, dérotation thoracique) peuvent être combinés avec des éléments de

confort (ouvertures, évasements) afin d'atteindre une correction optimale et confortable des déformations scoliotiques complexes.

- Par ailleurs, l'outil de simulation pourrait permettre de comparer les résultats de correction de différents corsets pour un même patient et permettra de choisir quel type d'orthèse serait le plus adapté.
- Il serait utile de mener une étude clinique sur 2 groupes de patients scoliotiques : Le premier groupe recevrait un corset standard de Providence, et le deuxième groupe recevrait un corset de nuit optimisé à l'aide de l'approche CFAO itératif, suivant le modèle de l'étude du corset de jour.
- Il faudrait intégrer la flexibilité du patient dans le MEF afin d'obtenir une représentation plus personnalisée du patient. Un indice quantitatif de flexibilité pourrait être obtenu en utilisant le test de suspension et cet indice pourrait être intégré à l'outil de simulation.
- Il faudrait utiliser une matrice de pression extensible, plus mince, plus large, avec des limites d'enregistrement plus élevés (400-500 mmHg) afin de permettre une comparaison plus précise entre les pressions cutanées mesurées et calculées.
- Finalement, il faudrait tester s'il est possible de prédire l'efficacité à long-terme du corset en développant le simulateur pour projeter l'effet des forces appliquées sur les plateaux vertébraux à la croissance des vertèbres et ensuite la progression des courbes. Il serait alors possible d'optimiser le design des corsets en fonction d'un critère d'équilibre ou d'inversion des forces s'exerçant sur les plaques de croissance vertébrales.

BIBLIOGRAPHIE

Aaro, S., Burstrom, R., & Dahlborn, M. (1981). The derotating effect of the Boston brace. A comparison between computer tomography and a conventional method. *Spine, 6*(5), 477-482.

Al-Aubaidi, Z. T., Tropp, H., Pedersen, N. W., & Jespersen, S. M. (2013). Comparison of in-and outpatients protocols for providence night time only bracing in AIS patients - compliance and satisfaction. *Scoliosis, 8*(1), 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.

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

Aubin, C. E., Dansereau, J., De Guise, J. A., & Labelle, H. (1996). A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. *Annales de chirurgie, 50*(8), 641-650.

Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (1993). [Biomechanical simulation of the effect of the Boston brace on a model of the scoliotic spine and thorax]. *Annales de chirurgie, 47*(9), 881-887.

Aubin, C. E., Desrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., & Labelle, H. (1995). Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Annales de chirurgie, 49*(8), 749-761.

Aubin, C. E., Labelle, H., Cheriet, F., Villemure, I., Mathieu, P. A., & Dansereau, J. (2007). [Tridimensional evaluation and optimization of the orthotic treatment of adolescent idiopathic scoliosis]. *Med Sci (Paris), 23*(11), 904-909.

Aubin, C. E., Labelle, H., Chevrefils, C., Desroches, G., Clin, J., & Eng, A. B. (2008). Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine (Phila Pa 1976), 33*(20), 2143-2152.

Benameur, S., Mignotte, M., Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., & De Guise, J. A. (2003). 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. *Computerized Medical Imaging & Graphics, 27*(5), 321.

Benameur, S., Mignotte, M., Destrempe, F., & De Guise, J. A. (2005). Three-dimensional biplanar reconstruction of scoliotic rib cage using the estimation of a mixture of probabilistic prior models. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(10), 1713-1728.

Bernard, J. C., Jemni, S., Schneider, M., Boussard, D., Saillard, V., Lecante, C., et al. (2005). Évaluation du résultat d'un corset monocoque carbone respectant la respiration (CMCR) dans la scoliose idiopathique chez l'enfant et l'adolescent : étude rétrospective sur 115 patients. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48, 637-649.

Bertrand, S., Laporte, S., Parent, S., Skalli, W., & Mitton, D. (2008). Three-dimensional reconstruction of the rib cage from biplanar radiography. *Biomedical Engineering and Research (IRBM)*, 29(4), 278-286.

Bischoff, J. E., Arruda, E. M., & Grosh, K. (2000). Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model. *Journal of Biomechanics*, 33(6), 645-652.

Bohl, D. D., Telles, C. J., Golinvaux, N. S., Basques, B. A., DeLuca, P. A., & Grauer, J. N. (2014). Effectiveness of Providence nighttime bracing in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Orthopedics*, 37(12), e1085-1090.

Brox, J. I., Lange, J. E., Gunderson, R. B., & Steen, H. (2012). Good brace compliance reduced curve progression and surgical rates in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 21(10), 1957-1963.

Carragee, E. J., & Lehman, R. A., Jr. (2013). Spinal bracing in adolescent idiopathic scoliosis. *N Engl J Med*, 369(16), 1558-1560.

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

Cassar-Pullicino, V., & Eisenstein, S. (2002). Imaging in scoliosis: what, why and how? *Clinical radiology*, 57(7), 543-562.

Castro Jr, F. P. (2003). Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkmann principle. *The Spine Journal*, 3(3), 180-185.

Chalmers, E., Lou, E., Hill, D., & Zhao, H. V. (2015). An advanced compliance monitor for patients undergoing brace treatment for idiopathic scoliosis. *Med Eng Phys*, 37(2), 203-209.

Chase, A. P., Bader, D. L., & Houghton, G. R. (1989). The biomechanical effectiveness of the Boston brace in the management of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 14(6), 636-642.

Cheriet, F., & Meunier, J. (1999). Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction. *Comput Med Imaging Graph*, 23(3), 133-141.

Climent, J. M., Reig, A., Sanchez, J., & Roda, C. (1995). Construction and validation of a specific quality of life instrument for adolescents with spine deformities. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(18), 2006-2011.

Climent, J. M., & Sanchez, J. (1999). Impact of the type of brace on the quality of life of Adolescents with Spine Deformities. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(18), 1903-1908.

