

Titre: Approche intégrée de conception biomécanique de corsets pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent

Auteur: Frédérique Desbiens-Blais

Date: 2012

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Desbiens-Blais, F. (2012). Approche intégrée de conception biomécanique de corsets pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/805/>

 Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/805/>
PolyPublie URL:

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

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

APPROCHE INTÉGRÉE DE CONCEPTION BIOMÉCANIQUE DE CORSETS
POUR LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE
L'ADOLESCENT

FRÉDÉRIQUE DESBIENS-BLAIS

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

AVRIL 2012

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

APPROCHE INTÉGRÉE DE CONCEPTION BIOMÉCANIQUE DE CORSETS POUR LE
TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENT

présenté par : DESBIENS-BLAIS Frédérique

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

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

M. DANSEREAU Jean, Ph. D., président

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

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

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

M. FROSSARD Laurent, Ph. D., membre

DÉDICACE

À ma famille

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de recherche, le Dr Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal. Son aide m'a été précieuse tout au long de mon parcours à la maîtrise. Je le considère comme mon mentor et une référence pour mes travaux futurs. Je voudrais également remercier mes co-directeurs, Dr Stefan Parent et Dr Hubert Labelle, tous deux chirurgiens orthopédiques au CHU Sainte-Justine, pour leur aide au niveau clinique de cette pathologie complexe, ainsi que pour leur rigueur scientifique. Merci pour leur support moral et leur motivation pour compléter cette étude.

Je voulais particulièrement remercier le Dr Julien Clin pour sa grande générosité, ses nombreux conseils et sa disponibilité pour la réalisation de ce projet.

Merci du support et aide technique fournis par les différents intervenants du projet : Isabelle Turgeon, Manivone Savann, Philippe Labelle, Dr Jean-Marc Mac-Thiong, Dr Benoît Poitras, Julie Joncas, Marie-Chantale Bolduc, Marco Larouche, Marie-Josée Gagné, Patrice Raymond, Denis Lalumière, Linda Dupuis, Johanne Rouleau, Philippe Debanné, Nathalie Jourdain, Lama Seoud et les préposés de la clinique de scoliose de Sainte-Justine. Je voudrais remercier les participants de l'étude ayant pris de leur temps pour valider ce projet.

Un grand merci à Benoît Bissonnette ayant permis la fabrication et l'aide à la conception de ces nouveaux corsets. Ses connaissances et son savoir-faire ont été des plus importants à la réalisation de cette étude.

Je veux également remercier mes collègues, étudiants, associés de recherche et chercheurs qui m'ont appuyé et aidé tout au long de ma maîtrise. Particulièrement à Nikita Cobetto et Amjad Sattout qui assureront le suivi de ce projet, ainsi que Diane Moulin, Éric Wagnac et Rohan Bianco pour leur aide et bonne humeur! Merci à Christian Bellefleur, Nathalie Bourassa et Annick Koller pour leur dévouement à la réalisation des différents projets du laboratoire.

Je suis reconnaissante envers les différents organismes de subventions, principalement du CRSNG, ainsi que les compagnies impliquées dans le projet, Boston Brace Inc., Rodin4D (Groupe Lagarrigue) et Orthèse-Prothèse Rive-Sud.

J'aimerais grandement remercier mes parents, ma marraine, mon grand-père et ma famille pour leur soutien, leur encouragement et leur amour.

Finalement, j'aimerais remercier Michaël Lapointe, la personne qui partage mon quotidien, celui qui a su me faire persévérer et me motiver tout au long de ce parcours.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) génère des déformations complexes tridimensionnelles (3D) de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin. De 3 à 4 % de la population est atteint par cette maladie, principalement des filles adolescentes durant leur poussée de croissance. Cette pathologie peut mettre en danger la santé de l'individu, advenant une progression de la déformation du rachis. Dans ces cas, une chirurgie, permettant de redresser la colonne vertébrale grâce à des tiges et vis métalliques, est nécessaire. Cette chirurgie est très invasive et comporte certains risques (notamment vasculaire et nerveux). Des traitements moins invasifs sont disponibles pour prévenir la progression des courbures. Pour des courbures moyennes, un traitement par port de corset (orthèse pour le tronc) est généralement utilisé. Le corset de Boston est le traitement standard utilisé en Amérique du Nord. Sa conception est effectuée de façon empirique à l'aide de l'évaluation de radiographies. Il existe d'autres types de corsets disponibles sur le marché. Seulement, leur efficacité est variable et imprévisible. Cette grande variété de concepts de corset est dû au fait que l'action biomécanique de la correction des corsets est méconnue.

Une plateforme, assistée par ordinateur, de conception de corset a été créée à la suite de travaux précurseurs sur le développement d'un modèle par éléments finis (MEF) du tronc humain. Cette plateforme permet d'effectuer la conception d'un corset à l'aide d'un outil de conception assistée par ordinateur (CAO) ainsi que de simuler son installation sur le MEF du tronc. La simulation permet de prédire l'efficacité immédiate du corset avant sa fabrication. Celui-ci peut dès lors être itérativement amélioré à l'aide de cet outil, jusqu'à ce que l'efficacité du corset soit jugée suffisante. Le corset peut alors être fabriqué avec un système de fabrication assistée par ordinateur (FAO) lié à une fraiseuse numérique 3D. Cette plateforme permet la rationalisation de la conception de corset. Cet outil a besoin de validation clinique afin d'être utilisé pour créer des corsets efficaces de façon constante.

L'objectif de cette étude était de vérifier la faisabilité d'utiliser la nouvelle plateforme de conception pour fabriquer des corsets pour les patients SIA. L'efficacité des nouveaux corsets a été comparée ensuite aux prédictions de la simulation ainsi qu'à un système de corsets standards.

Deux corsets ont été fabriqués pour six patients SIA. Le premier corset a été créé à l'aide de la nouvelle plateforme de conception (*NouveauCorset*). Ce dernier est basé sur une reconstruction

3D de la colonne vertébrale, du bassin et de la cage thoracique de chaque patient, issue de radiographies calibrées bi-planaires (postéro-antérieure et latérale). La géométrie de la surface externe du tronc est acquise à l'aide d'une technologie de topographie de surface (système de digitalisation de bandes de lumière moirées). Les géométries internes et externes sont juxtaposées à l'aide de marqueurs radio opaques et les géométries recalées sont converties en un MEF biomécanique. Ce modèle est ensuite utilisé pour corriger virtuellement les déformations de la colonne vertébrale dans l'outil de simulation. Cette correction permet à l'utilisateur d'avoir une forme de tronc pré-correctée rationnellement sur laquelle faire la conception d'un corset rigide. La conception du corset, par rapport à ses dimensions, découpes et nombre de courroies, est itérativement testée dans l'outil de simulation. Ceci permet l'optimisation du potentiel de correction immédiate ainsi que de la distribution de pressions appliquées sur le tronc avant la fabrication. Le concept de corset optimal est choisi pour la fabrication par FAO. Le second corset fabriqué pour chaque patient est un corset standard thoraco-lombo-sacré (TLSO) conçu selon la méthode de moule en plâtre (*CorsetStd*). L'efficacité immédiate des corsets a été évaluée à l'aide de radiographies du patient dans chacun des corsets et comparée à la correction des corsets prévue par la simulation.

Le *NouveauCorset* fabriqué à l'aide de la plateforme de conception a corrigé les déformations du rachis en moyenne à près de 5° d'angle de Cobb de la simulation. Il a eu des corrections similaires à celles obtenues par le corset standard avec une correction moyenne de 14° vs. 15° pour le *NouveauCorset* et le *CorsetStd* respectivement. Un effet d'aplanissement des courbures sagittales avec une réduction de 10° de la lordose et de la cyphose a été remarqué pour les deux types de corset, tandis que la simulation ne modifiait la cyphose et la lordose que d'environ 1°. Le déjettement coronal était similaire entre les deux types de corset (7.3 vs. 6.8 mm d'amélioration du déjettement pour le *NouveauCorset* vs. *CorsetStd*). Toutefois, le déjettement n'a pu être simulé à cause des contraintes sur le modèle du tronc des patients.

En moyenne, la simulation a prédit des résultats réalistes pour la correction des corsets, plus particulièrement pour la portion de la colonne vertébrale de T7 à S1 (différence moyenne entre la simulation et le corsets fabriqués inférieure à 5° d'angle de Cobb). Les zones de pression prédites étaient comparables à celles appliquées par le corset sur le tronc. Le nouveau corset avait des effets comparables à ceux du corset standard. Ces premiers résultats démontrent la faisabilité de

fabriquer des corsets fonctionnels, équivalents aux corsets standards, à l'aide de cette nouvelle méthode de rationalisation et la plateforme de conception.

Cette étude comporte quelques limites. D'abord, le MEF du tronc n'inclut pas de représentation de l'activité musculaire. Il permet une indication de l'action passive du corset sur le tronc. Le modèle inclut aussi certaines contraintes nécessaires pour le calcul. Le bassin est fixé ainsi que T1, sauf dans l'axe vertical. La fixation du bassin empêche la prédiction de la rotation du bassin lorsqu'un corset est installé sur le patient, ce qui peut expliquer certaines différences entre les courbures sagittales de la simulation et des radiographies. Les contraintes à T1 empêchent le déplacement de cette vertèbre représentant le déjettement du patient. Par contre, les forces de réactions sont calculées à T1 et donnent une indication sur le déjettement du patient. Le MEF du tronc est personnalisé à la géométrie spécifique de chaque patient. Toutefois, la flexibilité des patients est encore évaluée qualitativement. Des outils permettant la mesure d'un indice de flexibilité sont en développement au CHU Sainte-Justine, et seront intégrés à la plateforme dans des études futures. La simulation prédit l'effet immédiat des corsets sur la correction des courbures du patient dans une position debout. L'effet à long terme n'est pas explicitement représenté. L'effet des corsets dans d'autres positions du patient serait à vérifier afin d'évaluer davantage l'efficacité des concepts de corsets. Une évaluation du confort a été présentée dans cette étude à l'aide de la distribution de pression. Plus de travail est nécessaire afin d'introduire d'autres critères de confort du patient tels que l'humidité, les surfaces de contact et les ouvertures ou fenêtres du corset à l'outil de prédiction.

Cette étude est la première évaluation clinique de l'outil de simulation. Elle a permis la fabrication de corsets dont l'action biomécanique a été évaluée et qui sont cliniquement efficaces pour plusieurs cas de SIA. Plus de patients sont nécessaires pour valider davantage cette nouvelle plateforme de conception. Lorsqu'elle sera complètement validée, cette nouvelle technique de conception permettra d'améliorer le processus de conception de corset et de rationaliser les traitements conservateurs de la SIA.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) generates complex tridimensional deformities of the spine, rib cage and pelvis. It affects around 3-4% of the population, mainly female adolescents during their growth spurt. This pathology can be health threatening. If severe spinal curvature progression occurs, a surgery is necessary to straighten the spine using metal rods and screws. This surgery is very invasive and involves certain risks (mainly vascular and nervous). Conservative treatments are available to prevent curve progression. For moderate curves, braces (torso orthosis) are generally used as treatment. The standard brace used in North America is the Boston brace system. Its design is currently done mostly empirically based on assessments of radiographs. Other brace designs are available on the market; however their efficacy is variable and unpredictable. This wide brace design variety is due to the fact that brace biomechanical actions are not fully understood.

Based on previous work on the development of a personalized finite element model (FEM) of a human torso, a computer assisted brace design platform was created. This platform allows brace design through Computer Assisted Design (CAD) and brace installation simulation on the FEM of the trunk. The simulation allows predicting initial brace efficacy, prior to the brace fabrication. The brace design can be iteratively improved using this tool until brace efficacy is considered sufficient and the brace can be fabricated using Computer Assisted Manufacturing (CAM) linked to a 3D carver. This platform permits the rationalization of brace design. This tool needs to be clinically validated to be used to create consistently efficient braces for clinical use.

The objective of this study is to assess the feasibility of using the new design platform to build braces for AIS patients. The effectiveness of the braces issued from this process need to be compared to the predicted outcome of the simulations and to a standard bracing system.

To do so, two braces were fabricated for six AIS patients. The first brace was created using the new design platform (*NewBrace*). The latter is based on a 3D reconstruction of the spine, pelvis and rib cage of each patient, computed from bi-planar (postero-anterior and lateral) calibrated radiographs. The external torso surface geometry is acquired using a surface topography technology (Moiré fringe digitization system). The internal and external geometries are registered together using radiopaque markers and the registered geometries are converted to a biomechanical FEM. This model is used to virtually correct the spinal deformities in the

simulation tool. This correction enabled the user to have a rationally corrected torso shape on which to design a rigid brace. The brace design, in regards to dimensions, cut-outs and strap number, is iteratively tested in the simulation tool. This allowed the optimization of the immediate in-brace correction potential as well as pressure distribution exerted on the torso prior to fabrication. The optimal brace design is chosen for fabrication using the CAM system. The second brace fabricated for each patient is a standard TLSO designed using the plaster-cast method (*StdBrace*). Immediate brace effectiveness was assessed using in-brace patient radiographs for both braces and compared to the predicted brace correction of the simulation.

NewBrace fabricated using the design platform corrected on average the spine deformities within 5° of Cobb angle of the simulated correction. It also had similar correction as compared to the standard brace with an average correction of 15° vs. 14° for the *StdBrace* and the *NewBrace* respectively. For both brace types, there was similar flattening effect of the sagittal curves with an average of 10° reduction of the lumbar lordosis and thoracic kyphosis, whereas the simulations modified on average the kyphosis and lordosis of about 1°. The two braces had similar effects on the coronal balance (7.3 vs. 6.8 mm balance improvement respectively for *NewBrace* vs. *StdBrace*). However, the balance could not be simulated, because of constraints on the patient model.

On average the simulation predicted realistic outcome for brace correction, specifically for the T7 to S1 portion of the spines (with an average difference between the simulation and the fabricated brace of under 5° of Cobb angle). It also predicted similar pressure zones applied by the brace on the torso. The new braces had comparable effects with the standard braces. These first results showed the feasibility of building functional braces, equivalent to standard braces, based on the new design platform.

Some limits are inherent to this study. First the FEM of the torso did not include a representation of muscle activity. It only registers the passive action of the brace on the torso. The model also includes certain constraints needed for computing. The pelvis was fixed so was T1, except in the vertical axis. Fixing the pelvis prevented the prediction of pelvis rotation when a brace was positioned on the patients, which can explain certain differences in sagittal curves between the simulation and the radiographs. The constraints on T1 prohibit the vertebra displacement representing the patient balance, alignment offset between S1 and T1. However, the reaction

forces were computed at T1 and give an insight on patient balance. The torso FEM was personalized to specific patient geometries; yet the patient flexibility was still qualitatively assessed. Tools to measure a flexibility index are being developed at Sainte-Justine Research Center, and will be implemented to this platform in future studies. The simulation predicted the immediate brace correction of the patient in the standing position. The long term effect was not explicitly represented. The effect of bracing in other patient positions would be necessary to further assess the efficiency of the brace designs. Comfort assessment was introduced in this study using the brace pressure distribution. More work could be done in this subject using other comfort criteria like humidity; contact surfaces and brace openings (windows).

This study was the first experimental assessment of the brace simulator as a clinical tool. It allowed the fabrication of biomechanical and clinically relevant braces for several cases of AIS. More cases are necessary to further validate this new brace designing platform. When completely validated, this new design technique will allow improving the brace design process and rationalize conservative treatments of AIS.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	VI
ABSTRACT	IX
TABLE DES MATIÈRES	XII
LISTE DES TABLEAUX.....	XIV
LISTE DES FIGURES.....	XV
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVIII
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	4
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc humain	4
1.1.1 Plans de référence anatomiques	4
1.1.2 La colonne vertébrale	4
1.1.3 La cage thoracique	7
1.1.4 La ceinture scapulaire.....	7
1.1.5 Le bassin.....	8
1.1.6 La paroi abdominale.....	8
1.2 La scoliose idiopathique de l'adolescent et ses traitements.....	9
1.2.1 Définition et description de la scoliose	9
1.2.2 Mesure de la déformation.....	9
1.2.3 Traitement par corset orthopédiques	18
1.3 Techniques de modélisation biomécanique.....	29
1.3.1 Modélisation géométrique du tronc.....	29

1.3.2	Modélisation par éléments finis du tronc	30
1.3.3	Simulation du traitement par corset	31
1.3.4	Optimisation du traitement par corset	32
CHAPITRE 2	RATIONNELLE DU PROJET, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET OBJECTIFS	36
CHAPITRE 3	CONCEPTION DE CORSETS COMBINANT LA CFAO ET LA SIMULATION NUMÉRIQUE POUR LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENT	38
3.1	Développement de l'approche de conception de corsets optimaux – étude préliminaire	38
3.2	Présentation de l'article.....	44
3.3	Article: New Brace Design Combining CAD/CAM and Biomechanical Simulation for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis.....	44
3.3.1	Abstract	46
3.3.2	Introduction	47
3.3.3	Methods	48
3.3.4	Results	51
3.3.5	Discussion	52
3.3.6	Conclusion.....	54
3.3.7	Acknowledgements	55
3.3.8	References list	55
CHAPITRE 4	DISCUSSION GÉNÉRALE	65
	CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS	72
	BIBLIOGRAPHIE	76

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Synthèse des articles et travaux d'optimisation de traitement pour la SIA	34
Tableau 3.1: Paramètres de conception choisis pour le plan d'expériences	40
Table 3.2: Initial (out of brace), measured and calculated clinical indices for the brace simulation (Sim), the fabricated NewBrace system (New) and the StdBrace system (Std) of the patients.	58

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Plans anatomiques (adaptée de wikipedia.org).....	4
Figure 1.2: Anatomie du rachis (adaptée de wikipedia.org)	5
Figure 1.3: Anatomie d'une vertèbre thoracique a) vue de dessus b) vue latérale (adaptée de wikipedia.org)	5
Figure 1.4: Vue de dessus et latérale d'une vertèbre, structures du nucléus pulposus et de l'anneau fibreux (adapté de Gray, Henry, 1918)	6
Figure 1.5: a) cage thoracique b) une côte (adapté de Gray, Henry, 1918)	7
Figure 1.6: Structures du bassin (adapté de Gray, Henry, 1918)	8
Figure 1.7: Cavité abdominale (adapté de Gray, Henry, 1918)	8
Figure 1.8: Radiographies de scoliose a) tiré d'une banque d'images de l'auteure b) tiré de wikipedia.org.....	9
Figure 1.9: a) Gibbosité (adaptée de White et Panjabi 1990 et wikipedia.org) b) Déformations de la cage thoracique à la suite à la rotation des vertèbres (adapté de Keim, 1976).....	10
Figure 1.10: Classification de Lenke (Lenke, 2001)	11
Figure 1.11: a) Mesures des angles de Cobb (adapté de wikipedia.org).....	12
Figure 1.12: a) Déjettement ou balance de T1 par rapport au bassin ou L5 (Stokes, 1994) b) Cunéiformation des vertèbres (White et Panjabi 1990).	13
Figure 1.13: Indice de Risser, indication de la maturité osseuse (Selon UW Radiology)	13
Figure 1.14: Reconstruction 3D du squelette à partir de radiographie biplanaire.....	15
Figure 1.15: Rotation vertébrale d'un sujet sain vs un sujet scoliotique tiré de (White et Panjabi 1990).....	16
Figure 1.16: Vues transversale, coronale et sagittale de deux patients de types Lenke 1 (Labelle, 2011).....	16
Figure 1.17: Test d'inflexion latérale maximale volontaire a) Selon UW Radiology et b) Selon medscape	17