Clin, J. (2010). *Etude biomecanique du traitement de la scoliose idiopathique par orthese: Effets des parametres de conception des corsets sur les corrections geometriques et sur les contraintes internes du rachis.* (Ph.D. NR62347), Ecole Polytechnique, Montreal.

Clin, J., Aubin, C.-E., Labelle, H., & Parent, S. (2010). Immediate correction required to expect a long-term effectiveness of a brace treatment: a biomechanical insight. *Scoliosis*, 5(Suppl 1).

Clin, J., Aubin, C. E., & Labelle, H. (2007). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Med Biol Eng Comput*, 45(5), 467-473.

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.

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.

Clin, J., Aubin, C. E., Parent, S., & Labelle, H. (2010). A biomechanical study of the Charleston brace for the treatment of scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(19), E940-947.

Clin, J., Aubin, C. E., Parent, S., & Labelle, H. (2011). Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads. *Med Biol Eng Comput*, 49(7), 743-753.

Clin, J., Aubin, C. E., Sangole, A., Labelle, H., & Parent, S. (2010). Correlation between immediate in-brace correction and biomechanical effectiveness of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(18), 1706-1713.

Cobb, J. R. (1948). Outline for the study of scoliosis. *Instructional Course Lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 5, 261-275.

Cobetto, N. (2013). *Développement d'une méthode de conception des corsets pour améliorer le confort et l'efficacité du traitement de la scoliose idiopathique*. (M.Sc.A.), Ecole Polytechnique, Montreal.

Cobetto N, A. C., Parent S, Clin J, Barchi S, Turgeon I, Labelle H. (2015). Effectiveness of Braces Designed Using Computer Aided Design and Manufacturing (CAD/CAM) and Finite Element Simulation for the Conservative Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *European Spine Journal*.

Cobetto, N., Aubin, C.-E., Clin, J., Le May, S., Desbiens-Blais, F., Labelle, H., & Parent, S. (2014). Braces Optimized With Computer-Assisted Design and Simulations Are Lighter, More Comfortable, and More Efficient Than Plaster-Cast Braces for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity*, 2(4), 276-284.

Coillard, C., Circo, A., & Rivard, C. (2012). Effectiveness of the SpineCor treatment for large scoliotic curves compared to moderate and small curves. *Scoliosis*, 7(Suppl 1), O25.

Coillard, C., Circo, A., & Rivard, C. (2013). A prospective interventional cohort study of 175 patients treated by the SpineCor orthosis, following the Scoliosis Research Society Criteria. *Scoliosis*, 8(Suppl 1), O47.

d'Amato, C. R., Griggs, S., & McCoy, B. (2001). Nighttime bracing with the Providence brace in adolescent girls with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(18), 2006-2012.

d'Amato, C. R., & McCoy, B. (2003). The Providence Scoliosis System. *Scoliosis Research Society*.

Dalleau, G., Damavandi, M., Leroyer, P., Verkindt, C., Rivard, C. H., & Allard, P. (2011). Horizontal body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. *Eur Spine J*, 20(1), 123-128.

Danielsson, A. J., Hasserius, R., Ohlin, A., & Nachemson, A. L. (2007). A prospective study of brace treatment versus observation alone in adolescent idiopathic scoliosis - A follow-up mean of 16 years after maturity. *Spine*, 32(20), 2198-2207.

Dansereau, J., & Stokes, I. A. (1988). Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *J Biomech*, 21(11), 893-901.

De Giorgi, S., Piazzolla, A., Tafuri, S., Borracci, C., Martucci, A., & De Giorgi, G. (2013). Cheneau brace for adolescent idiopathic scoliosis: long-term results. Can it prevent surgery? *Eur Spine J*, 22 Suppl 6, S815-822.

de Seze, M., & Cugy, E. (2012). Pathogenesis of idiopathic scoliosis: a review. *Ann Phys Rehabil Med*, 55(2), 128-138.

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. É., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-D Reconstruction and High-Resolution Geometrical Modeling of the Human Skeletal Trunk From 2-D Radiographic Images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(8), 989.

Desbiens-Blais, F. (2012). *Approche integree de conception biomecanique de corsets pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent*. (M.Sc.A. MR88134), Ecole Polytechnique, Montreal.

Desbiens-Blais, F., Clin, J., Parent, S., Labelle, H., & Aubin, C. (2013). CAD/CAM and biomechanical simulations vs. standard technique for the design of braces in adolescent idiopathic scoliosis: first results. *Scoliosis*, 8(Suppl 1), O41.

Desbiens-Blais, F., Clin, J., Parent, S., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2012). New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(10), 999-1005.

Desrimes, J., Aubin, C., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J., & Lavaste, F. (1995). Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: aspects mécaniques. *Rachis*, 7(6), 301-314.

Dickson, R. A. (1999). Spinal deformity--adolescent idiopathic scoliosis. Nonoperative treatment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(24), 2601-2606.

Dickson, R. A., Lawton, J. O., Archer, I. A., & Butt, W. P. (1984). The pathogenesis of idiopathic scoliosis. Biplanar spinal asymmetry. *J Bone Joint Surg Br*, 66(1), 8-15.

Dietrich, M., Kedzior, K., & Zagrajek, T. (1991). A biomechanical model of the human spinal system. *Proc Inst Mech Eng H*, 205(1), 19-26.

DiRaimondo, C. V., & Green, N. E. (1988). Brace-wear compliance in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 8(2), 143-146.

Dolan, L. A., & Weinstein, S. L. (2007). Surgical rates after observation and bracing for adolescent idiopathic scoliosis: an evidence-based review. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(19 Suppl), S91-S100.