Figure 1.18: Test de suspension de Lamarre (2009)	18
Figure 1.19: Corset de Milwaukee, premier des corsets modernes (Lonstein, 1994; White, 1990; Blount, 1958).....	20
Figure 1.20: Corset de Boston, standard en Amérique du Nord (Emans, 2003).....	21
Figure 1.21: Types de corsets rigides a) corset de Chêneau b) corset Charleston (Hooper, 2003) c) corset Providence (D'Amato, 2003)	22
Figure 1.22: Le corset souple SpineCor (Rivard, 2003) b) Le corset Triac (Veldhuizen, 2002)...	23
Figure 1.23: Plâtre du tronc humain (Bowen, 1998).....	23
Figure 1.24: Interface graphique de Rodin 4D.....	24
Figure 1.25: Compte rendu de l'article de Rigo 2006 sur la variabilité des principes de correction de corsets (Rigo, 2006).....	26
Figure 1.26: Matrice de pression du CHU Sainte-Justine (Fortin, 2007)	28
Figure 1.27: a) Système d'acquisition Inspeck du CHU Sainte-Justine et technique de reconstruction 3D de la surface externe du tronc b) Recalage du squelette avec la reconstruction 3D de la surface externe du tronc	29
Figure 1.28: a) MEF du rachis, de la cage thoracique et du bassin	31
Figure 1.29: Exemple de fonction d'optimisation (Majdouline, 2009)	33
Figure 1.30: Paramètres de conception de corset choisis dans l'étude de Clin 2010. (adapté de Clin, 2010).....	35
Figure 3.1: a) corset issu du simulateur original b) corset issu du logiciel de CFAO.....	38
Figure 3.2: paramètres de conception choisis pour le plan d'expériences	40
Figure 3.3: Corset choisi dans l'outil de CFAO suivi du corset une fois installé et la forme de la colonne vertébrale initiale — , dans le corset — et dans la simulation —	41
Figure 3.4: Problème d'installation du corset fabriqué avec la technique d'optimisation par plan d'expériences	42
Figure 3.5: Correction virtuelle des déformations scoliotiques	43

- Figure 3.6: Steps to build the finite element model. A- Acquisition of the internal geometry using the multi-view radiographic reconstruction technique; B- Acquisition of the external geometry using a surface topography system; C-Superimposition of the two geometries; D- Finite Element model of the trunk (ligaments not shown for clarity).59
- Figure 3.7: A-Brace design using a CAD software (Rodin4D); B-FEM of the brace installed on patient FEM (internal structures not shown for clarity); C- Brace installation simulation and predicted outcome (spinal shape and pressure distribution), and D- Fabrication using a numerical controlled carver (CAM software).60
- Figure 3.8: Radiographic results for patient P1 out of brace (Initial), with the *NewBrace* and with the *StdBrace* and the resulting spinal shape in the postero-anterior and lateral views (— Out of brace, — *NewBrace*, — *StdBrace*, × Simulation prediction).61
- Figure 3.9: The pressures predicted by the simulation compared to the clinically measured pressure for patient P1. For the simulations the blue represents an area without pressure; those were represented in white for the measured pressure.62
- Figure 3.10: X-rays and spinal shape in the coronal plane for Patients P2-P6 (— Out of brace, — *NewBrace*, — *StdBrace*, × Simulation prediction).63

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions, tridimensionnel
θ	Angle
AVR	Rotation de la vertèbre apicale
AVT	Translation vertébrale apicale
C1 à C7	Première à la septième vertèbre cervicale
CCD	« Charge-CoupledDevice », ou dispositif à transfert de charge
CFAO	Conception et fabrication assistée par ordinateur
cm	Centimètre
<i>CorsetStd (StdBrace)</i>	Corset conçu avec la méthode de plâtre
CSVL	Droite sacrale médiale verticale « central sacral vertical line »
CT	Costo-transverse
CTL SO	Orthèse cervico-thoraco-lombo-sacrée
CT-scan	Computed tomography, tomodensitométrie
CV	Costo-vertébral
d	Déplacement
DLT	«Direct linear Transformation»
EOS	Système d'imagerie médicale, <i>Biospace Instruments</i> , France
F (F1, F2...)	Force
L1 à L5	Première à la cinquième vertèbre lombaire
LAT	Latérale
LL	Lordose
MEF	Modèle éléments finis

MPa	Méga Pascal
mm	Millimètre
mm Hg	Millimètre de mercure
MT	Segment de la colonne vertébrale thoracique principale
N	Newton
<i>NouveauCorset (NewBrace)</i> Corset conçu à l'aide de la plateforme de conception	
OPMD	plan de déformation maximal
PA	Postéro antérieure
PA-0°	Radiographie PA à 0°
PA-20°	Radiographie PA à 20°
PT	Segment de la colonne vertébrale thoracique proximal
R	Rigidité
T1 à T12	Première à la douzième vertèbre thoracique
TK	Cyphose
TL/L	Segment de la colonne vertébrale thoracolombaire ou lombaire
TLSO	Orthèse thoraco-lombo-sacrée
S1 à S5	Première à la cinquième vertèbre sacrale
SIA	Scoliose idiopathique de l'adolescent

INTRODUCTION

Certaines pathologies rachidiennes peuvent affecter l'intégrité structurelle du tronc. Une des plus marquantes est la scoliose idiopathique de l'adolescent qui affecte de 3 à 4 % de la population, principalement des filles-adolescentes (à 90 %) (Rogala, Drummond et al. 1978; Roach 1999). Cette maladie, de cause méconnue, est caractérisée par une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, caractérisée par une déformation latérale du rachis, mais aussi de rotations dans le plan transverse et des modifications dans le plan sagittal. Les déformations spinales affectent aussi la cage thoracique, qui est entraînée suivant le mouvement des vertèbres, créant ainsi l'apparition d'une gibbosité caractéristique dans le dos. Cette bosse est la principale raison de consultation des patients (Trobisch, Suess et al. 2010; Carreon, Sanders et al. 2011; Roberts, Savage et al. 2011). Environ 10% des cas de scolioses adolescentes idiopathiques nécessiteront un traitement (Rogala, Drummond et al. 1978; Roach 1999).

Les traitements de la scoliose varient selon la sévérité et l'évolutivité des déformations. La scoliose progresse généralement lors de la poussée de croissance à l'adolescence (Stokes 2007). Pour les patients ayant de faibles degrés de courbure (angle de Cobb inférieur à 20°), on procède habituellement au suivi radiologique régulier. Pour un angle de Cobb entre 20° et 40°, le port du corset orthopédique est recommandé. Le corset est un traitement préventif qui vise à stopper la progression des courbures scoliotiques et si possible les corriger. Dans les situations où le traitement par corset ne peut empêcher la progression des courbures (Cobb supérieur à 40°), les sujets ont recours alors à une instrumentation chirurgicale (Trobisch, Suess et al. 2010). L'intervention chirurgicale la plus courante pour la scoliose consiste à redresser la colonne vertébrale à l'aide de tiges métalliques maintenues par des vis fixées sur les vertèbres. Cette intervention est majeure et comprend des risques principalement neurologiques et vasculaires. Des complications peuvent survenir également advenant un bris des tiges ou une expulsion des vis. C'est également une opération coûteuse et très spécialisée. Pour ces raisons, le traitement préventif est préconisé.

Les traitements préventifs sont loin de faire l'unanimité dans le domaine (Lonstein et Winter 1994; Noonan, Weinstein et al. 1996; Trobisch, Suess et al. 2010). Il existe plusieurs types de corsets (rigides ou souples) pour le traitement de la scoliose, lesquels sont principalement basés sur des principes empiriques de conception et de fonctionnement. Les corsets rigides couramment

utilisés sont constitués généralement d'une coque en plastique de polyéthylène munie de coussins ou autre mécanisme de pression (forme bombée de la coque, etc.) ainsi que de courroies de serrage. Ils visent principalement à contraindre les courbures existantes du rachis afin de stopper leur progression. Ces systèmes peuvent par exemple être conçu à l'aide d'une coque symétrique (corset de Boston) ou peuvent être personnalisés à partir du plâtre d'un patient (corset Chêneau, Wilmington). La position de coussins de pression dans la coque des corsets voire même la forme de ces corsets reste variable (Wynarsky et Schultz 1991; Patwardhan, Rimkus et al. 1996; Aubin, Dansereau et al. 1997; Gignac, Aubin et al. 2000; Carlson 2003; Gavin et Patwardhan 2003). Il n'y a pas de consensus dans la littérature sur l'efficacité des corsets (Lonstein et Winter 1994; Noonan, Weinstein et al. 1996; Dickson 1999; Goldberg, Moore et al. 2001), bien que leurs principes d'action biomécanique aient fait l'objet de plusieurs études scientifiques (Aubin 1995; Gignac, Aubin et al. 2000; Mac-Thiong, Petit et al. 2004; Perie, Aubin et al. 2004; Aubin, Labelle et al. 2007; Clin, Aubin et al. 2007; Labelle, Bellefleur et al. 2007; Clin, Aubin et al. 2010; Clin, Aubin et al. 2010). Il y a beaucoup de variabilité sur l'effet et l'efficacité des différents corsets. Cette variabilité est due principalement au potentiel de réductibilité du rachis d'un patient (principe de correction potentielle de la colonne vertébrale à l'aide de pressions externes appliquées sur le tronc). Pour qu'un corset soit considéré efficace, il doit permettre une correction immédiate des courbures scoliotiques de 50% pour un patient flexible et de près de 30% pour un patient plus rigide (Clin, Aubin et al. 2010). L'efficacité du corset est aussi due à l'adhésion du patient au traitement i.e. son acceptation de porter le corset de façon régulière.

Des modèles numériques ont été développés afin de mieux comprendre les principes biomécaniques des corsets et d'en améliorer l'efficacité. Ceux-ci permettent de simuler l'application de forces provenant du corset sur un modèle par éléments finis du patient afin de simuler l'effet d'un corset (Andriacchi, Schultz et al. 1976; Aubin 1995; Patwardhan, Rimkus et al. 1996; Perie, Aubin et al. 2003). Depuis, plusieurs raffinements ont été réalisés aux approches de simulations afin de représenter de façon plus réaliste le mode d'action des corsets sur le tronc. En particulier, une plateforme de simulations avancées pouvant prédire l'efficacité de n'importe quelle forme de corset rigide a été mise sur pied (Clin, Aubin et al. 2007; Clin, Aubin et al. 2011). Celle-ci permet aussi de calculer différents indices cliniques ainsi que la forme finale de la colonne vertébrale après l'installation du corset. Cet outil a précédemment été utilisé pour tester plusieurs paramètres de conception de corsets (Clin, Aubin et al. 2010). Plus récemment, dans le

cadre d'un contrat industriel, cet outil de simulation a été intégré à un logiciel de conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO). Cette nouvelle plateforme permet d'effectuer la conception d'un corset dans l'outil de CFAO, de le tester dans l'outil de simulation, puis de retourner au système de CFAO pour améliorer la conception. Ceci permet une amélioration itérative d'un concept de corset. Une fois le corset considéré satisfaisant, sa géométrie est transférée à une fraiseuse numérique du système de CFAO permettant l'usinage d'un bloc de mousse de polyuréthane représentant le positif du moule du corset. Une feuille de polyéthylène peut être thermoformée sur ce moule. Les contours du corset sont découpés et les courroies rivetées au plastique vis-à-vis l'ouverture du corset. Cependant, cette plateforme n'a pas encore été exploitée afin de rationaliser le design de corsets et de tester leur efficacité sur des sujets scoliotiques.

L'objectif de ce projet est donc de rationaliser la conception de corsets en tentant d'optimiser leur efficacité à l'aide du simulateur et de tester les nouveaux corsets résultants sur une cohorte de patients à des fins de validation expérimentale.

Ce mémoire de maîtrise est composé de cinq chapitres. Une revue des connaissances nécessaires à la compréhension de ce sujet est présentée dans le premier chapitre. Le chapitre 2 présente la synthèse de la revue des connaissances ainsi que la présentation de la problématique et des objectifs du projet. Le troisième chapitre présente un article détaillant la technique de conception de corsets ainsi que sa preuve de faisabilité. Le chapitre 4 quant à lui, expose la discussion sur cette nouvelle plateforme de conception de corsets optimisés. Le tout est complété par une courte conclusion ainsi que des recommandations.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc humain

1.1.1 Plans de référence anatomiques

La nomenclature utilisée dans ce mémoire par rapport aux plans anatomiques suit celle décrite dans Marieb (2005). Les trois plans d'intérêts sont le plan frontal, sagittal et transverse tels qu'illustré à la Figure 1.1.

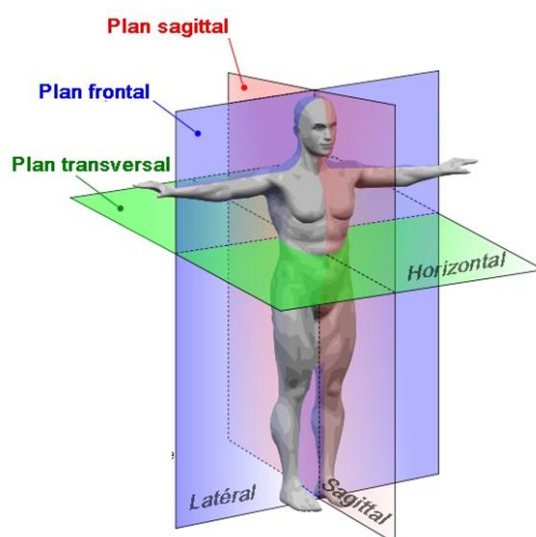


Figure 1.1: Plans anatomiques (adaptée de wikipedia.org)

1.1.2 La colonne vertébrale

La colonne vertébrale ou le rachis chez l'humain comporte en général sept vertèbres cervicales [C1 à C7], douze vertèbres thoraciques [T1 à T12] qui s'articulent avec les côtes, cinq vertèbres lombaires [L1 à L5], cinq vertèbres soudées du sacrum [S1 à S5] et entre trois et cinq vertèbres du coccyx (Figure 1.2).

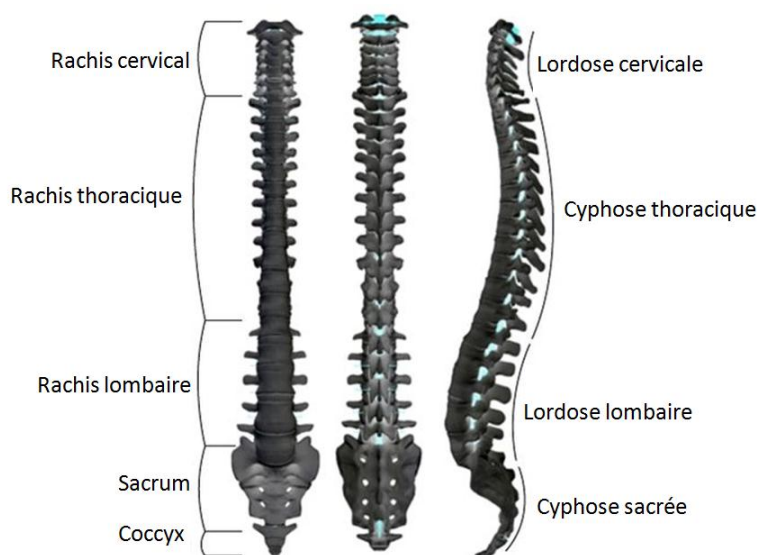


Figure 1.2: Anatomie du rachis (adaptée de wikipedia.org)

En regardant la colonne vertébrale de profil, quatre courbures sont mises en évidence. Elles caractérisent la forme en « S » de la colonne. Habituellement, les courbures cervicales et lombaires sont concaves vers l'arrière (aussi appelée lordose), tandis que les courbures thoraciques et sacrococcygiennes sont convexes vers l'avant (aussi appelé cyphoses) (Figure 1.2). La colonne est composée de différentes structures anatomiques, les plus distinctives étant les vertèbres (Figure 1.3).

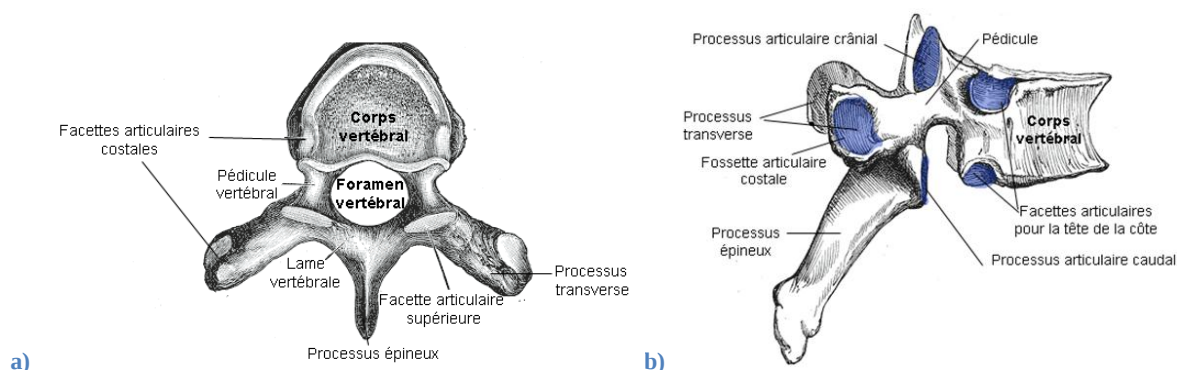


Figure 1.3: Anatomie d'une vertèbre thoracique a) vue de dessus b) vue latérale (adaptée de wikipedia.org)

Celles-ci sont formées vers l'avant par un corps vertébral discoïde et vers l'arrière de l'arc vertébral composé lui-même de deux pédicules et deux lames. La jonction de l'arc et du corps vertébral de chaque vertèbre forme le canal vertébral qui abrite la moelle épinière. Le corps vertébral est un bloc osseux massif qui comporte un plateau supérieur et inférieur le délimitant. Sur les parties antérieures des pédicules se trouvent quatre facettes costo-vertébrales (CV) servant

de lien entre la vertèbre et les côtes de la cage thoracique. L'arc quant à lui se divise en sept processus ou « apophyses » : un épineux (le plus postérieur), deux transverses, ou costotransverse (CT) servant de points d'attache aux ligaments et muscles squelettiques qui assurent le maintien et le mouvement de la colonne vertébrale, deux articulaires supérieurs et deux articulaires inférieurs qui correspondent aux surfaces de contact appelées facettes assurant le lien entre deux vertèbres adjacentes (Marieb 2005).

Chaque vertèbre est séparée par un disque intervertébral assurant la flexibilité de la colonne. Celui-ci est composé d'un nucléus pulposus (ou noyau pulpeux) situé au centre du disque, de composition gélatineuse qui procure au disque son élasticité et sa compressibilité. Le nucléus est entouré d'un anneau fibreux fait de fibres de collagènes entourant du cartilage fibreux résistant (Figure 1.4).

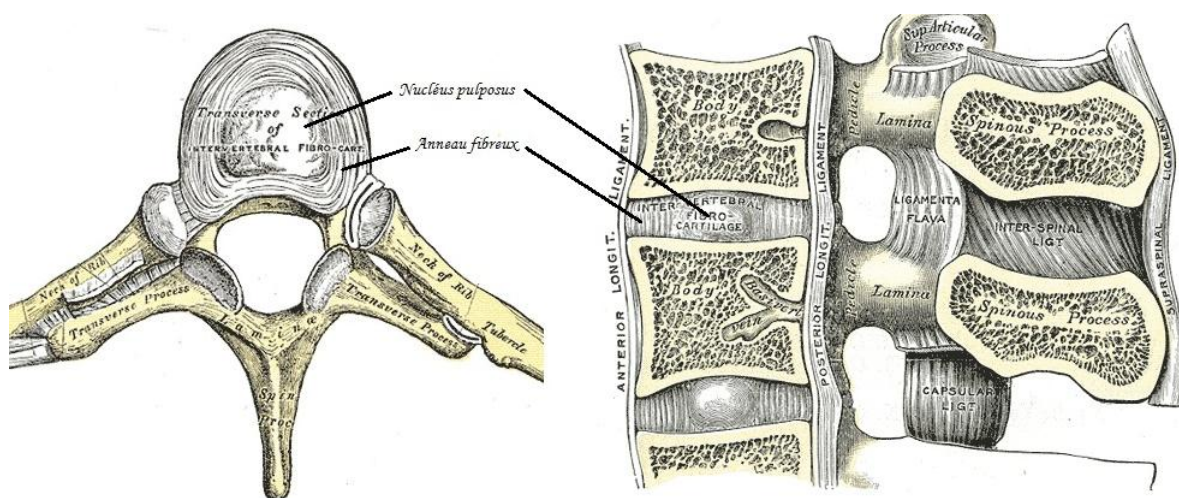


Figure 1.4: Vue de dessus et latérale d'une vertèbre, structures du nucléus pulposus et de l'anneau fibreux (adapté de Gray, Henry, 1918)

Celui-ci contrôle l'expansion du noyau pulpeux lorsque la colonne est en compression. Quand la colonne est en tension, il assure la solidarité des vertèbres successives. Les disques intervertébraux sont plus épais au niveau lombaire et cervical ce qui donne une meilleure flexibilité à ces régions par rapport à la région thoracique qui en plus de ses disques moins épais est aussi rigidifiée par la cage thoracique. La combinaison de tous les disques correspond à près de 25 % de la longueur de la colonne vertébrale. Une perte de hauteur est mesurable entre le matin et le soir (Marieb 2005) due à la posture verticale et à l'action de la gravité.

1.1.3 La cage thoracique

La cage thoracique sert de protection aux organes vitaux du corps humain (Figure 1.5 a). En plus des vertèbres thoraciques, elle est formée de 12 paires de côtes, du sternum et du cartilage costal. Les côtes comprennent une tête s'articulant aux facettes des corps vertébraux, un col et un corps (Figure 1.5 b).

Le corps de chaque côte, composant la partie centrale de celle-ci, est fixé aux processus transverses des vertèbres thoraciques. Les sept premières paires de côtes sont considérées comme les vraies côtes puisqu'elles se joignent au sternum. Les cinq suivantes sont les fausses côtes s'attachant de façon indirecte au sternum. Puis, les deux dernières sont dites flottantes puisque le lien entre elles et le sternum est inexistant.

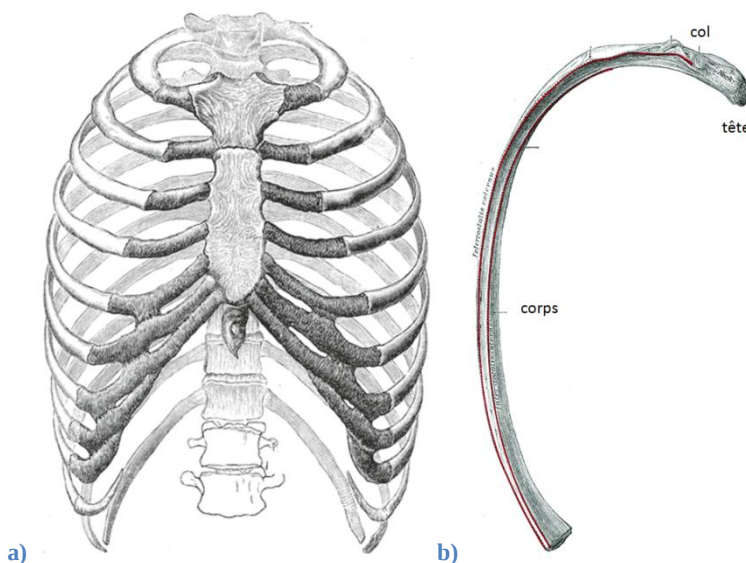


Figure 1.5: a) cage thoracique b) une côte (adapté de Gray, Henry, 1918)

1.1.4 La ceinture scapulaire

Le groupement osseux formant la ceinture scapulaire, faisant partie du squelette appendiculaire, est composé de deux os : les clavicules et les scapulas (ou omoplates). Le corps humain comporte deux ceintures scapulaires, la gauche et la droite. La clavicule est un os long et mince en forme de « S » servant de point d'attache à plusieurs muscles du thorax et de l'épaule. C'est le seul os qui maintient les scapulas et les membres supérieurs au squelette axial avec son articulation sterno-claviculaire au niveau du sternum. Les omoplates, liées aux clavicules par l'articulation acromio-claviculaire, sont des os minces, plats et triangulaires très mobiles. Elles servent

également de points d'attache pour des groupements musculaires pour l'épaule et le thorax. Lors des mouvements de l'épaule, l'omoplate glisse à la surface de la cage thoracique, sans directement y être connectée (Marieb 2005).

1.1.5 Le bassin

Le bassin se compose de trois parties. La partie supérieure, l'ilium, se décrit comme un grand os évasé liant le bassin au sacrum. L'ischium quant à lui se situe dans la partie postéro inférieure du bassin. Puis, le pubis constitue la partie antérieure du bassin (Figure 1.6) (Marieb 2005).

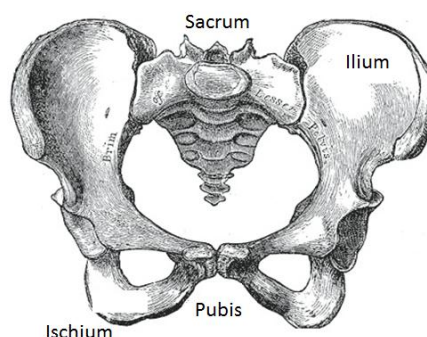


Figure 1.6: Structures du bassin (adapté de Gray, Henry, 1918)

1.1.6 La paroi abdominale

La paroi abdominale se trouve sous la cage thoracique et est principalement composée par les muscles abdominaux et de la matière adipeuse. Ces composantes protègent les organes et viscères contenus dans la cavité abdominale (Figure 1.7). Elle n'est pas protégée par des structures osseuses (Gray 1918; Marieb 2005).

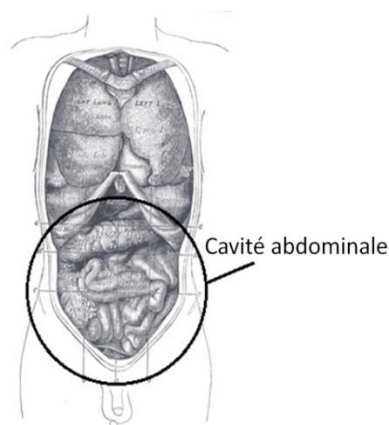


Figure 1.7: Cavité abdominale (adapté de Gray, Henry, 1918)

1.2 La scoliose idiopathique de l'adolescent et ses traitements

1.2.1 Définition et description de la scoliose

La scoliose est une déformation tridimensionnelle (3D) du rachis et du bassin (Figure 1.8). Il s'en suit une déformation de la cage thoracique caractérisée par l'apparition d'une bosse dans le dos.



Figure 1.8: Radiographies de scoliose a) tiré d'une banque d'images de l'auteur b) tiré de wikipedia.org

La forme la plus courante nommée scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) se présente à l'adolescence au début de la poussée de croissance. Les causes de cette maladie sont encore méconnues d'où l'appellation idiopathique. Elle affecte près de 3 à 4 % de la population, dont la forme évolutive affecte principalement les filles (90 % des cas) (Rogala, Drummond et al. 1978; Roach 1999). Les déformations scoliotiques peuvent s'aggraver avec le temps et la croissance. Elles peuvent se développer jusqu'à nuire aux fonctions vitales telles que la respiration et la circulation sanguine et être potentiellement mortelles. La SIA peut être caractérisée par plusieurs indices cliniques.

1.2.2 Mesure de la déformation

1.2.2.1 Approche clinique

Traditionnellement, la scoliose est découverte par l'apparition d'une légère protubérance d'une omoplate, d'une bosse latérale dans le dos, ou par l'asymétrie de la hauteur des épaules. Ces altérations sont dues à la déformation sous-jacente de la cage thoracique appelée gibbosité. Celle-ci peut être représentée par un angle de dénivellation entre les paires de côtes étant les plus

protubérantes (Figure 1.9). Cet angle est mesuré par un scoliomètre lors d'une flexion vers l'avant du patient, comme pour aller toucher ses pieds (White et Panjabi 1990).

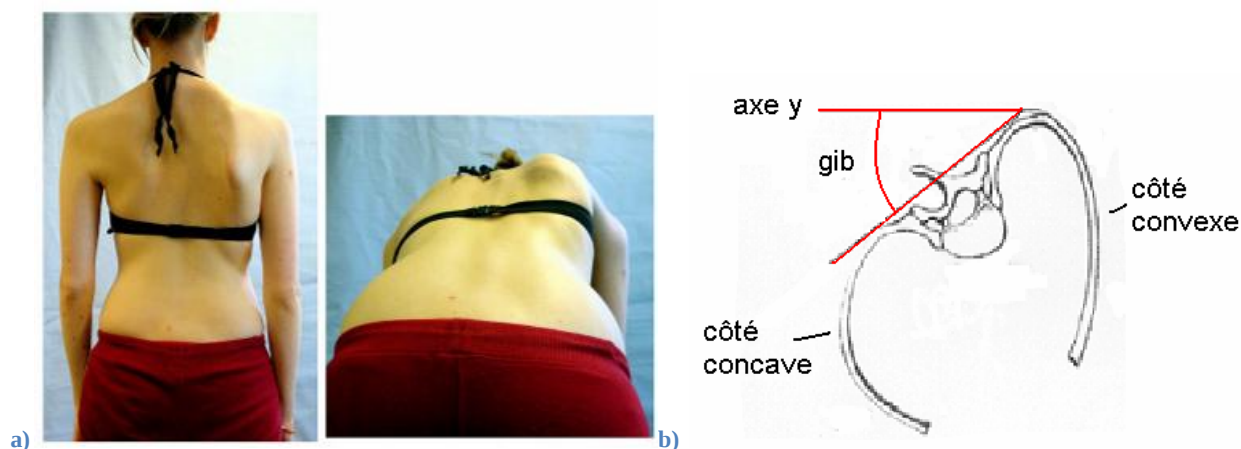
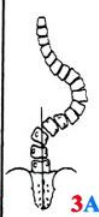
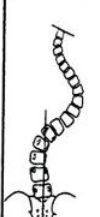
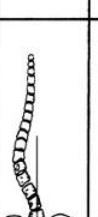
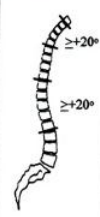


Figure 1.9: a) Gibbosité (adaptée de White et Panjabi 1990 et wikipedia.org) b) Déformations de la cage thoracique à la suite à la rotation des vertèbres (adapté de Keim, 1976)

Généralement, un examen physique du patient ainsi qu'une prise de radiographies (frontale ou postéro antérieure, PA, et latérale LAT) sont effectués afin de mesurer les déformations du tronc. Les radiographies servent à évaluer la déformation des structures osseuses, plus particulièrement du rachis. Les radiographies coronales permettent de mettre en évidence les différents types de courbures que peuvent prendre la scoliose. Le classement le plus fréquemment utilisé est celui de Lenke (Figure 1.10) qui comprend six types de courbures et différents niveaux de sévérités.

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)	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	 PT Kyphosis	 TL Kyphosis	 PT + TL Kyphosis		

- : <10°
 * T5-12 sagittal alignment modifier: -, N, or + N : 10-40°
 + : >40°

Figure 1.10: Classification de Lenke (Lenke, 2001)

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, Suess et al. 2010; Rigo 2011). Ceux-ci sont mesurés sur les radiographies en projetant des droites tangentes aux plateaux supérieurs et inférieurs des vertèbres les plus inclinées formant les courbures de la scoliose (Figure 1.11).

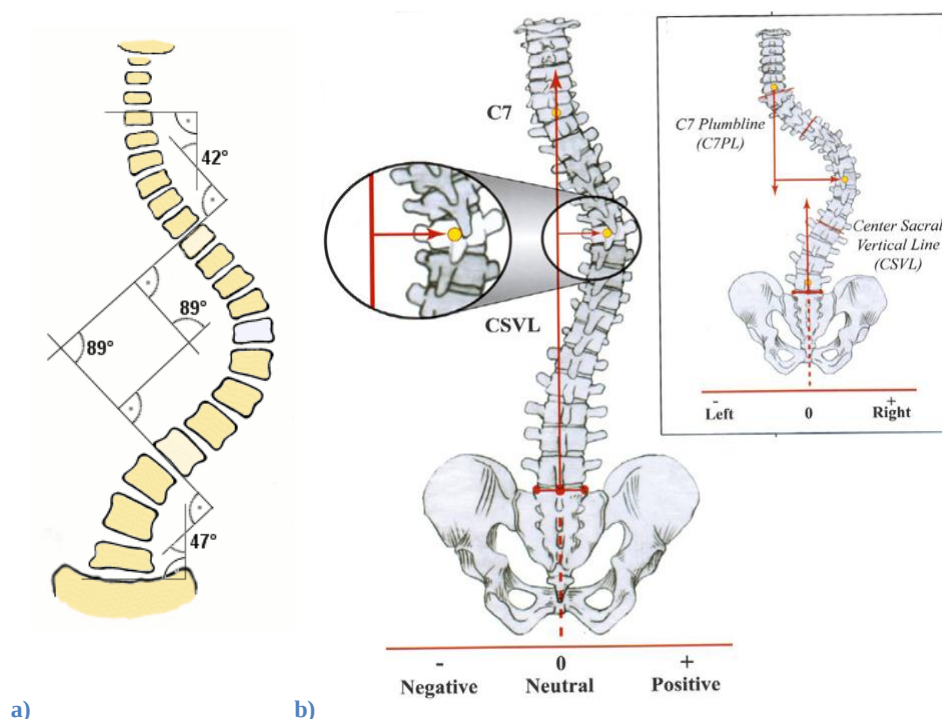


Figure 1.11: a) Mesures des angles de Cobb (adapté de wikipedia.org)

b) AVT distance des apex des courbes avec une droite verticale partant du sacrum (adaptée de O'Brien, 2005)

La vue frontale permet également de repérer les vertèbres apicales de chaque courbure (Figure 1.11). La translation vertébrale apicale (AVT) est la déviation latérale de la vertèbre apicale en mm. 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-lombaire/lombaire c'est la distance de la droite sacrale médiale verticale « central sacral vertical line » (CSVL), par convention la gauche est négative et la droite positive (O'Brien, Kuklo et al. 2005).

Les déformations peuvent également entraîner un désalignement latéral de la vertèbre T1 dans le plan frontal par rapport à la droite CSVL nommé le « déjettement » (ou balance) (Figure 1.12 a). On peut aussi la mesurer de façon angulaire (adimensionnelle).

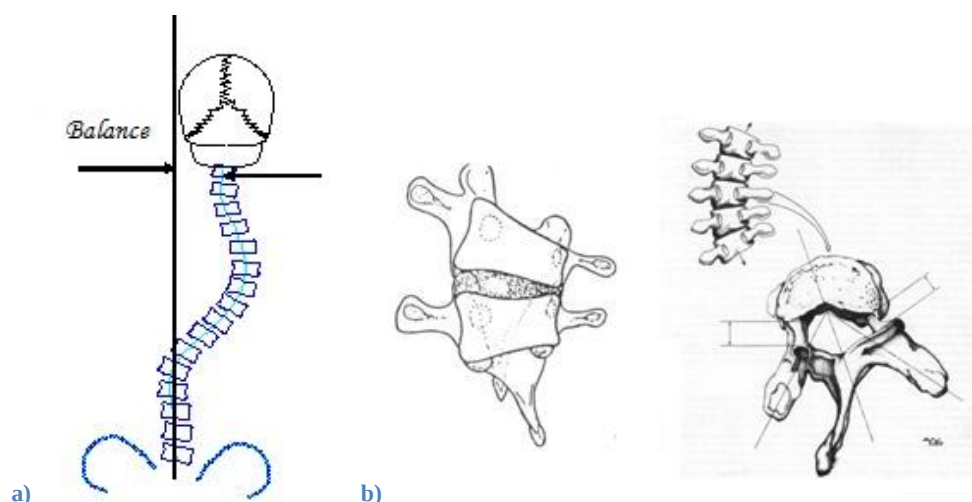


Figure 1.12: a) Déjettement ou balance de T1 par rapport au bassin ou L5 (Stokes, 1994) b) Cunéiformation des vertèbres (White et Panjabi 1990).

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 mesurée sur les radiographies par l'indice de Risser caractérisé principalement par l'ossification de la crête iliaque, passant de 0 (aucune ossification) à V (fusion complète) (Figure 1.13).

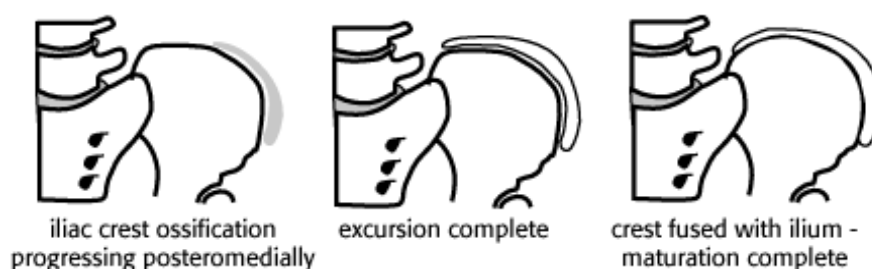


Figure 1.13: Indice de Risser, indication de la maturité osseuse (Selon UW Radiology)

L'aggravation des courbures scoliotiques, lorsque le patient a toujours un potentiel de croissance, peut être expliquée d'un point de vue biomécanique par la théorie du cercle vicieux (Roaf 1960; Villemure, Aubin et al. 2004; Stokes 2007). La géométrie des vertèbres est déformée par la maladie. Les plateaux supérieurs et inférieurs des vertèbres affectées prennent la forme d'un coin (cunéiformation) (Figure 1.12 b). La portion des plateaux vertébraux du côté concave de la courbure se trouve comprimée, tandis que du côté convexe elle est moins comprimée. Des pressions asymétriques sur les plaques de croissance vertébrales apparaîtront suivant la cunéiformation des vertèbres selon le principe de Hueter-Volkman (la croissance est ralentie lors d'une augmentation de compression, tandis qu'elle accélère lors d'une augmentation de tension)

et entraînent l'aggravation des déformations scoliotiques. Malgré cette explication biomécanique, selon l'état des connaissances actuelles, il est difficile voire impossible de déterminer quels patients progresseront versus ceux qui ne progresseront pas.