Donzelli, S., Zaina, F., & Negrini, S. (2012). In defense of adolescents: They really do use braces for the hours prescribed, if good help is provided. Results from a prospective everyday clinic cohort using thermobrace. *Scoliosis*, 7(1), 12.

Driscoll, C. R., Aubin, C. E., Canet, F., Labelle, H., & Dansereau, J. (2012). Impact of prone surgical positioning on the scoliotic spine. *J Spinal Disord Tech*, 25(3), 173-181.

Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., Deguise, J., & Ferey, S. (2005). Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS. *Radioprotection*, 40(2), 245-255.

Emans, J. (2003). The Bracing Manual, The Boston Brace. *Scoliosis Research Society*.

Emans, J. B., Kaelin, A., Bancel, P., Hall, J. E., & Miller, M. E. (1986). The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients. *Spine (Phila Pa 1976)*, 11(8), 792-801.

Falk, B., Rigby, W. A., & Akseer, N. (2015). Adolescent idiopathic scoliosis: the possible harm of bracing and the likely benefit of exercise. *Spine J*, 15(1), 209-210.

Fallstrom, K., Cochran, T., & Nachemson, A. (1986). Long-term effects on personality development in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Influence of type of treatment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 11(7), 756-758.

Fayssoux, R. S., Cho, R. H., & Herman, M. J. (2010). A history of bracing for idiopathic scoliosis in North America. *Clin Orthop Relat Res*, 468(3), 654-664.

Fortin, C., Feldman, D. E., Cheriet, F., & Labelle, H. (2010). Validity of a Quantitative Clinical Measurement Tool of Trunk Posture in Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 35(19), E988-E994.

Fortin, C., Ehrmann Feldman, D., Cheriet, F., & Labelle, H. (2011). Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review. *Disability and Rehabilitation*, 33(5), 367-383.

Fortin, C., Feldman, D. E., Cheriet, F., Gravel, D., Gauthier, F., & Labelle, H. (2012). Reliability of a quantitative clinical posture assessment tool among persons with idiopathic scoliosis. *Physiotherapy*, 98(1), 64-75.

Fortin, D., Cheriet, F., Beausejour, M., Debanne, P., Joncas, J., & Labelle, H. (2007). A 3D visualization tool for the design and customization of spinal braces. *Comput Med Imaging Graph*, 31(8), 614-624.

Gignac, D., Aubin, C., Dansereau, J., & Labelle, H. (2000). Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *European Spine Journal*, 9(3), 185-190.

Goldberg, C. J., Moore, D. P., Fogarty, E. E., & Dowling, F. E. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: the effect of brace treatment on the incidence of surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(1), 42-47.

Grivas, T. B., Rodopoulos, G. I., & Bardakos, N. V. (2008). Night-time braces for treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Disabil Rehabil Assist Technol*, 3(3), 120-129.

Hall, J. S. (1995). *Basic Biomechanics, Fifth Edition*. Boston: McGraw-Hill.

Haumont, T., Gauchard, G. C., Lascombes, P., & Perrin, P. P. (2011). Postural instability in early-stage idiopathic scoliosis in adolescent girls. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(13), E847-854.

Helfenstein, A., Lankes, M., Ohlert, K., Varoga, D., Hahne, H. J., Ulrich, H. W., & Hassenpflug, J. (2006). The objective determination of compliance in treatment of adolescent idiopathic scoliosis with spinal orthoses. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(3), 339-344.

Hohman, D. W., Ferrick, M. R., & Qvick, L. M. (2012). Brace treatment resulting in overcorrection of adolescent idiopathic scoliosis. *Orthopedics*, 35(3), e457-459.

Hooper, R. (2003). The Bracing manual, The Charleston Brace. *Scoliosis Research Society*.

Howard, A., Wright, J. G., & Hedden, D. (1998). A comparative study of TLSO, Charleston, and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(22), 2404-2411.

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

Izatt, M. T., Bateman, G. R., & Adam, C. J. (2012). Evaluation of the iPhone with an acrylic sleeve versus the Scoliometer for rib hump measurement in scoliosis. *Scoliosis*, 7(1), 14.

Janicki, J. A., Poe-Kochert, C., Armstrong, D. G., & Thompson, G. H. (2007). A comparison of the thoracolumbosacral orthoses and providence orthosis in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis Results using the new SRS inclusion and assessment criteria for bracing studies. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 27(4), 369-374.

Katz, D. E., & Durrani, A. A. (2001). Factors that influence outcome in bracing large curves in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(21), 2354-2361.

Katz, D. E., Herring, J. A., Browne, R. H., Kelly, D. M., & Birch, J. G. (2010). Brace wear control of curve progression in adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 92(6), 1343-1352.

Katz, D. E., Richards, B. S., Browne, R. H., & Herring, J. A. (1997). A Comparison Between the Boston Brace and the Charleston Bending Brace in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 22(12), 1302-1312.

Kim, H. S. (2014). Evidence-based of nonoperative treatment in adolescent idiopathic scoliosis. *Asian Spine J*, 8(5), 695-702.

Labelle, H., Aubin, C. E., Jackson, R., Lenke, L., Newton, P., & Parent, S. (2011). Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatr Orthop*, 31(1 Suppl), S37-45.

Labelle, H., Bellefleur, C., Joncas, J., Aubin, C. E., & Cheriet, F. (2007). Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(8), 835-843.

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., & Poitras, B. (1996). Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(1), 59-64.

Lacroix, M. (2004). *Modélisation biomécanique de l'interaction entre le corset et le tronc dans le traitement de la scoliose*. (M.Sc.A.), Ecole Polytechnique, Montreal.

Lamarre, M. E. (2008). *Conception d'une méthode standardisée pour évaluer la flexibilité de la colonne vertébrale*. (M.Sc.A.), École de Technologie Supérieure, Montréal.

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 (Phila Pa 1976)*, 34(6), 591-597.

Landauer, F., Wimmer, C., & Behensky, H. (2003). Estimating the final outcome of brace treatment for idiopathic thoracic scoliosis at 6-month follow-up. *Pediatr Rehabil*, 6(3-4), 201-207.

Lebel, D. E., Al-Aubaidi, Z., Shin, E. J., Howard, A., & Zeller, R. (2013). Three dimensional analysis of brace biomechanical efficacy for patients with AIS. *Eur Spine J*, 22(11), 2445-2448.

Lee, C. S., Hwang, C. J., Kim, D.-J., Kim, J. H., Kim, Y.-T., Lee, M. Y., & Lee, D.-H. (2012). Effectiveness of the Charleston night-time bending brace in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 32(4), 368-372.

Lenssinck, M. L., Frijlink, A. C., Berger, M. Y., Bierman-Zeinstra, S. M., Verkerk, K., & Verhagen, A. P. (2005). Effect of bracing and other conservative interventions in the treatment of idiopathic scoliosis in adolescents: a systematic review of clinical trials. *Phys Ther*, 85(12), 1329-1339.

Levy, A. R., Goldberg, M. S., Mayo, N. E., Hanley, J. A., & Poitras, B. (1996). Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(13), 1540-1547; discussion 1548.

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. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(4), 416-422.

Lonstein, J. (2003). The Bracing manual, The Milwaukee Brace. *Scoliosis Research Society*.

Lonstein, J. E. (1994). Adolescent idiopathic scoliosis. *The Lancet*, 344(8934), 1407-1412.

Lonstein, J. E. (2006). Scoliosis: surgical versus nonsurgical treatment. *Clin Orthop Relat Res*, 443, 248-259.

Lonstein, J. E., & Winter, R. B. (1994). The Milwaukee brace for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A review of one thousand and twenty patients. *J Bone Joint Surg Am*, 76(8), 1207-1221.

Lou, E., Hill, D., Hedden, D., Mahood, J., Moreau, M., & Raso, J. (2011). An objective measurement of brace usage for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Med Eng Phys*, 33(3), 290-294.

Lou, E., Hill, D. L., & Raso, J. V. (2010). A wireless sensor network system to determine biomechanics of spinal braces during daily living. *Med Biol Eng Comput*, 48(3), 235-243.

Lou, E., Hill, D. L., Raso, J. V., Moreau, M. J., & Mahood, J. K. (2005). Smart orthosis for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Med Biol Eng Comput*, 43(6), 746-750.

Lou, E., Raso, J. V., Hill, D. L., Durdle, N. G., Mahood, J. K., & Moreau, M. J. (2002). The daily force pattern of spinal orthoses in subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int*, 26(1), 58-63.

Mac-Thiong, J. M., Petit, Y., Aubin, C. E., Delorme, S., Dansereau, J., & Labelle, H. (2004). Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(1), 26-32.

Majdouline, Y., Aubin, C. E., Sangole, A., & Labelle, H. (2009). Computer simulation for the optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Med Biol Eng Comput*, 47(11), 1143-1154.

Majdouline, Y., Aubin, C. E., Wang, X., Sangole, A., & Labelle, H. (2012). Preoperative assessment and evaluation of instrumentation strategies for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: computer simulation and optimization. *Scoliosis*, 7(1), 21.

Marieb, E. N., Hoehn, K., Moussakova, L., & Lachaîne, R. (2010). *Anatomie et physiologie humaines*: Pearson.

Martin, F. (1990). *Analyse expérimentale du comportement du rachis lombaire*. Mémoire de DEA de génie biologique et médical, option biomécanique. Paris: ENSAM.

Moreau, S., Lonjon, G., Mazda, K., & Ilharreborde, B. (2014). Detorsion night-time bracing for the treatment of early onset idiopathic scoliosis. *Orthop Traumatol Surg Res*, 100(8), 935-939.

Moulin, D. (2014). *Développement et évaluation d'une méthode de mesure de la flexibilité du rachis scoliotique*. (M.Sc.A), École de technologie supérieure, Montréal

Nachemson, A. L., & Peterson, L. E. (1995). Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society. *J Bone Joint Surg Am*, 77(6), 815-822.

Nakajima, A., Kawakami, N., Imagama, S., Tsuji, T., Goto, M., & Ohara, T. (2007). Three-dimensional analysis of formation failure in congenital scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(5), 562-567.

Nault, M. L., Parent, S., Phan, P., Roy-Beaudry, M., Labelle, H., & Rivard, M. (2010). A modified Risser grading system predicts the curve acceleration phase of female adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 92(5), 1073-1081.

Negrini, S., Atanasio, S., Fusco, C., & Zaina, F. (2009). Effectiveness of complete conservative treatment for adolescent idiopathic scoliosis (bracing and exercises) based on SOSORT

management criteria: results according to the SRS criteria for bracing studies - SOSORT Award 2009 Winner. *Scoliosis*, 4, 19.

Negrini, S., Donzelli, S., & Zaina, F. (2013). Prospective study according to the SRS and SOSORT criteria on the effectiveness of a complete conservative treatment (bracing and exercises) for adolescent idiopathic scoliosis: efficacy and intent-to-treat analysis. *Scoliosis*, 8(Suppl 1), O36.

Negrini, S., Fusco, C., Romano, M., Zaina, F., & Atanasio, S. (2008). Clinical and postural behaviour of scoliosis during daily brace weaning hours. In P. H. Dangerfield (Ed.), *Research into Spinal Deformities 6* (Vol. 140, pp. 303-306).

Negrini, S., Grivas, T. B., Kotwicki, T., Maruyama, T., Rigo, M., Weiss, H. R., & Rehabilitation, T. (2006). Why do we treat adolescent idiopathic scoliosis? What we want to obtain and to avoid for our patients. SOSORT 2005 Consensus paper. *Scoliosis*, 1, 4.