Les radiographies coronales sont complétées par la vue latérale permettant d'observer les courbures sagittales de la colonne vertébrale (Trobisch, Suess et al. 2010). Les angles de 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 serait plus adéquate pour visualiser cette déformation. C'est pourquoi une approche de visualisation 3D est nécessaire pour mieux caractériser ces déformations.

1.2.2.2 Approches de caractérisation des déformations scoliotiques en 3D

La caractérisation et les traitements de la scoliose nécessitent des indices cliniques permettant d'évaluer la composante tridimensionnelle des déformations. Des techniques de reconstruction 3D du rachis ont été développées et raffinées à cette fin. Le CT-scan a d'abord été utilisé afin d'effectuer des reconstructions de groupements osseux (Levy, Goldberg et al. 1996; Kamimura, Ebara et al. 1999; Nakajima, Kawakami et al. 2007). Cependant, considérant que cette méthode est très ionisante pour des adolescents en croissance, d'autres approches moins risquées furent développées. Une de ces techniques à partir de la stéréoradiographie consiste à utiliser trois radiographies: PA-0°, PA-20° ainsi qu'une radiographie LAT comme point de départ à la reconstruction (Dansereau et Stokes 1988; Bertrand, Laporte et al. 2008). Des repères géométriques sont sélectionnés sur ces radiographies par un spécialiste puis calculés en 3D suivant un algorithme «Direct linear Transformation» (DLT). Afin d'ajouter un aspect réaliste aux repères 3D, la géométrie surfacique 3D des composantes squelettiques du tronc (rachis, cage thoracique et bassin) est ajoutée à l'aide d'une technique de krigeage dual (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 1995).

Toutefois, afin de réduire davantage l'exposition aux rayons X des patients (Benameur, Mignotte et al. 2003), la radiographie PA-20° a été retirée du protocole d'acquisition stéréoradiographique. Une technique de reconstruction 3D à l'aide des deux radiographies restantes fut développée

(Labelle, Bellefleur et al. 2007). Cette technique nécessite l'utilisation d'un objet de calibration incluant des marqueurs radio opaques, porté par le patient lors des radiographies. Six repères anatomiques doivent être repérés et associés sur chaque radiographies par un spécialiste. La reconstruction 3D de chaque repère est obtenue à l'aide d'un algorithme de calibration explicite (Cheriet et Meunier 1999). La précision de cette technique est de 3.3 ± 3.8 mm (Delorme, Petit 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.

Enfin, le système d'imagerie EOSTM (EOSTM, Biospace Instruments, France) réduisant les doses de rayons X considérablement (8 à 10 fois moins que les radiographies conventionnelles, dans le cas d'une acquisition bidimensionnelle du patient complet debout (Parent, Newton et al. 2005)) fut implanté au CHU Sainte-Justine. Le logiciel de ce système, Ifex (EOSTM, Biospace Instruments, France) (Dubousset, Charpak et al. 2005), permet la reconstruction 3D du squelette (Figure 1.14) avec une précision de 1,0 mm pour le rachis et le bassin (Humbert, De Guise et al. 2009). Il comprend également l'option de la reconstruction de la cage thoracique semi-automatisée. C'est-à-dire qu'un spécialiste doit identifier des repères anatomiques sur les radiographies, puis le logiciel reconstruit la cage à l'aide d'une banque de modèles 3D de cages thoraciques (Bertrand, Laporte et al. 2008). Quant à la précision lors de la reconstruction d'un rachis scoliotique, l'erreur moyenne demeure inférieure à 1,9 mm.

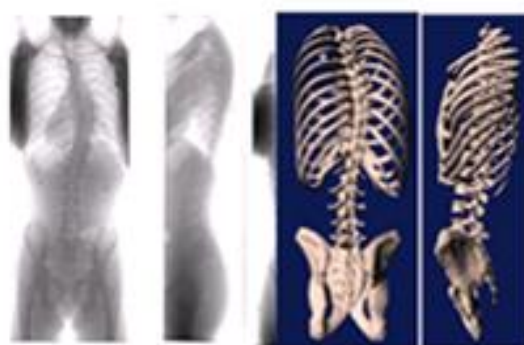


Figure 1.14: Reconstruction 3D du squelette à partir de radiographie biplanaire

À l'aide de la reconstruction 3D de la géométrie du squelette du patient, en plus des indices cliniques 2D, de nouveaux indices peuvent être mesurés telle que la rotation vertébrale (Figure 1.15).

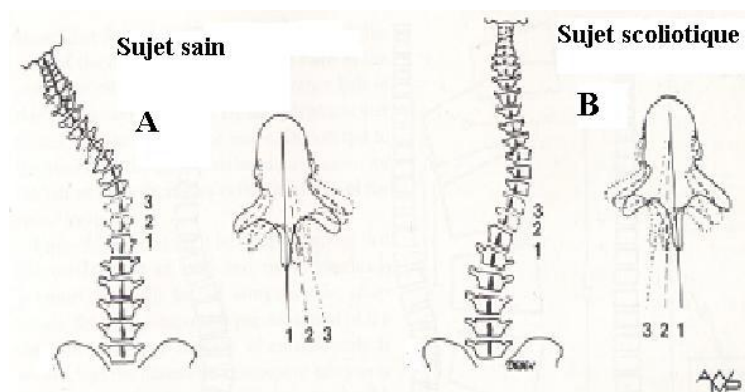


Figure 1.15: Rotation vertébrale d'un sujet sain vs un sujet scoliotique tiré de (White et Panjabi 1990)

Celle-ci est généralement estimée en 2D à l'aide de la radiographie PA, avec le niveau de visibilité des pédicules de chaque vertèbre (O'Brien, Kuklo et al. 2005; Rigo 2011). Toutefois, le modèle géométrique 3D permet de la mesurer plus précisément dans le plan transverse (Labelle, Aubin et al. 2011).

Grâce au plan transverse, des différences ont été mises en évidence entre les mêmes types de courbures de la classification de Lenke. Ceux-ci peuvent avoir des courbures très différentes au niveau de l'orientation 3D de la déformation, tel qu'illustré à la Figure 1.16: représentant deux patients de type Lenke 1, dont la vue transversale démontre des déformations très différentes (Labelle, Aubin et al. 2011).

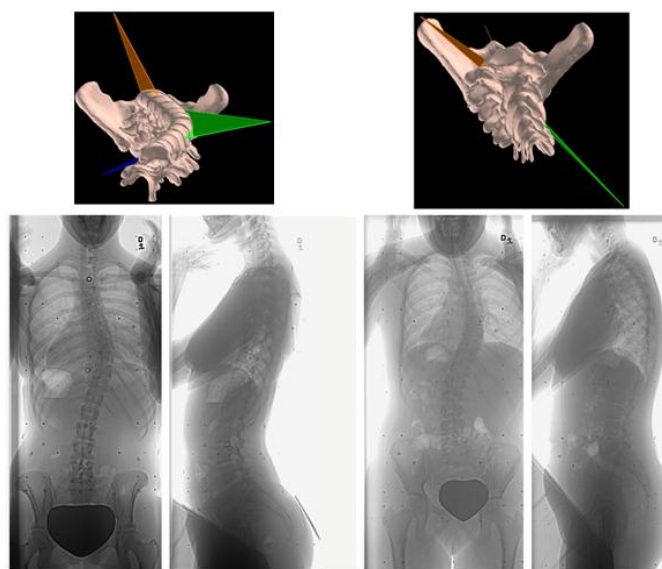


Figure 1.16: Vues transversale, coronale et sagittale de deux patients de types Lenke 1 (Labelle, 2011).

1.2.2.3 Évaluation de la flexibilité de la colonne vertébrale

La flexibilité de la colonne vertébrale est un paramètre biomécanique influençant le résultat des traitements chirurgicaux pour la scoliose. Elle est évaluée chez les patients SIA par le potentiel de réduction des courbures frontales du rachis (Petit, Aubin et al. 2002). Plusieurs tests permettent de l'évaluer (Cheung et Luk 1997; Polly et Sturm 1998; Vedantam, Lenke et al. 2000; Klepps, Lenke et al. 2001; Davis, Gadgil et al. 2004; Hamzaoglu, Talu et al. 2005; Watanabe, Kawakami et al. 2007; Ibrahim, Gabbar et al. 2008; Lamarre, Parent et al. 2009; Liu, Teng et al. 2010), le plus courant étant le test d'inflexion latérale. Il consiste à évaluer la modification des angles de Cobb lors d'une inflexion latérale maximale volontaire (Figure 1.17).

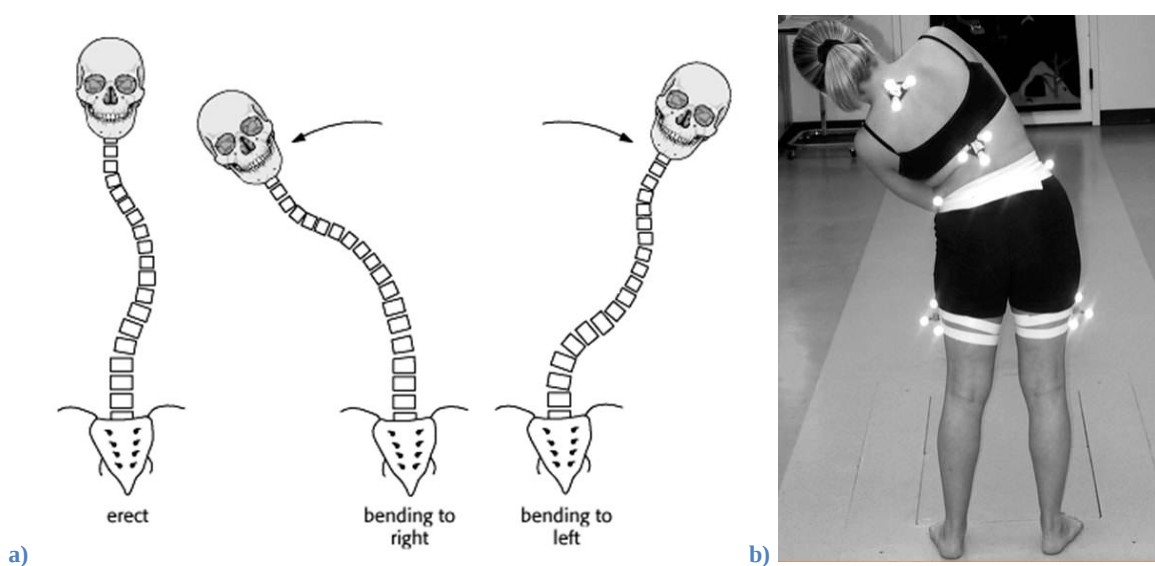


Figure 1.17: Test d'inflexion latérale maximale volontaire a) Selon UW Radiology et b) Selon medscape

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

Une nouvelle méthode d'évaluation de la flexibilité plus fiable et reproductible incluant un test de suspension a été développée et est en cours de validation (Lamarre, Parent et al. 2009). Cette méthode 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 (Lamarre, Parent et al. 2009).

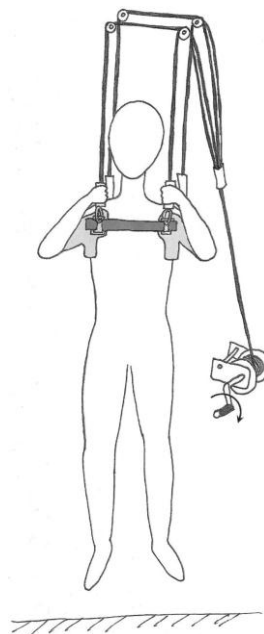


Figure 1.18: Test de suspension de Lamarre (2009)

Le patient est suspendu par la ceinture scapulaire et le haut de la cage thoracique à l'aide d'un harnais afin que ses pieds ne touchent plus le sol (Figure 1.18). 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.

1.2.3 Traitement par corset orthopédiques

Les différents indices cliniques mentionnés dans la section 1.2.2 permettent de choisir le type de traitement approprié. Environ 10 % des patients auront besoin d'un traitement (Rogala, Drummond et al. 1978; Roach 1999; Trobisch, Suess et al. 2010). Pour de petites courbures (10° et moins d'angles de Cobb), aucun traitement orthopédique n'est prescrit (seulement l'observation et le suivi du patient). Il existe certaines approches de correction de la posture à l'aide d'exercices de physiothérapie ou kinésithérapie. Ces techniques visent un redressement du rachis par l'activation musculaire des patients. Ces techniques sont complémentaires aux traitements orthopédiques. Dans le cas de courbures sévères (45° et plus d'angles de Cobb), la chirurgie est

généralement nécessaire (Trobisch, Suess et al. 2010). Celle-ci correspond à l'implantation de tiges et de vis métalliques sur les vertèbres afin de redresser la colonne vertébrale. Les vertèbres affectées sont ensuite fusionnées. Cette chirurgie, quoique bien maîtrisée, est très invasive et toujours risquée, notamment au niveau de complications du système nerveux ou sanguin (Trobisch, Suess et al. 2010).

Il existe des méthodes préventives visant à réduire le risque d'avoir recours à la chirurgie, lorsque les patients sont dépistés en jeune âge et à faible maturité osseuse (Risser de 0 à IV). Les patients pour lesquels les courbures scoliotiques sont entre 20° et 40° ont la possibilité d'être traités par corsets orthopédiques (Trobisch, Suess et al. 2010). Les recherches pour améliorer ce type de traitement sont nombreuses et conséquemment, il existe un grand éventail de types de corsets.

1.2.3.1 Types de corsets

Grâce à Fayssoux et coll. en 2009, un historique détaillé de l'évolution des corsets pour le traitement de la SIA a pu être dépeint. Les premiers traitements par corsets de traction longitudinale furent décrits par Hippocrate au 5^e siècle av. J.-C. (Adams, 1849). Il a fallu ensuite attendre jusqu'au XVI^e siècle pour qu'un chirurgien de l'armée française, Ambrose Paré, décrive une méthode de traitement qui appliquait des pressions directement sur le patient à l'aide d'un corset en fer muni de trous pour alléger sa structure et qui était changé selon la croissance du patient (Lovett 1916).

Depuis, des principes analogues de transmission de forces sur le tronc, produisant par intérim une correction au niveau de la colonne par l'intermédiaire de la peau, de la couche musculaire, des tissus adipeux, de l'abdomen et de la cage thoracique, sont encore utilisés dans le développement de corsets. Ces forces représentent l'action « passive » des corsets. Certains auteurs ont constatés que les corsets ont également un effet de correction « active » qui se résume à l'effort conscient de l'utilisateur à fuir les zones de pression, contribuant musculairement à la correction des déformations. Toutefois, cette contribution musculaire n'a pas pu être identifiée par Wynarsky et Schultz (1989). Quelques années plus tard, à l'aide d'un plus grand nombre d'électrodes, Odermatt, Mathieu et al. (2003) ont trouvé une différence significative de l'activité musculaire lors du port d'un corset, surtout au niveau lombaire.

Il y a près de 50 ans, l'ère moderne des corsets a commencé avec le corset de Milwaukee (1946) utilisant le principe d'application de forces transversales en trois points (F3, F4 et F5) (Figure

1.19). Ce corset CTLSO (orthèse cervico-thoraco-lombo-sacrée) a la particularité d'exercer en plus des forces de traction (F_1 et F_2) (Figure 1.19). Ce corset est de moins en moins utilisé, dû à son aspect cosmétique et au refus d'adhésion au traitement par les patients (Lonstein, 2003). Toutefois, Lonstein affirme qu'il reste le corset nord-américain le plus efficace pour les courbures thoraciques hautes.

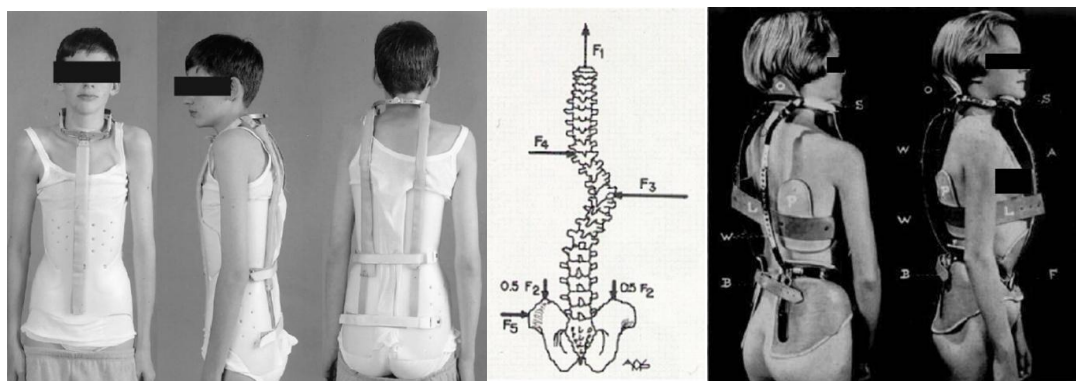


Figure 1.19: Corset de Milwaukee, premier des corsets modernes (Lonstein, 1994; White, 1990; Blount, 1958).

Les corsets TLSO (orthèse thoraco-lombo-sacrée) ont été créés afin de pallier au problème esthétique des corsets Milwaukee en limitant leur intervention au niveau supérieur de l'aisselle. Créé en 1970, le corset de Boston est un exemple de ce type de corset. Les paramètres de conception de ce corset sont les suivants. Il est constitué par des modules symétriques, afin de favoriser une correction « naturelle » des courbures scoliotiques asymétriques. Une hypolordose, générée par une flexion lombaire et pelvienne, 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 au niveau du bassin et une ou deux au niveau thoracolombaire et thoracique) sur une ouverture postérieure afin de mettre le corset (Figure 1.20). L'orthésiste choisit pour un patient donné les modules du corset à la compagnie Boston Brace (Boston Brace Inc., Boston, États-Unis). Il peut ensuite positionner des coussinets d'appuis au niveau ou sous les apex des courbures thoraciques et lombaires (Figure 1.20). L'appui lombaire doit être positionné de façon postérieure, afin d'avoir une action sur les muscles paraspinaux de la colonne lombaire. Afin de favoriser une dérotation du tronc visant la correction de la rotation axiale et de la gibbosité, les appuis doivent être positionnés de façon postéro latérale et antéro latérale. Ces corsets présentent généralement une extension trochantérique qui prend appui sur la hanche et le segment proximale de la jambe vis-à-vis le trochanter (fémur) du patient. Le principe de trois points d'appuis est

préconisé par les corsets de type Boston avec les appuis thoracique, lombaire et trochantérique. Les dimensions des coussins d'appuis peuvent varier selon le patient. Une fenêtre thoracique est généralement découpée dans le module afin de favoriser l'évasement du corset (Emans 2003). Il comprend aussi des paramètres de conception servant à la mise en place du corset. Le principal étant l'appui « pince taille » prenant encrage à la taille du patient afin d'empêcher le glissement verticale et la rotation du corset sur le patient. Des évasements au niveau des crêtes iliaques sont prévus afin d'éviter un contact du corset sur ces zones sensibles. Le corset de Boston reste le standard en Amérique du Nord (Trobisch, Suess et al. 2010). Beaucoup d'études ont été faites afin d'évaluer l'efficacité de ce type de corset (Aubin 1995; Gignac, Aubin et al. 2000; Mac-Thiong, Petit et al. 2004; Perie, Aubin et al. 2004; Aubin, Labelle et al. 2007; Clin, Aubin et al. 2007; Labelle, Bellefleur et al. 2007; Clin, Aubin et al. 2010).