Negrini, S., Minozzi, S., Bettany-Saltikov, J., Zaina, F., Chockalingam, N., Grivas, T. B., & Vasiliadis, E. S. (2010). Braces for idiopathic scoliosis in adolescents. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(13), 1285-1293.

Nicholson, G. P., Ferguson-Pell, M. W., Smith, K., Edgar, M., & Morley, T. (2003). The objective measurement of spinal orthosis use for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(19), 2243-2250; discussion 2250-2241.

Noonan, K. J., Dolan, L. A., Jacobson, W. C., & Weinstein, S. L. (1997). Long-term psychosocial characteristics of patients treated for idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 17(6), 712-717.

Noonan, K. J., Weinstein, S. L., Jacobson, W. C., & Dolan, L. A. (1996). Use of the Milwaukee brace for progressive idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 78(4), 557-567.

Odermatt, D., Mathieu, P. A., Beausejour, M., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2003). Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. *J Orthop Res*, 21(5), 931-936.

Parent, S., Newton, P. O., & Wegner, D. R. (2005). Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing. *Instructional Course Lectures*, 54, 529-536.

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

Perie, D., Aubin, C. E., Lacroix, M., Lafon, Y., Dansereau, J., & Labelle, H. (2002). Personalized biomechanical modeling of Boston brace treatment in idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform*, 91, 393-396.

Perie, D., Aubin, C. E., Lacroix, M., Lafon, Y., & Labelle, H. (2004). Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Med Biol Eng Comput*, 42(3), 339-344.

Perie, D., Aubin, C. E., Petit, Y., Beausejour, M., Dansereau, J., & Labelle, H. (2003). Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(15), 1672-1677.

Perie, D., Aubin, C. E., Petit, Y., Labelle, H., & Dansereau, J. (2004). Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(2), 190-195.

Petit, Y., Aubin, C. E., & Labelle, H. (2002). Relation between patient positioning, trunk flexibility and surgical correction of the scoliotic spine. *Stud Health Technol Inform*, 88, 400-403.

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

Pham, V. M., Herbaux, B., Schill, A., & Thevenon, A. (2007). [Evaluation of the Cheneau brace in adolescent idiopathic scoliosis]. *Ann Readapt Med Phys*, 50(3), 125-133.

Pham, V. M., Houilliez, A., Schill, A., Carpentier, A., Herbaux, B., & Thevenon, A. (2008). Study of the pressures applied by a Cheneau brace for correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int*, 32(3), 345-355.

Price, C. T. (1998). A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 80(6), 923-925.

Price, C. T., Scott, D. S., Reed, F. E., Jr., & Riddick, M. F. (1990). Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston bending brace. Preliminary report. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15(12), 1294-1299.

Price, C. T., Scott, D. S., Reed, F. R., Jr., Sproul, J. T., & Riddick, M. F. (1997). Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston Bending Brace: long-term follow-up. *J Pediatr Orthop*, 17(6), 703-707.

Rahman, T., Borkhuu, B., Littleton, A. G., Sample, W., Moran, E., Campbell, S., & Bowen, J. R. (2010). Electronic monitoring of scoliosis brace wear compliance. *J Child Orthop*, 4(4), 343-347.

Rahman, T., Bowen, J. R., Takemitsu, M., & Scott, C. (2005). The association between brace compliance and outcome for patients with idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 25(4), 420-422.

Richards, B. S., Bernstein, R. M., D'Amato, C. R., & Thompson, G. H. (2005). Standardization of criteria for adolescent idiopathic scoliosis brace studies: SRS Committee on Bracing and Nonoperative Management. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(18), 2068-2075; discussion 2076-2067.

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

Rigo, M., Negrini, S., Weiss, H. R., Grivas, T. B., Maruyama, T., Kotwicki, T., & Sosort. (2006). 'SOSORT consensus paper on brace action: TLSO biomechanics of correction (investigating the rationale for force vector selection)'. *Scoliosis*, 1, 11.

Rigo, M., Reiter, C., & Weiss, H. R. (2003). Effect of conservative management on the prevalence of surgery in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Pediatr Rehabil*, 6(3-4), 209-214.

Roberts, S. B., & Chen, P. H. (1970). Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *J Biomech*, 3(6), 527-545.

Rowe, D. E., Bernstein, S. M., Riddick, M. F., Adler, F., Emans, J. B., & Gardner-Bonneau, D. (1997). A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 79(5), 664-674.

Saint-Cyr, E. (1994). *Caractérisation et modélisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses*. (B. Eng), Ecole Polytechnique, Montreal.

Sankar, W. N., Albrektson, J., Lerman, L., Tolo, V. T., & Skaggs, D. L. (2007). Scoliosis in-brace curve correction and patient preference of CAD/CAM versus plaster molded TLSOs. *J Child Orthop*, 1(6), 345-349.

Schiller, J. R., Thakur, N. A., & Eberson, C. P. (2010). Brace management in adolescent idiopathic scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 468(3), 670-678.

Schreiber, S., Parent, E. C., Hedden, D. M., Moreau, M., Hill, D., & Lou, E. (2014). Effect of Schroth exercises on curve characteristics and clinical outcomes in adolescent idiopathic scoliosis: protocol for a multicentre randomised controlled trial. *J Physiother*, 60(4), 234.

Shaughnessy, W. J. (2007). Advances in scoliosis brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am*, 38(4), 469-475.

Sponseller, P. D. (2011). Bracing for adolescent idiopathic scoliosis in practice today. *J Pediatr Orthop*, 31(1 Suppl), S53-60.

Stokes, I. A. (2007). Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation. *Eur Spine J*, 16(10), 1621-1628.

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

Stokes, I. A., Bigelow, L. C., & Moreland, M. S. (1986). Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 11(3), 213-218.