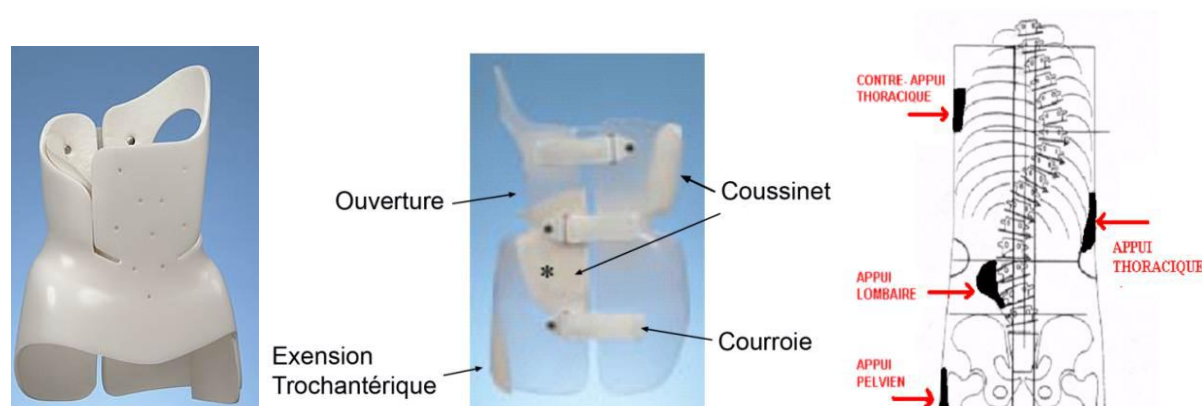


Figure 1.20: Corset de Boston, standard en Amérique du Nord (Emans, 2003)

Un modèle de corset populaire en Europe est corset de Chêneau (1979) (Figure 1.21 a). Il a une coque asymétrique par rapport au plan coronal, c'est-à-dire qu'il corrige les déformations scoliotiques à l'aide de translations de sections du corset vis-à-vis les apex et contre-appuis. Ces translations représentent le moyen d'application de pression de ce corset. Il n'a pas de coussins d'appuis rajoutés dans sa coque. En opposition aux translations de la coque du corset, des fenêtres d'échappement sont découpées afin de permettre au tronc de fuir les zones de pression ajoutant ainsi à la correction désirée. Son ouverture est à l'avant et comprend deux à trois courroies de serrage en plus d'une attache antérieure haute. Il monte également plus haut sur le tronc du patient par rapport au Boston. Il comprend les mêmes paramètres d'installation que le corset de Boston (pince taille et évasements aux crêtes iliaques). Tous deux sont portés à temps plein (23 heures par jour).

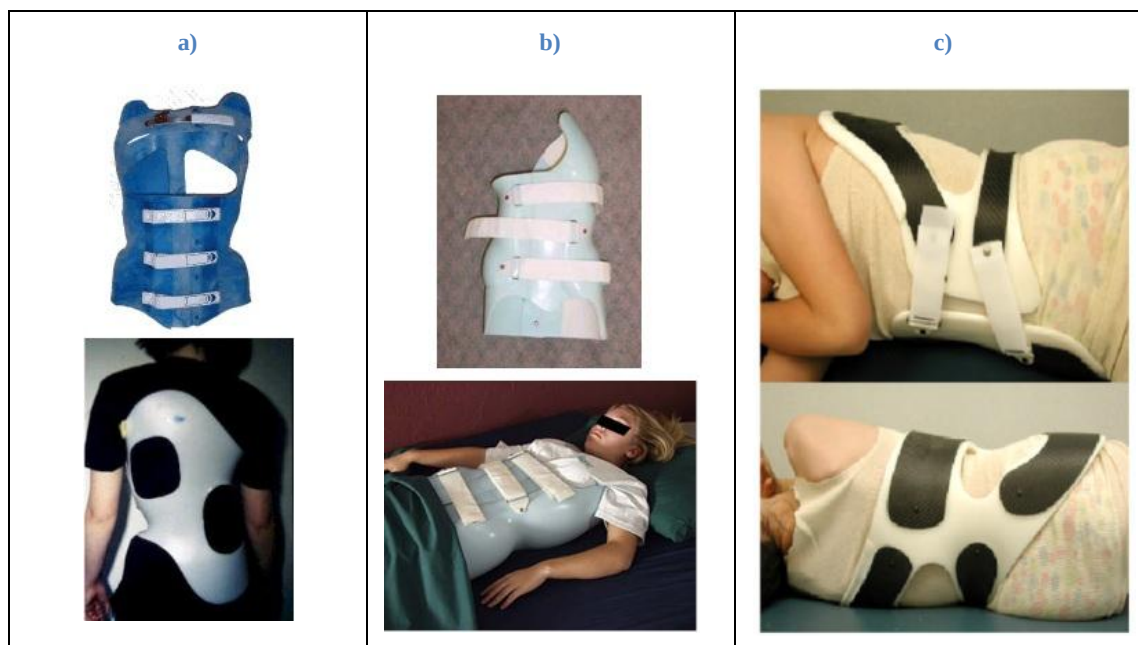


Figure 1.21: Types de corsets rigides a) corset de Chêneau b) corset Charleston (Hooper, 2003) c) corset Providence (D'Amato, 2003)

Afin de réduire le nombre d'heures de port de corset, les corsets de nuit ont été développés (Price, Scott et al. 1997; D'Amato, Griggs et al. 2001; Hooper 2003), le premier modèle étant le corset de Charleston en 1978 (Figure 1.21 b). Ce corset impose une inflexion latérale au patient lors du port du corset en plus des principes des trois points de pression. L'inflexion vise la correction de la courbure scoliotique principale (Hooper 2003). Toutefois, elle peut nuire aux courbures secondaires (Clin, Aubin et al. 2010). Il existe d'autres types de corsets de nuit, tels que le corset Providence, fabriqué à l'aide de techniques de conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO). Cette technique sera détaillée dans la section 1.2.3.2.2.

Les corsets présentés plus haut sont de types rigides et monocoques. Plus récemment, le SpineCor (1993) développé à Sainte-Justine fut introduit comme le premier corset souple (Figure 1.22 a). Un autre exemple est le TriaC (Figure 1.22 b). Ceux-ci sont constitués 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 1.22: Le corset souple SpineCor (Rivard, 2003) b) Le corset Triac (Veldhuizen, 2002)

La grande variété de corsets rend difficile de savoir quel corset agit le mieux pour la correction de la SIA (Lonstein et Winter 1994; Noonan, Weinstein et al. 1996; Dickson 1999; Goldberg, Moore et al. 2001).

1.2.3.2 Fabrication de corsets

Les techniques classiques de conception et fabrication de corsets sont de les faire à partir d'un moule en plâtre du tronc du patient ou de mesures de différents diamètres et grandeurs du tronc (Fayssoux, Cho et al. 2009). Le tronc du patient est donc transféré en plâtre et l'orthésiste peut sculpter la forme du corset désiré (retrait de matière aux endroits où il désire appliquer des forces, ajout de matière aux endroits où il désire permettre une fuite des points de pression) Figure 1.23. Le corset est fabriqué à l'aide du thermoformage d'une feuille de plastique sur le moule en plâtre corrigé. Les dimensions du tronc quant à eux peuvent servir à choisir les modules de corset désirés.



Figure 1.23: Plâtre du tronc humain (Bowen, 1998)

Dans certains centres d'orthoprothésistes, ces méthodes ont été remplacées par des techniques de conception et fabrication par ordinateur (CFAO) (D'Amato, Griggs et al. 2001; Wong 2010). Ces techniques sont dites plus efficaces et rentables, notamment en termes de temps et de suivi du traitement en comparaison avec les méthodes par moule en plâtre.

Ces systèmes requièrent une numérisation 3D du tronc du patient. Cette numérisation peut être faite à l'aide de scanners commerciaux tels que le Fastscan (©Polhemus, Colchester, VT, É-U), le Artec 3D (© Artec Group Inc, Engling, Luxembourg-Dommeldage), le Handy scan 3D (© Creaform, Lévis, Canada), etc. La numérisation 3D peut être ensuite importée dans un logiciel de CFAO pour la modification de la géométrie 3D pour la conception d'orthèses. Le logiciel Rodin4D (Rodin4D, Bordeaux, France) en est un exemple. Ce logiciel est conçu pour des orthésistes habitués à travailler avec du plâtre. Il comprend une interface graphique permettant de modifier les paramètres physiques de l'orthèse (tel que sa forme, ses ouvertures, etc.). L'orthésiste peut donc sculpter virtuellement la numérisation du tronc du patient afin de créer le moule du corset désiré. Le logiciel est lié à une fraiseuse permettant de sculpter dans un bloc de mousse de polyuréthane le négatif des orthèses. Celui-ci sert de base au moulage des coques en plastiques des orthèses (Figure 1.24).

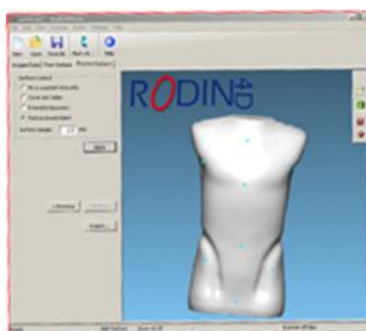


Figure 1.24: Interface graphique de Rodin 4D

1.2.3.3 Efficacité des corsets

L'efficacité d'un corset est définie par son aptitude à arrêter la progression des déformations scoliotiques. Il n'y a toutefois pas consensus sur l'efficacité des corsets et certains doutent encore de celle-ci (Lonstein et Winter 1994; Noonan, Weinstein et al. 1996; Dickson 1999; Goldberg, Moore et al. 2001). Une corrélation entre la correction immédiate d'un corset et son efficacité à long terme a été observée (Emans, Kaelin et al. 1986; Olafsson, Saroste et al. 1995; Upadhyay,

Nelson et al. 1995; Katz, Richards et al. 1997; Stokes 2007; Clin, Aubin et al. 2010). Généralement, si le corset corrige initialement les courbures de 50 %, il est considéré comme efficace. Plus récemment, une étude a démontré que cette règle est vraie pour des patients ayant une grande flexibilité rachidienne. Pour les cas plus rigides, une correction immédiate de 30 % serait suffisante (Clin, Aubin et al. 2010). La règle générale pour déterminer si un corset a été efficace à la fin du traitement est si celui-ci a limité la progression jusqu'à un maximum de 5° supplémentaire à l'angle de Cobb initial (Nachemson et Peterson 1995; Price, Scott et al. 1997; Rowe, Bernstein et al. 1997; Périé, Sales De Gauzy et al. 2001; Coillard, Vachon et al. 2007; Danielsson, Hasselius et al. 2007; Schiller, Thakur et al. 2010).

L'efficacité d'un corset est donc caractérisée par la réduction des courbures dans le plan frontal. Or, il est connu que la SIA est une maladie à caractère 3D (Labelle, Dansereau et al. 1992; Labelle, Dansereau et al. 1996). Il y a donc d'autres effets relatifs au port du corset notamment au niveau de la rotation vertébrale, de la gibbosité, du déjettement, mais aussi au fait que les corsets ont un impact sur la réduction des courbures du plan sagittal. De fait, Labelle, Dansereau et al. (1996) ont critiqué l'efficacité des corsets de Boston au niveau du principe de flexion lombaire puisque celui-ci entraîne des déformations non désirées au niveau des courbures sagittales (réduction de la lordose et de la cyphose, effet du dos plat) (Labelle, Dansereau et al. 1996). Des études ont démontré que le port du corset peut empêcher également la progression des déformations tridimensionnelles occasionnées par la scoliose (Willers, Normelli et al. 1993; Korovessis, Kyrkos et al. 2000). Carlson (2003) a évoqué que l'application de forces correctrices sur les côtes situées au-dessus des côtes apicales procure une meilleure correction que le positionnement sous l'apex recommandé par Emans (2003).

Une étude menée par Rigo, Negrini et al. (2006) visait l'étude de la variabilité des principes de conception de corsets. 21 orthésistes ont complété un questionnaire offrant différentes possibilités pour la conception de corsets pour un patient ayant une courbure thoracique droite. Ceux-ci étaient partagés sur le choix de l'application de la force correctrice (coussinets thoraciques) au-dessus de la côte apicale ou au niveau de celle-ci (Figure 1.25). Leurs opinions sur le positionnement de coussinets au niveau de la section pelvienne aussi présentaient de grandes variabilités. Toutefois, l'opinion de ces orthésistes était unanime au niveau de l'application d'une force postéro latérale au niveau du plan transverse, mais partagée sur la forme du coussinet à utiliser. Il n'y avait pas d'accord au niveau de l'utilité d'un coussinet thoracique antérieur.

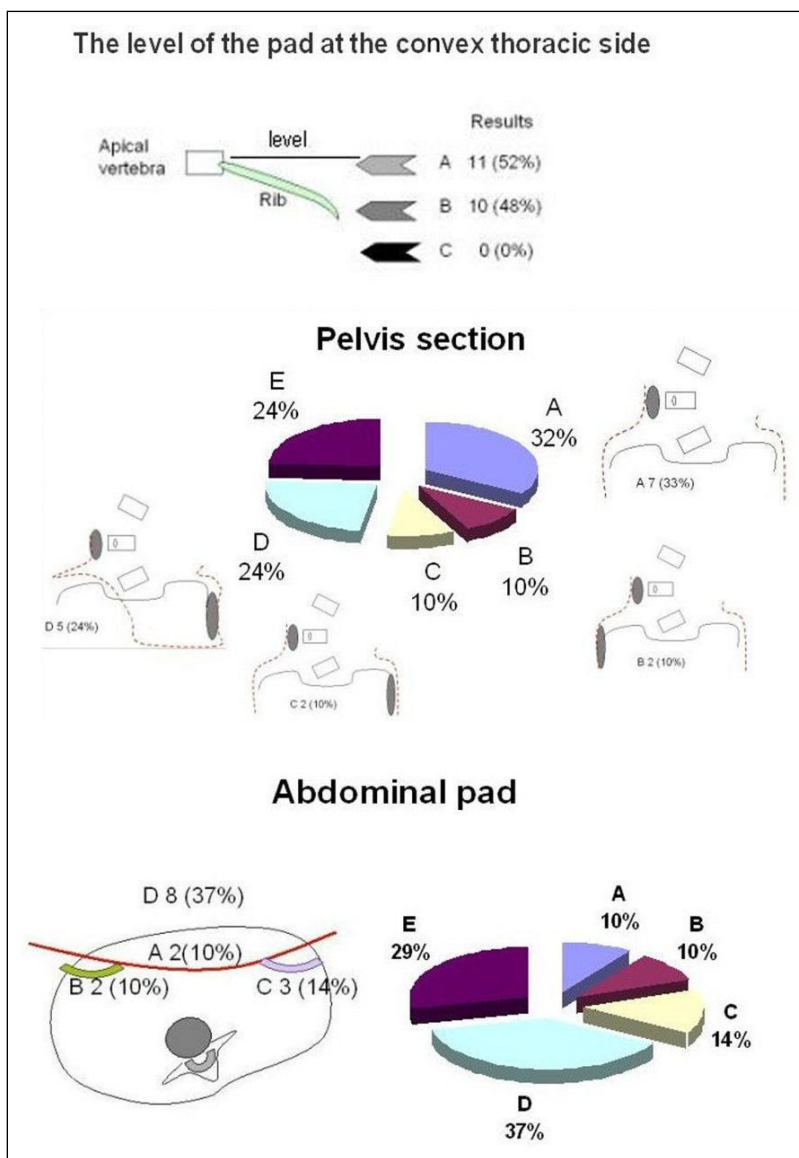


Figure 1.25: Compte rendu de l'article de Rigo 2006 sur la variabilité des principes de correction de corsets (Rigo, 2006).

Des études ont aussi été effectuées sur la tension des courroies de serrage des corsets. Mac-Thiong (2004) (Mac-Thiong, Petit et al. 2004) a trouvé une corrélation positive entre la tension des courroies de serrage et l'application de forces des corsets. Toutefois, d'autres auteurs restent ambivalents par rapport à la corrélation entre la tension de courroie et la réduction des courbures frontales (Chase, Bader et al. 1989; Wong, Mak et al. 2000).

Une technique de modélisation par éléments finis de Clin, Aubin et al. (2007) qui sera décrite à la section 1.3.2 a permis la comparaison de diverses combinaisons de paramètres de conception de corset. Clin et al. ont conclu que les courroies étaient influentes dans la correction des courbures

frontales. De plus, trois courroies au lieu de deux seraient plus efficaces, ainsi qu'une tension plus élevée telle que mentionnée par Mac-Thiong et al. (2004).

Castro (2003) put mesurer la cunéiformisation des vertèbres apicales dans le plan frontal avant, pendant et après le traitement par corset. Il a conclu que le traitement par corset permettait de freiner la progression des courbures frontales. Par la suite, Clin, Aubin et al. (2010) à l'aide d'un outil de simulation de corsets ont démontré qu'il était possible d'inverser les efforts sur les plaques de croissance vertébrale afin de stopper la cunéiformisation des vertèbres.

Il n'y a pas d'outil sur le marché permettant de prédire l'efficacité d'un corset avant sa fabrication. C'est pourquoi la conception actuelle de corsets est effectuée par des orthésistes de façon relativement empirique. Celle-ci tient peu compte de toutes les composantes structurelles du tronc telles que la cage thoracique, le système musculaire, la paroi externe du tronc, etc. Elle se base plus sur différents principes d'application de pressions locales (Emans 2003) ou de flexion du tronc par exemple (Hooper 2003). La correction d'un corset n'est donc basée que sur l'expérience des cliniciens et ne peut être vérifiée que lors de l'installation. Il peut arriver qu'un corset soit jugé inefficace lors de l'installation et qu'un nouveau corset doive être fabriqué. Cette perte de temps, de matériaux et d'argent serait limitée en ayant accès à une méthode d'évaluation de l'efficacité lors de la conception du corset avant sa fabrication.

1.2.3.4 Port du corset et confort

L'efficacité du traitement par corset n'est pas seulement due à une correction immédiate optimale. Le patient doit porter son corset durant toute la durée du traitement et être confortable. La conception de corset est donc limitée entre autres par le seuil de pression tolérable par chaque individu. Quelques études sont disponibles au sujet de la quantification du seuil de douleur au niveau du tronc de patients (Dahl, Rosenberg et al. 1990; Jiang, Raso et al. 1992; Dhondt, Willaëys et al. 1999; Duarte, Andrade Goulart et al. 2000; Schenk, Laeubli et al. 2007; Rasmussen, Grothusen et al. 2009; Visser, Xue et al. 2011). Le confort du patient est évalué au moment de l'installation et lors des suivis cliniques du traitement. L'apparition de plaies de pression ou de frottement est fréquente surtout dans les corsets pourvus d'une épaisseur de mousse. Toutefois, à la connaissance de l'auteure, il n'y a pas d'études portant sur l'utilisation de mousse dans un corset et ses effets sur le tronc.

Les pressions sur le tronc exercées par le corset peuvent être mesurées cliniquement afin de prévoir l'inconfort du patient. Plusieurs techniques existent pour en faire l'acquisition, la plus courante étant l'utilisation de capteurs piézo-électriques positionnés sur une matrice rigide ou flexible. Ces techniques ont été développées initialement pour l'industrie des orthèses plantaires (semelles) et pour l'étude des plaies de pression chez des patients à mobilité réduite, en fauteuil roulant ou alités (Lampe et Mitternacht 2010; Cousins, Morrison et al. 2012).

Une technique développée dans les laboratoires de Polytechnique de Montréal et du CHU Sainte-Justine a permis de personnaliser deux matrices de pression afin de les ajuster pour l'étude des pressions dans un corset. La forme biconique de cette nouvelle matrice permet de bien s'adapter à la forme du tronc des patients (Figure 1.26) et procure une meilleure évaluation de l'ensemble des pressions par rapport à l'utilisation de matrices ponctuelles (petites matrices positionnées au niveau des appuis principaux du corset). La matrice utilisée comprend donc 192 capteurs de pression montés sur un tissu flexible. Elle mesure 110 cm par 80 cm et a une épaisseur de 1 mm. Chaque capteur est étalonné afin de pouvoir mesurer la pression jusqu'à 200 mmHg avec une précision de ± 5 mmHg (Mac-Thiong, Petit et al. 2004). Cet outil est complété par un système d'acquisition (FSA 3.0) fourni par le manufacturier de la matrice (Force Sensing Array, Verg, Winnipeg, Canada) et un logiciel fait sur mesure permet de visualiser la distribution des pressions en 2D et 3D. Ce type de matrice ainsi que la technologie des capteurs de pression sont utilisés depuis plus de 10 ans au laboratoire et ne présentent aucun danger. Cet outil permet d'ajuster l'installation de corsets avant de prendre les radiographies en visualisant les zones de pressions voulues.

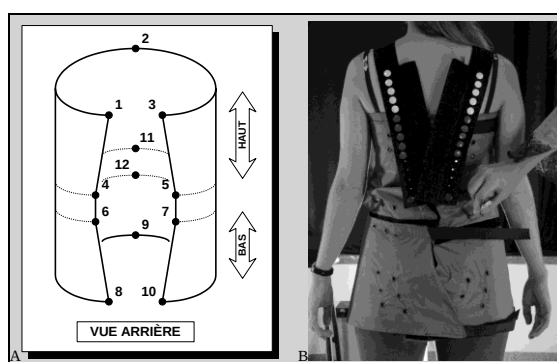


Figure 1.26: Matrice de pression du CHU Sainte-Justine (Fortin, 2007)

1.3 Techniques de modélisation biomécanique

1.3.1 Modélisation géométrique du tronc

La modélisation géométrique du tronc comporte trois étapes, l'acquisition de la surface externe du tronc, l'acquisition des composantes internes du tronc et le recalage de ces deux géométries. Pour l'acquisition externe, il existe d'autres systèmes de numérisation 3D pouvant permettre la modélisation géométrique du tronc que ceux présentés à la section 1.2.3.2. Une technique de topographie de surface a été développée à l'aide de quatre caméras CCD possédant chacune un projecteur de franges de lumière blanche provenant du Inspeck 3D Capturor (3-dimensional Capturor, Creaforminc., Quebec, Canada) ainsi que son logiciel d'acquisition InspeckFAPS (Pazos, Cheriet et al. 2007). Ce scanneur se base sur le principe de projection, détection et reconstruction de quatre patrons consécutifs de franges de lumière blanche sur le patient. Une acquisition photographique supplémentaire permet d'enregistrer la texture de la surface du tronc sur laquelle sont posés des petits autocollants servant de marqueurs de position. Un logiciel dédié (InSpeckEM) permet la reconstruction et l'assemblage des surfaces, permettant de former un modèle 3D personnalisé du tronc du patient (Figure 1.27a).

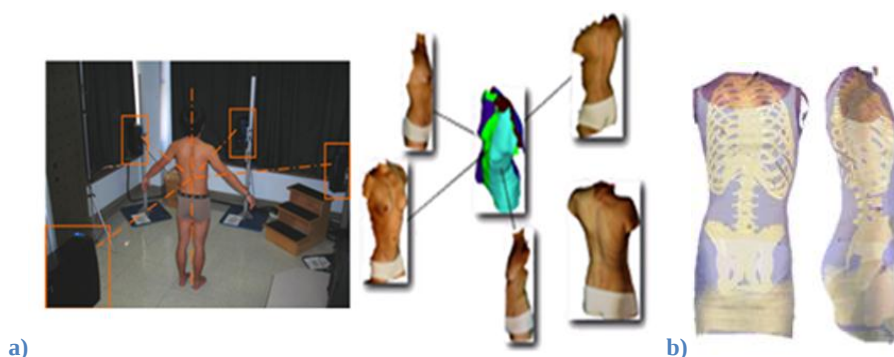


Figure 1.27: a) Système d'acquisition Inspeck du CHU Sainte-Justine et technique de reconstruction 3D de la surface externe du tronc b) Recalage du squelette avec la reconstruction 3D de la surface externe du tronc

L'ajout d'information sur les déformations squelettiques est primordial afin de compléter le modèle géométrique du tronc. De fait, des travaux ont été réalisés afin de perfectionner des méthodes de reconstruction 3D de la géométrie des os du rachis, du bassin et de la cage thoracique tel que présenté dans la section 1.2.2.2.

Le recalage permet la mise en commun de la reconstruction 3D du squelette avec celle de la surface externe du tronc. Celui-ci est possible grâce aux petits autocollants radio opaques collés

sur la peau du patient avant la prise de photos et de radiographies. Ces marqueurs sont visibles sur les deux modes d'acquisition et peuvent être superposés à l'aide d'un algorithme des moindres carrés point par point (Figure 1.27b).

1.3.2 Modélisation par éléments finis du tronc

Afin d'étudier les déformations scoliotiques et leurs traitements, plusieurs types de modélisation sont décrits dans la littérature. Les plus pertinents relèvent de l'utilisation d'éléments finis. En effet, un modèle d'éléments finis (MEF), développé en 1995 par Descrimes et Aubin décrit bien le comportement du tronc des patients scoliotiques (Figure 1.28 a). Ce modèle comporte plusieurs types d'éléments pour 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 sont trouvées dans la littérature (Roberts et Chen 1970; Lavaste, Asselineau et al. 1990) et au travers des 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 tels que présentés dans la section 1.2.2.3. Toutefois, la géométrie des éléments est dépendante de la géométrie du patient. Les matériaux sont considérés linéaires isotropes.

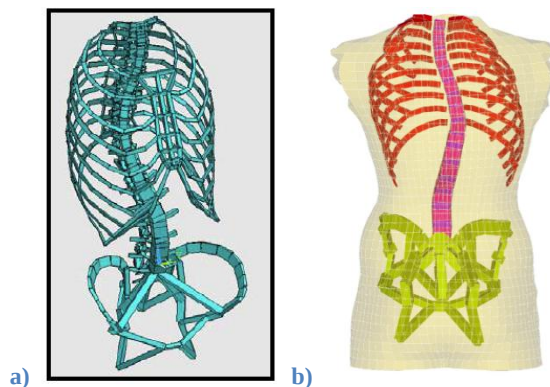


Figure 1.28: a) MEF du rachis, de la cage thoracique et du bassin

(Descrimes, Aubin, 1995) b) MEF amélioré du tronc de Clin, 2010 (pour plus de clarté, les ligaments ne sont pas illustrés)

Plusieurs améliorations se sont greffées à ce modèle notamment celles apportées par Perié (2002) et Clin (2005 et 2007) (Gignac, Aubin et al. 2000; Perie, Aubin et al. 2002; Clin 2005; Clin, Aubin et al. 2007). D'abord, Perié a ajouté une représentation de l'abdomen par des éléments volumiques ayant des propriétés mécaniques issues de la littérature (Sundaram and Feng 1977) pour combler le vide entre le rachis et la surface externe du tronc au niveau abdominal. Se basant sur ces avancements, 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. Les tissus mous (incluant l'abdomen) sont maintenant représentés par des poutres élastiques (Figure 1.28 b). Les MEF ont besoin d'être précis afin de mieux simuler les traitements pour la SIA.

1.3.3 Simulation du traitement par corset

Au cours des 20 dernières années, différents outils ont été conçus pour viser l'amélioration de l'efficacité des corsets (Wynarsky et Schultz 1991; Aubin, Dansereau et al. 1993; Perie, Aubin et al. 2002; Emans 2003; Aubin, Labelle et al. 2007). Par exemple, Perié 2004 a pu simuler l'application de forces nettes sur un MEF du patient représentant ainsi l'action d'un corset de type Boston (Lacroix 2003; Perie, Aubin et al. 2004). Ensuite, Clin a modifié cette approche pour représenter l'action correctrice directe des corsets afin de remplacer les forces nettes par une action plus réaliste. Entre 2005 et 2010, un MEF paramétrique et sur-mesure de corset a été développé sur le logiciel ANSYS v.11 (ANSYS inc., É.-U.) (Clin 2005; Clin, Aubin et al. 2007; Clin, Aubin et al. 2010). Le modèle comprend une coque externe rigide, des courroies, un système d'amortissement en mousse et une ouverture. Clin a simulé l'effet de l'installation du

corset et du serrage des courroies sur le modèle de tronc précédemment décrit, il s'agit d'un simulateur de corsets. La mise en place se déroule en trois étapes: l'ouverture virtuelle du corset, la mise en place sur le modèle du patient et le serrage des courroies représentés par l'application de forces de traction sur des nœuds correspondants à l'emplacement des attaches des courroies. La simulation de l'installation du corset permet au MEF du tronc de se déformer en conséquence. Cette déformation donne une indication de l'effet correcteur immédiat en 3D du corset simulé sur les déformations scoliotiques. Les principaux indices cliniques présentés à la section 1.2.2 peuvent être calculés par l'outil de simulation (angles de Cobb, cyphose, lordose, ...).

L'outil de simulation permet de tester virtuellement et donc comparer l'efficacité de plusieurs types de corset pour un même patient. Ceci était impensable avant, puisqu'il aurait fallu faire fabriquer plusieurs corsets et les installer sur un même patient un après l'autre en prenant une radiographie pour chacun. Le taux d'ionisation serait trop grand pour les patients et donc cette comparaison n'a jamais été réalisée en clinique. Cet outil est donc bien utile pour des orthésistes désirant prévoir le résultat et le choix de leurs corsets. Cependant, à ce jour aucun corset issu du simulateur n'a encore été fabriqué ni validé cliniquement; l'évaluation demeure donc « théorique ».

Une autre approche a été décrite dans la littérature afin d'améliorer la conception de corsets. Au lieu de tester différents types de corset, pourquoi ne pas optimiser l'efficacité d'un type? Des travaux sur l'optimisation de l'effet des corsets ont donc été entamés (Clin, Aubin et al. 2007).

1.3.4 Optimisation du traitement par corset

Le Tableau 1.1, présente les études où des auteurs tentent d'optimiser une méthode de correction des déformations scoliotiques. Le modèle de base utilisé par la plupart des auteurs est celui présenté plus haut, soit le modèle par éléments finis du tronc de Aubin, Dansereau et al. (1997).

Une étude d'optimisation vise généralement à minimiser une fonction objective pondérée par itération de solutions potentielles selon un algorithme d'optimisation. Cette fonction représente l'objectif de correction de la colonne vertébrale. Il peut s'agir dans le cas des simulations de traitement de réduire le plus possible les déformations frontales de la colonne vertébrale : les angles (θ) de Cobb (PT, MT, TL/L), d'améliorer la cyphose (TK) et lordose (LL) du patient ainsi que réduire la rotation vertébrale (AVR) par exemple. Un exemple de fonction d'optimisation est présenté à la figure suivante (Majdouline, Aubin et al. 2009).

$$\begin{aligned}
\phi = & W_1 \left[a_1 \left(\frac{\theta_{PT}}{\theta_{PT}^0} \right)^2 + a_2 \left(\frac{\theta_{MT}}{\theta_{MT}^0} \right)^2 + a_3 \left(\frac{\theta_{TL/L}}{\theta_{TL/L}^0} \right)^2 + a_4 \left(\frac{X_{AVT}}{X_{AVT}^0} \right)^2 \right] \\
& + W_2 \left[b_1 \left(\frac{\theta_{TK} - \theta_{TK}^n}{\theta_{TK}^0 - \theta_{TK}^n} \right)^2 + b_2 \left(\frac{\theta_{LL} - \theta_{LL}^n}{\theta_{LL}^0 - \theta_{LL}^n} \right)^2 \right] \\
& + W_3 \left[c_1 \left(\frac{\theta_{PT-OPMD}}{\theta_{PT-OPMD}^0} \right)^2 + c_2 \left(\frac{\theta_{MT-OPMD}}{\theta_{MT-OPMD}^0} \right)^2 \right. \\
& \quad \left. + c_3 \left(\frac{\theta_{TL/L-OPMD}}{\theta_{TL/L-OPMD}^0} \right)^2 + c_4 \left(\frac{\theta_{PT-AVR}}{\theta_{PT-AVR}^0} \right)^2 \right. \\
& \quad \left. + c_5 \left(\frac{\theta_{MT-AVR}}{\theta_{MT-AVR}^0} \right)^2 + c_6 \left(\frac{\theta_{TL/L-AVR}}{\theta_{TL/L-AVR}^0} \right)^2 \right] + W_4 \left[\left(\frac{F}{F^0} \right)^2 \right]
\end{aligned}$$

Figure 1.29: Exemple de fonction d'optimisation (Majdouline, 2009)

Une fonction d'optimisation est généralement pondérée afin de mettre plus d'accent sur la correction d'un sous-objectif en particulier. Cette pondération varie donc entre 0 et 100 %. Par exemple, pour Majdouline les pondérations choisies pour ses objectifs de correction en chirurgie sont assignées par des chirurgiens. W_{1-3} sont les poids assignés à la correction dans les trois plans. Les poids individuels sont a_{1-4} , b_{1-2} , c_{1-6} . En minimisant cette fonction, à l'aide de méthodes de calculs (gradients, d'ordre zéro, etc.), une solution optimale peut être obtenue pour le traitement prescrit. Il faut au préalable bien contraindre le modèle.

C'est pourquoi les études, présentées dans le Tableau 1.1, ont le même type de contraintes initiales. La vertèbre T1 est bloquée, sauf en rotation frontale (Majdouline, Aubin et al. 2009) ou en translation transverse (Gignac, Aubin et al. 2000; Carrier, Aubin et al. 2003). Le bassin est presque toujours considéré comme fixe s'il est inclus dans le modèle, sinon la vertèbre L5 est bloquée. Quelques modèles comme celui de Majdouline permettent une certaine rotation du bassin dans le plan sagittal.

Toutes les études portant sur les corsets mentionnées dans le Tableau 1.1 ne contiennent pas d'éléments représentant les tissus mous (peau, muscles, gras...) sauf pour Wynarsky (1991) qui incluait l'activation musculaire dans son étude (Wynarsky et Schultz 1991). Dans la réalité, les forces correctrices ne sont pas appliquées directement sur le rachis, les tissus mous absorbent une partie de leur effet. Le modèle de Clin (2007) est plus réaliste sur ce point. L'étude de Wynarsky

permet de constater qu'il n'est pas nécessaire d'inclure l'activation musculaire lorsque l'influence d'un corset est évaluée bien que Odermatt, Mathieu et al. (2003) ont déterminé le contraire.

Tableau 1.1: Synthèse des articles et travaux d'optimisation de traitement pour la SIA

<u>Auteurs</u>	<u>Modèle</u>	<u>Objectif</u>	<u>Méthode d'optimisation</u>	<u>Fonctions d'optimisation</u>
Wynarsky et Schultz, 1991	MÉF Cage, rachis, bassin, muscles Non-personnalisé	-Forces optimales corset -Activation musculaire	-Algorithme de descente de gradient	-Pondérée -Position sagittale + frontale vertèbres -Rotation axiale et frontale
Gignac, 2000	Aubin et coll. 1997	Forces optimales corset	-Méthode d'ordre zéro	-Pondérée -Position sagittale + frontale vertèbres -Rotation axiale -Gibbosité -Angle de déformation maximale
Carrier, 2005	Aubin et coll. 1997	Optimisation chirurgie de la cage thoracique	-Plan d'expérience uniforme + approximation krigeage de la fonction obj.	-Pondérée -Position sagittale + frontale vertèbres -Rotation axiale -Gibbosité -Concavité des côtes
Majdouline, 2009	Multi-corps flexibles personnalisés	Meilleure configuration chirurgicale	-Plan d'expérience uniforme + approximation krigeage de la fonction obj.	-Pondérée -Position sagittale + frontale vertèbres -Rotation axiale -Angle de déformation maximale

Les méthodes d'optimisation présentées dans le tableau sont considérées comme rapides en temps de calcul, mais peu précises. Par exemple, l'utilisation du plan d'expérience avec approximation par krigeage était nécessaire dans le cas de Carrier et de Majdouline, puisque leurs simulations étaient très longues. Pour réduire le temps de calcul, cette méthode a été favorisée aux dépens de la précision des données. Le problème de ces méthodes de calcul est qu'il est probable de trouver des minimum locaux à la fonction d'optimisation; c'est-à-dire des valeurs qui ne sont pas le minimum absolu de la fonction, mais qui répondent localement à la minimisation de la fonction. Ceci est un artéfact dû aux méthodes de calculs choisies ainsi que le nombre d'itérations possibles. Il existe des méthodes plus performantes, mais requérant un plus grand temps de calcul.

Une étude sur 15 paramètres de conception de corsets, tels que la position et dimension des coussins de pression et des fenêtres, le nombre de courroies et leur tension, la symétrie de la coque du corset, etc., a été effectué par Clin 2010 (Clin, Aubin et al. 2010). Cette étude a permis

la simulation de 12,288 types de corsets différents pour trois patients virtuels. Des paramètres ayant le plus d'influence sur la correction sont ressortis de ce travail. Il s'agit de l'emplacement de l'ouverture du corset (M): postérieur ou antérieur; la tension dans les courroies; le côté de l'extension trochantérique (F); l'appui lordosant (C) et la géométrie de la coque du corset (J) (Figure 1.30).