Sundaram, S. H., & Feng, C. C. (1977). Finite element analysis in the human thorax. *J Biomech*, 10(8), 505-516.

Takemitsu, M., Bowen, J. R., Rahman, T., Glutting, J. J., & Scott, C. B. (2004). Compliance monitoring of brace treatment for patients with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(18), 2070-2074; discussion 2074.

Trobisch, P., Suess, O., & Schwab, F. (2010). Idiopathic scoliosis. *Dtsch Arztebl Int*, 107(49), 875-883.

van den Hout, J. A., van Rhijn, L. W., van den Munckhof, R. J., & van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in Boston brace treatment. *Eur Spine J*, 11(4), 332-335.

Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2000). Biomechanical modeling of spinal growth modulation for the study of scoliotic deformities. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 108(1-2), 26-26.

Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *Eur Spine J*, 13(1), 83-90.

Villemure, I., Aubin, C. É., Dansereau, J., & Labelle, H. (2002). Simulation of Progressive Deformities in Adolescent Idiopathic Scoliosis Using a Biochemical Model Integrating Vertebral Growth Modulation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124(6), 784.

Visser, D., Xue, D., Ronsky, J. L., Harder, J., & Zernicke, R. F. (2012). Computer-aided optimal design of custom scoliosis braces considering clinical and patient evaluations. *Comput Methods Programs Biomed*, 107(3), 478-489.

Weinstein, S. (1986). The natural history of scoliosis in the skeletally mature patient. *Iowa Orthop J*, 6, 44 - 52.

Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Cheng, J. C., Danielsson, A., & Morcuende, J. A. (2008). Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet*, 371(9623), 1527-1537.

Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Wright, J. G., & Dobbs, M. B. (2013). Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *N Engl J Med*, 369(16), 1512-1521.

Weinstein, S. L., & Ponseti, I. V. (1983). Curve progression in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 65(4), 447-455.

Weinstein, S. L., Zavala, D. C., & Ponseti, I. V. (1981). Idiopathic scoliosis: long-term follow-up and prognosis in untreated patients. *J Bone Joint Surg Am*, 63(5), 702-712.

Wiley, J. W., Thomson, J. D., Mitchell, T. M., Smith, B. G., & Banta, J. V. (2000). Effectiveness of the boston brace in treatment of large curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(18), 2326-2332.

Wilke, H.-J., Wenger, K., & Claes, L. (1998). Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *European Spine Journal*, 7(2), 148-154.

Willers, U., Normelli, H., Aaro, S., Svensson, O., & Hedlund, R. (1993). Long-term results of Boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(4), 432-435.

Wong, M. S. (2011). Computer-aided design and computer-aided manufacture (CAD/CAM) system for construction of spinal orthosis for patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Physiother Theory Pract*, 27(1), 74-79.

Wong, M. S., Cheng, J. C., Wong, M. W., & So, S. F. (2005). A work study of the CAD/CAM method and conventional manual method in the fabrication of spinal orthoses for patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int*, 29(1), 93-104.

Wong, M. S., Cheng, J. C. Y., & Lo, K. H. (2005). A comparison of treatment effectiveness between the CAD/CAM method and the manual method for managing adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthetics and Orthotics International*, 29(1), 105-111.

Wong, M. S., Mak, A. F., Luk, K. D., Evans, J. H., & Brown, B. (2000). Effectiveness and biomechanics of spinal orthoses in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *Prosthet Orthot Int*, 24(2), 148-162.

Wynarsky, G. T., & Schultz, A. B. (1991). Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics. *J Biomech*, 24(8), 721-732.

Wynne, J. H. (2008). The Boston Brace and TriaC systems. *Disabil Rehabil Assist Technol*, 3(3), 130-135.

Yrjonen, T., Ylikoski, M., Schlenzka, D., Kinnunen, R., & Poussa, M. (2006). Effectiveness of the Providence nighttime bracing in adolescent idiopathic scoliosis: a comparative study of 36 female patients. *Eur Spine J*, 15(7), 1139-1143.

Zhang, M., & Mak, A. F. (1999). In vivo friction properties of human skin. *Prosthet Orthot Int*, 23(2), 135-141.

Zhang, Y., Yang, Y., Dang, X., Zhao, L., Ren, J., Zhang, L., & Sun, J. (2015). Factors relating to curve progression in female patients with adolescent idiopathic scoliosis treated with a brace. *Eur Spine J*, 24(2), 244-248.

ANNEXE A – RÉSULTATS DES SIMULATIONS

Tableau 7.1: Résultats de l’analyse des moments

Moments (en N.mm) dans le plan frontal générés au sommet des courbes dans la position debout (Ini) et avec corset simulé (Sim) pour les courbes thoraciques et lombaires. Sim/Ini est le ratio de la correction simulée par rapport à la déformation initiale.

Patient	Courbe thoracique (°)				Courbe Lombaire (°)			
	Niveau	Ini	Sim	Sim/Ini	Niveau	Ini	Sim	Sim/Ini
P01	-	-	-	-	T12	-259	60	-23.0%
P02	-	-	-	-	L3	-589	81	-13.8%
P03	-	-	-	-	T12	-366	23	-6.3%
P04	-	-	-	-	L2	-1243	87	-7.0%
P05	T7	60	-12	-19.8%	T12	-379	41	-10.7%
P06	T8	100	-15	-15.1%	L2	-353	54	-15.4%
P07	T8	89	-6	-6.4%	T12	-301	38	-12.8%
P08	T6	121	1	1.2%	T12	-474	31	-6.6%
P09	T11	250	-11	-4.6%	T11	250	-37	-14.6%
P10	T10	305	-30	-9.9%	L3	-800	41	-5.1%
P11	T8	103	-22	-21.7%	L3	-334	34	-10.3%
P12	T6	56	-13	-22.5%	L3	-256	39	-15.3%
P13	T8	146	-25	-16.9%	L1	-459	83	-18.0%
P14	T9	280	-58	-20.6%	L2	-405	-40	9.8%
P15	T10	367	-50	-13.6%	L3	-542	84	-15.5%
P16	T8	247	-13	-5.3%	L3	-410	54	-13.2%
P17	T8	343	-37	-10.7%	L3	-1263	69	-5.4%
P18	T8	231	-25	-11.0%	L3	-881	36	-4.1%
Moyenne		193	-23	-12.6%		-504	43	-9.8%

Tableau 7.2: Résultats des dérotations des vertèbres apicales thoracique

Correction de la rotation des vertèbres apicales entre la position debout (Ini), position couchée simulée (Sup), et avec corset simulé (Sim) pour les courbes thoraciques et thoracolombaires.