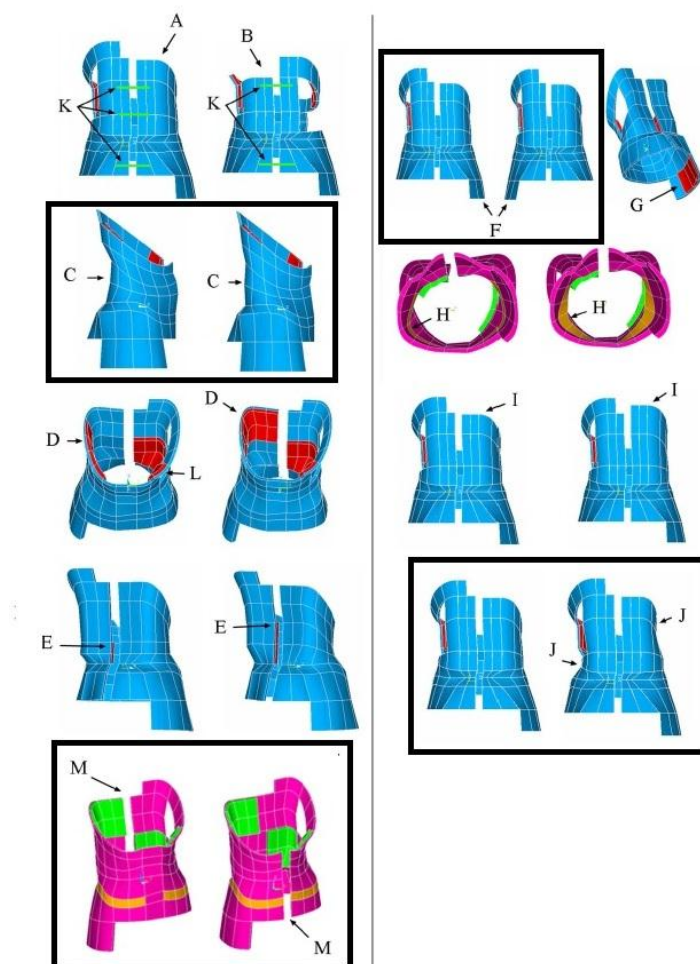


Figure 1.30: Paramètres de conception de corset choisis dans l'étude de Clin 2010. (adapté de Clin, 2010)

CHAPITRE 2 RATIONNELLE DU PROJET, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET OBJECTIFS

La revue des connaissances permet de dégager les éléments suivants :

- ✓ La conception de corsets pour le traitement de la scoliose est principalement mise en œuvre à partir de principes empiriques basés sur l'expérience des orthésistes et n'est pas optimale.
- ✓ La correction des déformations scoliotiques est faite principalement dans le plan frontal, peu d'importance est mise sur la correction tridimensionnelle.
- ✓ Il n'y a pas de consensus sur le meilleur type de traitement par corset pour un patient donné.
- ✓ Un outil numérique de simulation de corset prédisant son efficacité immédiate a été développé, mais aucun corset n'a encore été fabriqué à la suite de cette évaluation.
- ✓ Les paramètres de conception de corsets optimaux ne sont pas clairement connus ni maîtrisés.
- ✓ L'optimisation du traitement par corset a été testée avec des modèles numériques, mais pas encore testée de façon clinique sur des patients. Une des problématiques étant que l'évaluation des corsets est effectuée à l'aide de radiographies. L'exposition à une grande quantité de radiations est trop risquée pour tester différents corsets pour un même patient.
- ✓ Des corrélations entre l'effet immédiat d'un corset et son effet à long terme ont été observées en recherche. Généralement, si la correction immédiate est de 50 % pour des patients plus flexibles et de 30% pour des patients plus rigides le corset sera reconnu comme efficace dans l'immédiat.

En somme, il y a un besoin de rationaliser la conception de corsets, afin d'optimiser celle-ci pour le traitement de la scoliose. L'outils de simulation et de CFAO pourrait servir à tester cette approche expérimentalement dans le cadre d'une étude clinique.

Ces considérations mènent à l'hypothèse de recherche suivante qui sera évaluée dans le cadre de cette étude :

H: La plateforme de conception, incluant un outil de simulation biomécanique et un logiciel de conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO), permet de concevoir un corset dont l'efficacité en terme de correction de l'angle de Cobb est équivalente ou supérieure à celle d'un corset fabriqué de façon standard par un orthésiste expérimenté.

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

O1: Développer une méthode rationnelle et répétable de conception et de fabrication de corsets efficaces et personnalisés à l'aide de la plateforme de conception.

O1.1 : Concevoir des corsets efficaces et personnalisés à l'aide de la méthode de rationalisation.

O1.2 : Fabriquer ces corsets et les valider expérimentalement en évaluant leur efficacité sur des patients et en comparant celle-ci avec les prédictions des simulations.

O2: Comparer l'efficacité de ces corsets avec celle d'un traitement de corset de type TLSO standard pour les mêmes patients.

La réalisation du projet est présentée au chapitre 3 par l'entremise d'un article scientifique. Il constitue le corps de ce mémoire et décrit la méthode proposée de rationalisation de la conception de corset à l'aide d'une plateforme de conception incluant un outil de simulation et de CFAO. Des précisions sur le développement de l'approche de conception de corsets optimaux sont présentées précédemment à l'article. Une discussion générale est présentée au chapitre 4, puis les conclusions et recommandations finalisent ce mémoire.

CHAPITRE 3 CONCEPTION DE CORSETS COMBINANT LA CFAO ET LA SIMULATION NUMÉRIQUE POUR LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENT

3.1 Développement de l'approche de conception de corsets optimaux – étude préliminaire

Dans un premier temps, certaines améliorations au modèle numérique (Clin, Aubin et al. 2007) ont été apportées afin de permettre la conception de corsets réalistes. Le simulateur, tel que conçu initialement, pouvait simuler différentes formes théoriques de corsets et évaluer leur efficacité. Toutefois, les formes de corsets étaient approximées par des géométries génériques et grossières (Figure 3.1a). Afin de fournir au simulateur des géométries précises de corsets « fabricables », un outil de conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO), dédié aux orthèses et prothèses, a été ajouté à la plateforme. Il s'agit du logiciel Rodin4D (Groupe Lagarrigue, Bordeaux, France). Cet outil de CFAO, en utilisation par des orthésistes, surtout en Europe, permet la création d'un modèle de corset virtuel en 3D (Figure 3.1b). Le pont entre la géométrie de ces corsets et l'outil de simulation a été développé dans le cadre d'un contrat de R&D connexe à ce projet de maîtrise. Cet outil a été exploité afin de faire la conception de corsets qui peuvent être fabriqués et testés à l'aide du simulateur.

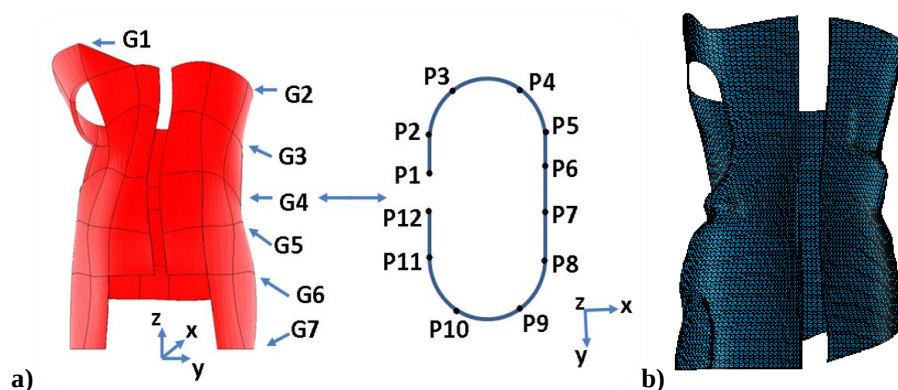


Figure 3.1: a) corset issu du simulateur original b) corset issu du logiciel de CFAO

La fabrication de corsets issus du système de CFAO nécessite l'utilisation d'une fraiseuse numérique liée au logiciel pour sculpter le positif du corset dans un bloc de mousse de

polyuréthane. Une fraiseuse de ce genre est disponible maintenant à Montréal au Centre de réadaptation Marie-Enfant. Le bloc de mousse est ensuite utilisé pour le thermoformage d'une coque en plastique de polyéthylène. La coque est coupée et retirée du moule afin de finaliser le positionnement des courroies et l'ajustement pour le patient. Ces techniques sont maîtrisées par les orthésistes impliqués dans le projet bien que le système de CFAO soit nouveau pour eux.

Avec l'intégration du système commercial de CFAO, il fallait choisir le type de corset qui serait fabriqué. Les corsets de jour ont été favorisés pour cette étude. La familiarisation aux différentes méthodes de conception de corset était nécessaire, sachant qu'il existe beaucoup de types de corset. Ces différents corsets comprennent plusieurs paramètres de conception. Ceux-ci peuvent servir à la correction des déformations scoliotiques, servir à maintenir le corset en place ou à améliorer le confort du patient. Les différents types de corsets présentent des paramètres de conception très variables tels que la position de l'ouverture du corset, le nombre de courroies de serrage, l'asymétrie ou la symétrie de la coque du corset, la présence de coussins d'appuis à dimensions et positions variables, la présence de flexions latérales de la coque du corset, la présence de translations afin d'appliquer des pressions sur le tronc, la présence de mousse qui borde l'intérieur de la coque, etc. Les paramètres de conception des nouveaux corsets restaient à déterminer et choisir. Une étude heuristique exploratoire a donc été effectuée afin d'identifier les paramètres les plus influents au niveau de la correction initiale de la colonne vertébrale. Cette étude a été menée à l'aide du simulateur de corset et de l'outil de CFAO pour quatre patients de la banque de données du CHU Sainte-Justine. Des corsets ont été conçus à partir de l'outil de CFAO, puis ont été simulés à répétition en incluant itérativement certaines modifications au niveau de leur forme dans l'outil de CFAO. Une vingtaine de paramètres de conception ont été modifiés itérativement selon plusieurs modalités, telles que le positionnement et les dimensions des appuis de pression, les dimensions du corset, la position et dimension de fenêtres d'échappement, le nombre et la position des courroies, la position et le nombre d'ouvertures principales, la symétrie ou asymétrie de la coque du corset, la présence de flexions ou translations dans la forme, etc. Ceci a été fait sous la supervision d'un orthésiste expérimenté.

Cette étude préliminaire a permis de constater qu'il existe d'innombrables combinaisons de paramètres de conception influents, que ceux-ci ont des interactions difficiles à prévoir et qu'optimiser ces paramètres de façon itérative est peu stratégique et inefficace. En limitant les paramètres à certains plus importants selon des orthésistes expérimentés et l'étude heuristique, il

a été possible de créer un plan d'expériences « Design Of Experiments » (Box, Hunter et al. 2005). Quatre patients ont été recrutés afin de tester cette méthode d'optimisation et de se familiariser avec le système de fabrication. Étant au Québec où les corsets de type Boston sont préconisés, il a été décidé de choisir un corset de type TLSO pour les patients recrutés, en intégrant toutefois certains paramètres de conception utilisés par d'autres techniques de fabrication de corset (Chêneau, Charleston, etc.). Pour ces premiers patients, sept paramètres de conception ont été choisis et variés selon deux modalités (2^{7-3} essais) pour créer 32 corsets virtuels. Ces paramètres sont présentés dans le tableau et la figure suivante.

Tableau 3.1: Paramètres de conception choisis pour le plan d'expériences

	Paramètres	Modalité N°1	Modalité N°2
1	Présence de l'appui thoracique	aucun	présent
2	Position de l'extension trochantérique	gauche	droite
3	Dimensions d'une fenêtre lombaire	petite	Large (50% plus)
4	Flexions latérales	aucune	double
5	Translations latérales	aucune	double
6	Ouverture principale	dorsale	frontale
7	Orientation des courroies	horizontale	diagonale

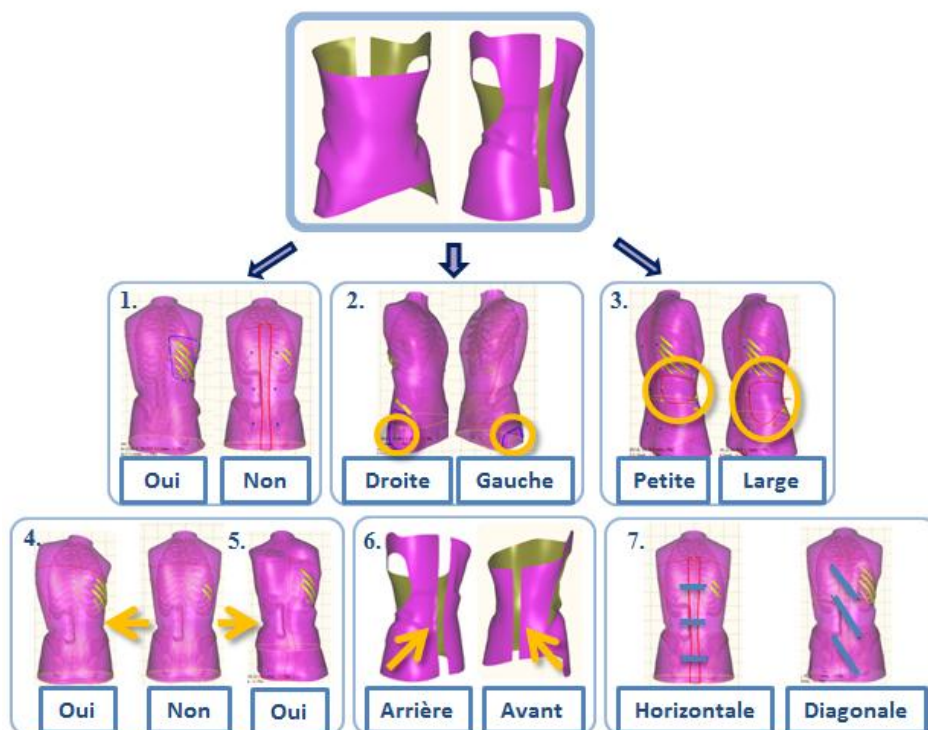


Figure 3.2: paramètres de conception choisis pour le plan d'expériences

Grâce aux simulations des 32 corsets, celui procurant la meilleure correction initiale des angles de Cobb et de l'AVT a été choisi pour chacun des patients pour le raffinement avec un orthésiste. Les corsets choisis ont été fabriqués et installés sur les patients. Les corsets ont été fabriqués sans mousse afin d'alléger la structure (confort et esthétique) comme pour plusieurs corsets européens qui n'utilisent pas de mousse (De Mauroy, Lecante et al. 2008). La Figure 3.3 présente un exemple de résultat pour un des patients de cette étude préliminaire.

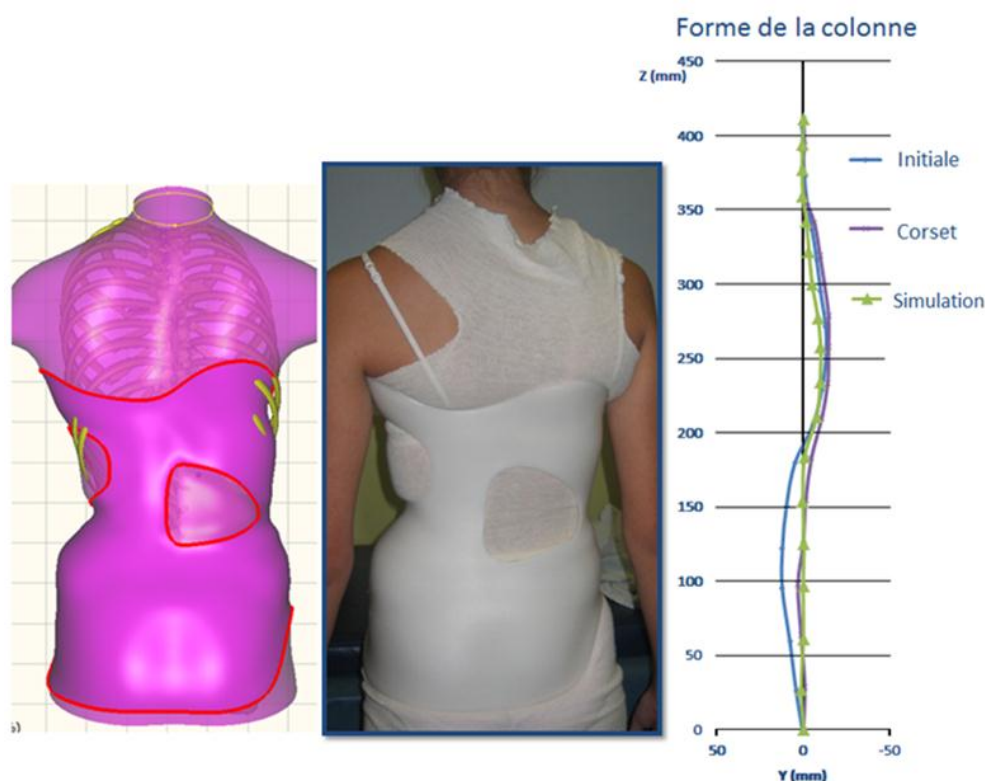


Figure 3.3: Corset choisi dans l'outil de CFAO suivi du corset une fois installé et la forme de la colonne vertébrale

initiale — , dans le corset — et dans la simulation —★— .

La combinaison des paramètres de conception pour ce patient sont les suivants : aucun appui thoracique, une extension trochantérique gauche, aucune flexion, une double translation pour procurer la correction, une fenêtre 50% plus petite d'évasement lombaire, une ouverture avant et des courroies horizontales. Ces paramètres sont une des combinaisons avantageuses pour la correction de ce patient. Toutefois, les combinaisons de paramètres sont variables selon le patient étudié et celle-ci ne représente donc pas une recommandation générale pour tous les cas. Les corsets fabriqués ont procuré en majorité une correction similaire (avec une différence moyenne de 4° des angles de Cobb) aux prédictions de la simulation. Toutefois, pour certains l'installation

fut difficile, car plusieurs paramètres primordiaux au niveau du maintien du corset ont été mal évalués (Figure 3.4). Ces défauts étaient dus au manque d'expérience et au niveau de l'utilisation du système de CFAO. Le premier paramètre était le positionnement du « pince taille », donc des appuis au niveau de la taille permettant de garder le corset en place verticalement ainsi qu'empêcher qu'il tourne sur le patient. Pour éviter des points de pression sur les crêtes et épines iliaques du patient, un paramètre d'évasement devrait être créé au niveau de ces points sensibles. Cet évasement doit être assez ample pour dégager complètement les crêtes iliaques et descendre jusqu'au rebord inférieur du corset. Ces paramètres sont nécessaires au maintien du corset en place et doivent être adéquats pour chaque patient sinon la correction du corset ne sera pas telle que prévue. Dans l'étude préliminaire, il s'avère que les paramètres de conception servant à la correction des déformations scoliotiques nuisaient aux paramètres servant à l'installation adéquate du corset. Le positionnement de ces appuis a donc été révisé pour l'étude finale par des orthésistes ayant utilisé la CFAO au préalable (Groupe Lagarrigue, Bordeaux, France).

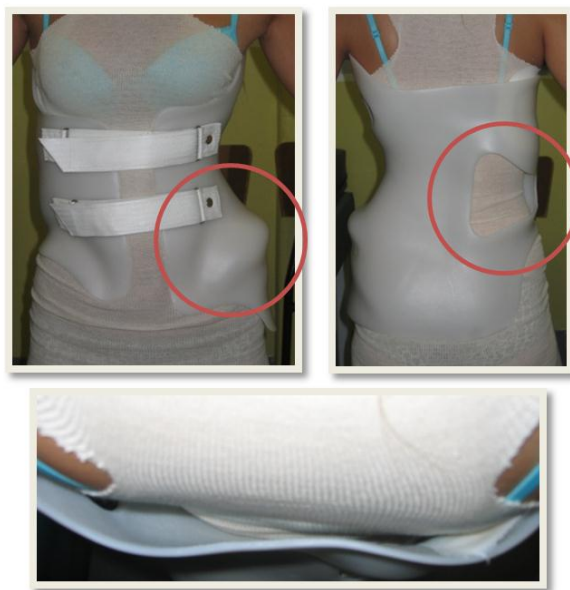


Figure 3.4: Problème d'installation du corset fabriqué avec la technique d'optimisation par plan d'expériences

Ces quatre premiers patients ont permis de vérifier que les corsets testés dans le simulateur étaient fabricables. Toutefois, leur installation était parfois difficile et donc de l'aide extérieure a été recherchée pour améliorer les paramètres d'ajustement du corset. L'efficacité immédiate des corsets fabriqués était faible avec une correction moyenne des angles de Cobb thoracique et TL/L de 7° et 6° respectivement. Les paramètres choisis pourraient être la cause de ce manque de correction. De plus, les itérations de concepts étaient longues, peu optimales et la sélection des

paramètres de conception était dépendantes de l'utilisateur. En effet, la réalisation du plan d'expériences et de l'analyse des données représente au moins cinq heures de calcul et plusieurs jours d'analyse. C'est pourquoi cette approche d'optimisation faisant varier itérativement des paramètres de conception de corset afin d'obtenir une combinaison de paramètres assurant une correction optimale des courbures scoliotiques a été mise de côté, au profit d'une autre technique d'optimisation novatrice qui a été préconisée et développée pour ce projet.