Courbes thoraciques (°)						
	Niveau	Ini	Sup	Sim	Corr. Sup	Corr. Sim
P01	-	-	-	-	-	-
P02	-	-	-	-	-	-
P03	-	-	-	-	-	-
P04	-	-	-	-	-	-
P05	T6	3.7	7.7	7.4	-4	-3.7
P06	T6	0.5	-2.5	-2.8	3	3.3
P07	T7	5.1	9	10.2	-3.9	-5.1
P08	T6	1.2	1.9	2.9	-0.7	-1.7
P09	T9	7.8	6.5	7.6	1.3	0.2
P10	T8	4.9	3.3	-0.7	1.6	5.6
P11	T6	7.7	6.6	14.1	1.1	-6.4
P12	T7	5	0.9	-1.1	4.1	6.1
P13	T5	2.5	2.6	5.5	-0.1	-3
P14	T7	9.9	8	9.2	1.9	0.7
P15	T10	19.4	11.9	10.7	7.5	8.7
P16	T8	3	-0.2	-1.8	3.2	4.8
P17	T10	5.4	2	-4.8	3.4	10.2
P18	T6	10.6	10.6	7.3	0	3.3
Moyenne		6.2	4.9	4.6	1.3	1.6

Tableau 7.3: Résultats des dérotations des vertèbres apicales thoracolombaires/lombaires

Courbes thoracolombaires/lombaires (°)						
	Niveau	Ini	Sup	Sim	Corr. Sup	Corr. Sim
P01	T11	-11.6	-6.7	-6.6	-4.9	-5
P02	L2	-13.4	-12.9	-7	-0.5	-6.4
P03	T11	-6.5	-3.3	-12.6	-3.2	6.1
P04	L3	-18.8	-16.9	-14.4	-1.9	-4.4
P05	T11	-9.7	-2.5	-5.2	-7.2	-4.5
P06	L2	-11.8	-13.7	-13.4	1.9	1.6
P07	T11	-10.8	-5.9	-4.2	-4.9	-6.6
P08	T12	-6.6	-3.8	-3.3	-2.8	-3.3
P09	L2	4.3	5.2	5	-0.9	-0.7
P10	L2	-13.1	-11.3	-12.4	-1.8	-0.7
P11	L1	-2.1	-2.9	0.8	0.8	-2.9
P12	L2	-6.8	-6.8	-11.4	0	4.6
P13	L2	-10.6	-11.8	-8.7	1.2	-1.9
P14	L2	-2.4	-3.2	-2.8	0.8	0.4
P15	L2	-6.8	-6.9	-10.6	0.1	3.8
P16	L3	-4.8	-5.3	-7	0.5	2.2
P17	L3	-8.3	-9	-15.7	0.7	7.4
P18	L3	-5	-4.9	-9.5	-0.1	4.5
Moyenne		-8.0	-6.8	-7.7	-1.2	-0.3

Tableau 7.4: Résultats des corrections de la gibbosité

Correction de la gibbosité maximale entre la position debout (Ini), position couchée simulée (Sup), et avec corset simulé (Sim). Les corrections négatives signalent une aggravation de la gibbosité.

Patient	Niveau	Gibbosité maximale (°)			Corr. Sup	Corr. Sim
		Ini	Sup	Sim		
P01	T9	5.6	3.5	5.8	2.1	-0.2
P02	T9	4	1.1	0.5	2.9	3.5
P03	T6	-4.1	-2.3	5	1.8	9.1
P04	T10	9.7	7.8	8.9	1.9	0.8
P05	T10	8.3	2.1	6.1	6.2	2.2
P06	T9	5.5	5.1	6.4	0.4	-0.9
P07	T10	6	2	3.9	4	2.1
P08	T8	-2.1	-3.2	-3.1	-1.1	-1
P09	T9	2	1.2	1.2	0.8	0.8
P10	T8	2.1	1.5	5.7	0.6	-3.6
P11	T8	-4	-3.6	-8.3	0.4	-4.3
P12	T9	-7.9	-4.6	-1.8	3.3	6.1
P13	T7	4.2	4.6	4.2	-0.4	0
P14	T7	-3.2	-3.4	-5	-0.2	-1.8
P15	T9	-10.5	-3	-5.1	7.5	5.4
P16	T9	-9.8	-7.9	-6.5	1.9	3.3
P17	T10	-8.4	-6.1	-2	2.3	6.4
P18	T9	-6.4	-6.4	-3.6	0	2.8
Moyenne (absolue)		5.8	3.9	4.6	1.9	1.7

Tableau 7.5: Résultats des corrections de la cyphose thoracique

Correction de la cyphose thoracique entre la position debout (Ini), position couchée simulée (Sup), et avec corset simulé (Sim).

Cyphose thoracique (°)					
	Ini	Sup	Sim	Corr. Sup	Corr. Sim
P01	28.1	16	10.7	43%	62%
P02	22.4	14.2	12.3	37%	45%
P03	40.3	21.8	12.6	46%	69%
P04	31.6	16.9	8.4	47%	73%
P05	36.1	18.9	13.5	48%	63%
P06	43.2	25.6	19.5	41%	55%
P07	33.4	19.5	12.9	42%	61%
P08	22.8	13.1	5.4	43%	76%
P09	28.7	13	4.2	55%	85%
P10	16.9	10.8	0.4	36%	98%
P11	39.7	26.1	14.6	34%	63%
P12	27.2	12.3	2.3	55%	92%
P13	34.8	18.7	6.1	46%	82%
P14	23.5	13.1	4.6	44%	80%
P15	31.4	17.9	9.3	43%	70%
P16	18.9	9.7	2.6	49%	86%
P17	20.1	9.1	2.2	55%	89%
P18	7.4	7.3	0.3	1%	96%
Moyenne	28.1	15.8	7.9	42%	75%

Tableau 7.6: Résultats des corrections de la lordose lombaire

Correction de la lordose lombaire entre la position debout (Ini), position couchée simulée (Sup), et avec corset simulé (Sim).

Lordose lombaire (°)					
	Ini	Sup	Sim	Corr. Sup	Corr. Sim
P01	16.2	10.4	4.6	36%	72%
P02	30.7	14.9	10.5	51%	66%
P03	44.4	20.8	3.5	53%	92%
P04	40.7	22.9	13.7	44%	66%
P05	49	26.5	6.5	46%	87%
P06	54.8	31	8.4	43%	85%
P07	46.6	25.5	15.6	45%	67%
P08	44.8	24.8	12.7	45%	72%
P09	55.9	31.7	19.8	43%	65%
P10	28.5	15.6	1.8	45%	94%
P11	35.4	20.2	15.2	43%	57%
P12	22.8	14.9	5.2	35%	77%
P13	48.4	24.9	12.6	49%	74%
P14	75.2	54.3	46.2	28%	39%
P15	29.8	15.6	4.3	48%	86%
P16	40.7	18.6	6.8	54%	83%
P17	33.6	16.6	1.3	51%	96%
P18	22.8	22.8	10	0%	56%
Moyenne	40.0	22.9	11.0	42%	74%

Tableau 7.7: Résultats des corrections des courbes scoliotiques chez les patients avec courbe unique
 Correction de courbes scoliotiques entre la position debout (Ini), corset de providence réel (Pro),
 position couchée simulée (Sup), et avec corset simulé (Sim) pour les courbes thoraciques et
 lombaires.

			Cobb thoracique (°)				Cobb lombaire (°)			
Patient	Âge	Risser	Ini	Pro	Sup	Sim	Ini	Pro	Sup	Sim
P01	15	4	5	2	1	1	20	1	14	11
P02	14	1	8	-4	3	-1	24	-9	8	-5
P03	11	0	4	0	1	0	23	10	15	15
P04	10	0	6	8	0	2	29	7	15	5
P05	12	1	12	1	5	3	28	9	15	12
P06	13	0	13	6	8	6	28	6	15	10
P07	12	0	14	-15	6	-7	20	-12	11	-8
P08	14	4	19	7	10	10	29	6	16	12
P09	13	2	25	8	16	14	14	7	5	8
Moyenne	12.8	1.3	11.8	1.4	5.6	3.1	23.9	2.8	12.7	6.7
Correction				88%	53%	74%		88%	47%	72%

Tableau 7.8: Résultats des corrections des courbes scoliotiques chez les patients avec courbe double Correction de courbes scoliotiques entre la position debout (Ini), corset de providence réel (Pro), position couchée simulée (Sup), et avec corset simulé (Sim) pour les courbes thoraciques et lombaires.

			Cobb thoracique (°)				Cobb lombaire (°)			
Patient	Âge	Risser	Ini	Pro	Sup	Sim	Ini	Pro	Sup	Sim
P10	14	4	35	10	20	16	37	11	17	14
P11	12	3	26	10	13	8	33	22	18	16
P12	14	2	26	16	17	13	35	19	20	23
P13	13	3	34	13	15	9	29	6	16	13
P14	11	2	23	8	9	7	30	21	12	9
P15	16	4	40	23	23	19	33	17	16	14
P16	12	1	30	17	18	17	26	13	15	12
P17	14	4	38	16	23	18	42	14	23	12
P18	11	1	30	9	17	15	38	10	20	16
Moyenne	12.8	2.7	31.3	13.6	17.2	13.6	33.7	14.8	17.4	14.3
Correction				57%	45%	57%		56%	48%	57%

Tableau 7.9: Résultats des corrections des courbes scoliotiques chez les patients avec Risser 0-2

Correction de courbes scoliotique entre la position debout (Ini), corset de providence réel (Pro), position couchée simulée (Sup), et avec corset simulé (Sim) pour les courbes thoraciques et lombaires des patients avec Risser 0-2.

			Cobb thoracique (°)				Cobb lombaire (°)			
Patient	Âge	Risser	Ini	Pro	Sup	Sim	Ini	Pro	Sup	Sim
P02	14	1	8	-4	3	-1	24	-9	8	-5
P03	11	0	4	0	1	0	23	10	15	15
P04	10	0	6	8	0	2	29	7	15	5
P05	12	1	12	1	5	3	28	9	15	12
P06	13	0	13	6	8	6	28	6	15	10
P07	12	0	14	-15	6	-7	20	-12	11	-8
P09	13	2	25	8	16	14	14	7	5	8
P12	14	2	26	16	17	13	35	19	20	23
P14	11	2	23	8	9	7	30	21	12	9
P16	12	1	30	17	18	17	26	13	15	12
P18	11	1	30	9	17	15	38	10	20	16
Moyenne	12.8	0.9	17.4	4.9	9.1	6.3	26.8	7.4	13.7	8.8
Correction	71.7% 47.6% 63.9%						72.5% 48.8% 67.1%			