La nouvelle approche s'inspire des techniques de plâtre, où les orthésistes tentent de pré-corriger le moule du tronc des patients. Pour ce faire, ils moulent le patient en position couchée et induisent des pressions manuelles à la surface du tronc. Ceci a pour effet de réduire les courbures scoliotiques afin d'obtenir un moule du tronc brut pré-correcté servant de base au corset. À l'aide du modèle biomécanique par éléments finis du tronc personnalisé au patient, des déplacements sont appliqués directement sur la modélisation de la colonne scoliotique afin de simuler la correction de celle-ci. La correction de la colonne entraîne une déformation de la géométrie externe du tronc du patient (Figure 3.5). Cette géométrie externe corrigée peut alors être exportée dans l'outil de CFAO et devient la forme brute du corset optimal pour le patient. Des découpes peuvent être effectuées et itérativement améliorées sur cette forme grâce au simulateur de corsets. Une fois le design de corset satisfaisant, celui-ci peut être fabriqué avec la technique de fabrication assistée par ordinateur (FAO). Cette technique est innovatrice et est décrite brièvement dans l'article suivant. Une divulgation d'invention a également été soumise au Bureau de la recherche de Polytechnique pour cette méthode.

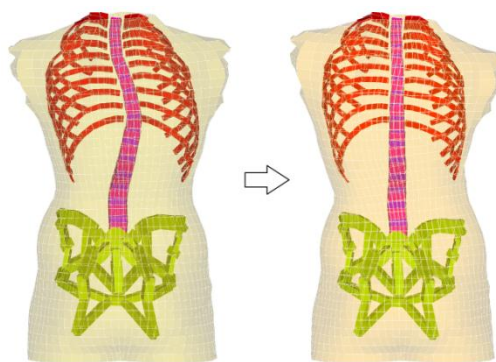


Figure 3.5: Correction virtuelle des déformations scoliotiques

3.2 Présentation de l'article

L'article porte sur la description et l'évaluation d'une nouvelle plateforme de conception biomécanique de corsets pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent. Six patients ont été recrutés afin de tester cette nouvelle technique. Un corset conçu et fabriqué avec la plateforme ainsi qu'un corset fait avec une technique standard (moule en plâtre du tronc du patient) ont été installés sur chaque patient. L'efficacité immédiate des corsets a été comparée ainsi qu'avec la prédiction de l'outil de simulation.

Cet article est intitulé : «New Brace Design Combining CAD/CAM and Biomechanical Simulation for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis », et a été soumis pour publication à la revue « Clinical biomechanics » au mois d'avril 2012. Le premier auteur a contribué à environ 80% à la rédaction de l'article.

3.3 Article: New Brace Design Combining CAD/CAM and Biomechanical Simulation for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis

New Brace Design Combining CAD/CAM and Biomechanical Simulation for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis

Frederique Desbiens-Blais, B.Eng.^{1,2}, Julien Clin, PhD^{1,2}, Stefan Parent, MD, PhD², Hubert Labelle, MD, PhD², Carl-Eric Aubin, PhD, P.Eng.^{1,2}

1. Ecole 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

Ecole 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

3.3.1 Abstract

Background: A numerical based brace design platform, including biomechanical simulation, Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) was developed to rationalize braces for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). The objective of this study was to test the feasibility of the approach and assess the effectiveness of braces issued from this platform as compared to standard brace design.

Methods: The biomechanical finite element model (FEM) was built using the 3D reconstruction of the trunk skeleton from bi-planar radiographs and of the torso surface from surface topography. The FEM is linked to a CAD/CAM software (Rodin 4D), allowing the iterative design and simulation of the correction provided by the brace, as well as predicting pressures exerted on the torso. The resulting brace design was then fabricated using a numerical controlled carver. A brace designed using this platform (NewBrace) as well as a standard thoraco-lumbo-sacral orthosis (StdBrace) were built for six AIS patients. Both brace effectiveness was assessed using radiographs and compared to the simulations.

Findings: The NewBraces corrected on average the spine deformities within 5° of Cobb angle of the simulated correction and with a similar correction as compared to the StdBrace (average correction of 15° vs. 14° for the StdBrace and the NewBrace respectively; $p=0.8$). The two braces had a similar 10° lordosing effect of the thoracic curve. The coronal balance was quite similar (7.3 vs. 6.8 mm balance improvement respectively for NewBrace vs. StdBrace).

Interpretation: These first clinical results showed the feasibility of building computer-assisted braces, equivalent to standard TLSO. An extended study on more cases is under way to fully assess this new design paradigm, which in the long term would allow improving brace design and rationalize the conservative treatments of AIS.

Keywords: Scoliosis; TLSO; Brace fabrication; Brace simulation; Finite element model; Biomechanics.

3.3.2 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex three-dimensional (3D) deformity of the spine and rib cage. For mild curvatures (Cobb angles between 20° to 40°), a thoraco-lumbo-sacral orthosis (TLSO or orthopedic brace) is generally prescribed as conservative treatment, with the intent to prevent or control curve progression up until the end of the growth spurt period so that the patient does not undergo surgery.

Several braces exist for the treatment of AIS, their design being done mostly empirically using the radiographs and measurements of the patient. Therefore great variability was reported between brace designs and objectives (Nachemson and Peterson 1995; Goldberg, Moore et al. 2001). There is presently no consensus on which brace system should be used for a given patient (Wong, Mak et al. 2000; Smith 2004; Rigo 2011). Such question could not be easily answered because there are many possible brace treatments, and there is no randomized controlled trials comparing different bracing techniques for the same patient. This can be explained by the costs and limitation of using multiple radiographs to assess different braces' efficiency. Also, most retrospective or prospective studies rely solely on the assessment of the Cobb angle and the balance in the coronal plane, but not on 3D measures which are often inadequately addressed (Labelle, Bellefleur et al. 2007).

Computer-aided design and manufacturing systems (CAD/CAM) linked to a numerical controlled carver have proven to be as effective in fabricating braces as classical methods (plaster molding techniques) (Wong 2010). However, such technology does not allow verifying the efficacy of the brace before it is worn by the patient.

To palliate previously described difficulties, a detailed finite element model (FEM) of the trunk was used to evaluate and optimize forces applied by braces (Wynarsky and Schultz 1991; Gignac, Aubin et al. 2000; Perie, Aubin et al. 2004). Recently, a more detailed and realistic model to simulate TLSO treatment was created using an explicit FEM of the brace. Its action was simulated using a contact interface as in real braces worn by a patient (Clin, Aubin et al. 2010).

The goal of this study was to evaluate this computational simulation tool that has been combined to a commercially available CAD/CAM system dedicated to orthoses. This tool allows iteratively improving the brace design and assessing their biomechanical efficiency before being built.

3.3.3 Methods

3.3.3.1 Design Platform

The design platform used as input a 3D reconstruction of the spine, rib cage and pelvis of each patient. The reconstruction was done from bi-planar radiographs (postero-anterior (PA) and lateral (LAT)) taken with a low-dose digital radiographic system (EOSTM, Biospace Instruments, France) (Humbert, De Guise et al. 2009). An interpolation algorithm was used to generate a detailed 3D model of the spine, pelvis and rib cage based on anatomical reference points (Figure 3.6 A). The accuracy of this technique is 1.0 mm for the spine and pelvis and 1.9 mm for the rib cage (Bertrand, Laporte et al. 2008; Humbert, De Guise et al. 2009). The external trunk surface was acquired using a 3D surface topography system (3-dimensional Capturor, Creaform inc., Levis, Qc, Canada) (Pazos, Cheriet et al. 2007) (Figure 3.6 B). Twelve radiopaque fiducial markers attached to the patient's torso and visible on both the X-rays and the trunk surface were used to register the internal and external geometries by applying a point-to-point least square algorithm (Figure 3.6 C). Based on the torso geometry obtained from the registration, a personalized finite element model (FEM) of the trunk was created using Ansys 13.0 finite element package (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) and methods previously validated (Figure 3.6 D) (Cheriet and Meunier 1999; Clin, Aubin et al. 2010; Clin, Aubin et al. 2010). In brief, this model includes the thoracic and lumbar vertebrae, intervertebral discs, ribs, sternum, costal cartilages and abdominal cavity, which were represented by 3D elastic beam elements. The zygapophyseal joints were modeled by shells and surface-to-surface 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 (Aubin, Dansereau et al. 1996; Howard, Wright et al. 1998; Perie, Aubin et al. 2004; Perie, Aubin et al. 2004; Kadoury, Cheriet et al. 2007; Clin, Aubin et al. 2010).

The brace shape design was developed using a modified 3D geometry of the personalized trunk FEM. Rodin4D CAD/CAM system (Rodin4D, Groupe Lagarrigue, Bordeaux, France) was used to refine the brace geometry (Figure 3.7 A). This software allowed the modification of the torso's external 3D surface using virtual tools inspired by those used for the classic plaster techniques. These tools were used to take out material in order to create the waist pinch to maintain the brace in-place and add material in order to add relief areas over the iliac crests. An orthotist validated

the brace outlines and geometry, based on his experience, for every patient using Rodin4D.

The brace FEM automatically was generated using the brace geometric model (Figure 3.7 B). The external rigid shell was modeled by 4-node quadrilateral linear elastic shell elements with the material properties of polyethylene ($E = 1500 \text{ MPa}$, $\nu = 0.3$) (Katz, Richards et al. 1997; Kadoury, Cheriet et al. 2007). A surface-to-surface contact interface taking friction into account ($\mu = 0.6$) (Zhang and Mak 1999) was created between the interior of the brace FEM and the exterior of the trunk FEM.

The brace installation (Figure 3.7 C) was simulated in 3 steps. The brace FEM was first opened by applying forces on nodes near the opening and was positioned correspondingly on the patient's trunk FEM. During the second step, the opening forces were removed and the brace FEM closed itself on the patient FEM because of the elastic energy acquired during the opening process, and both models deformed to reach equilibrium of minimum energy. Finally, sets of three collinear forces representing strap tensions were applied on the nodes corresponding to the strap fixations (Mac-Thiong, Petit et al. 2004). Gravitational loads were first represented using an optimization approach (Clin, Aubin et al. 2011), and during all subsequent simulation steps, the pelvis was fixed in space and the translation of the first thoracic vertebra (T1) was restrained only in the transverse plane. At the end of the simulation, four clinical indices used to evaluate the brace efficacy were computed: thoracic and thoraco-lumbar/lumbar (TL/L) Cobb angles, kyphosis and lordosis angles. In addition, the reaction force at T1 (cf. description at section 3.3.3.3) was computed to assess the balance.

Using the simulation tool, braces were iteratively designed, simulated and their performance assessed using the computed indices. The optimization procedure to obtain the brace geometry is described as follows. Displacements were applied on the modeled spine of the FEM of the trunk to simulate curve correction. This curve correction generates a deformation of the external geometry of the patient's trunk. This corrected external geometry was exported to the CAD system and served as the basis to the optimal brace shape. Brace outlines, opening position, strap number and orientation were iteratively modified and simulated to improve the correction. The process required between 10-15 iterations. At the end of this optimization process, the brace obtaining the best initial correction based on the Cobb correction and spinal shape was chosen. Another criterion was to keep the sagittal curves within the range of normal curves (Gignac,

Aubin et al. 2000). The final brace design was then built using a numerical controlled carver (Model C, Rodin4D, Groupe Lagarrigue, Bordeaux, France) linked to the CAD/CAM system. A polyurethane hard foam bloc was first carved according to the CAD model (Figure 3.7 D), and then thermoforming of a polypropylene sheet shell was done using the carved foam bloc as a negative for the brace shell.

3.3.3.2 Clinical trials

This study was approved by the institutional ethical comity. Six AIS patients (11-13 years old, female) were recruited to test the feasibility of the approach. The initial thoracic and thoracolumbar/lumbar Cobb angles averaged 29° and 24° respectively and the average Risser sign was 1 (from 0 to 3) (Table 3.2). For each patient two braces were designed and fabricated. The first (*NewBrace*) was designed and built using the new design platform described in section 3.3.3.1. The second was a standard TLSO brace (*StdBrace*) fabricated by an experienced orthotist using classical techniques following the Boston brace system guidelines (Emans 2003). The *StdBrace* was built based on a plaster mould of the patient's supine torso taken while the orthotist applied pressures on the torso during the moulding process to add initial correction to the mould of the patient, based on PA radiograph assessment. Once dried, plaster was poured in the mould to create a positive of the patient's pre-corrected torso. The solidified plaster was then carved out to create local pressure surfaces or plaster was added to relieve pressure points. Once the modified torso plaster mould was finished, a polypropylene sheet was thermoformed on the mould. The brace was cut-out from the moulded sheet and additional foam pressure pads were positioned in relation to the scoliotic curve apex to obtain the final correction potential of the brace. The *StdBrace* has a posterior opening, with two horizontal tightening straps.

Both braces were iteratively adjusted by the same experienced orthotist for comfort and fit purposes. Low dose bi-planar radiographs (PA and LAT) were taken of the patient wearing each brace. A 20 minutes or more rest time was respected in between x-rays to allow the weaning of the effects of the first brace based on previous clinical observation and the literature (Negrini, Fusco et al. 2008).

The pressure distribution applied by the *NewBrace* on patient's torso was measured using a thin flexible pressure mat composed of 192 force-sensing transducers with a ± 5 mmHg accuracy and the software FSA 4.0 (Force Sensing Array, Verg, Winnipeg, Canada) (Perie, Aubin et al. 2004).

The pressures were collected during 30 seconds and the average pressure distribution was computed. The pressures predicted by the brace simulation were compared to the measured ones. Strap tension also was measured using a modified scale (Heys® xScale® PRO Digital Scale). Three tension measures were taken and then averaged for each strap.

3.3.3.3 Comparison of brace effectiveness

The *NewBrace* was compared to the *StdBrace* and the simulated brace using the indices described in the next paragraph. The indices were computed in the Spinal coordinate system (R_{Spinal}) where the Z axis is joining the center of S1's superior endplate (the origin of the system) to T1, the X axis is postero-anterior and the Y axis is pointing left and was deduced from the two other axes.

The spinal shape position was displayed in the coronal and sagittal planes and the average distance was computed. From this, the apical vertebra translation (AVT) was computed as the most distant vertebra position from the Z axis for each scoliotic curve. The thoracic and TL/L Cobb angles, kyphosis and lordosis angles additionally were computed. The balance was defined as the distance between T1 and the central sacral vertical line (CSVL) and measured using the 3D reconstructions. For the simulation, the reaction force at T1 was computed to estimate the counterforce necessary to sustain the balance.

3.3.4 Results

The detailed results for one case (P1) are presented in Figure 3.8 and Table 3.2. The bi-planar X-rays as well as the spinal shape in the coronal and sagittal planes are presented out of brace (initial curve), in brace (*NewBrace* and *StdBrace*), as well as the simulated spinal shape. The average difference between the predicted and the *NewBrace* spine shape was 4 mm and 9 mm in the coronal and sagittal planes respectively. The AVT of the thoracic curve was corrected by 28 mm with the *NewBrace*, vs 29 mm for the *StdBrace*, and 24 mm for the simulation. The *NewBrace* reduced the thoracic Cobb angle by 20° and the TL/L Cobb angle by 7°, which was predicted by the simulation with a 1° and 4° difference. The *StdBrace* corrected these angles by 23° and 10° respectively.

The kyphosis and lordosis were reduced by 13° and 25° respectively for the *NewBrace*, vs. 21° and 28° for the *StdBrace*. Patient P1 was initially off balance by 9 mm to the right. The *NewBrace* corrected the balance to 0 mm, while the *StdBrace* left the patient off balance by

7 mm.

The simulated and measured pressure distribution around P1's torso for the *NewBrace* is illustrated in Figure 3.9. The most elevated pressure areas were located, as predicted by the simulations, on the posterior and lateral right high thoracic (underarm) and the posterior left lumbar regions. A slight pressure area was noted high under the left arm. Pressures were present on the abdomen. The waist pinch to stabilize the brace was visible on the front view of the pressure mat in slight bluish-green. The pressure of the trochanteric extension is noticeable on the right lower portion of the *NewBrace* and simulation. The light simulated pressure over the buttocks was not recorded with the pressure mat.

The average brace strap tension was of 52 N for the *NewBrace* vs. 57 N for the *StdBrace*. The same tensions were used in the simulation.

For the five other cases, the resulting indices are summarized in Table 3.2 and Figure 3.10. The average difference between the simulated and *NewBrace* spinal shapes was 5 mm and 7 mm respectively in the coronal and sagittal planes. The average AVT correction was 10, 13 and 12 mm respectively for the *NewBrace*, the *StdBrace* and the simulation. The *NewBrace* reduced the thoracic Cobb angle by 11° and the TL/L Cobb angle by 16°, which was predicted by the simulation with a 4° difference for both angles. The *StdBrace* corrected these angles by 16° and 13° respectively.

The kyphosis and lordosis angles were reduced on average by 10° for the *NewBrace*, vs. 1° kyphosis and a 3° lordosis improvement for the simulation, and 9° and 12° respectively for the *StdBrace*. The average balance correction for the *NewBrace* and *StdBrace* was equal at 7 mm.

3.3.5 Discussion

This study is a first attempt to design, fabricate and test braces within an integrated platform that includes CAD, FEM simulations and CAM. The results clearly proved the feasibility of such an approach to design rationalized braces and predict the immediate correction of the brace before its fabrication.

On average, the *NewBraces* were equivalent to the *Stdbrace* system (Cobb angle average correction difference lower than 5°, and similar effects on the sagittal curves). However, different brace mechanisms were observed. For instance, for P5, the *NewBrace* focused on straightening the lumbar curve and lacked thoracic correction, whereas the *StdBrace* better corrected the

thoracic curve but worsened the TL/L curve. The efficiency of both braces is hard to compare because the correction priorities were not the same. In this case, the simulation predicted a realistic outcome with an objective of maintaining primarily the lumbar curve. However, the advantage of the new design platform is its ability to test various concepts while considering different correction objectives.

Overall, the simulation predictions were realistic, especially for P1, P2, P3 and P5 (average spinal shape difference inferior to 3 mm and average Cobb angle difference of 3°). For the other 2 cases, different brace mechanisms induced variations between the simulation and the fabricated braces. For patients P4 and P6, both braces were as efficient in correcting the lumbar and lower thoracic spines in the coronal plane, similarly as with the simulations. In these cases, the simulations allowed predicting the TL/L Cobb angles with a difference of 1° and 4° respectively. As described in the literature (Howard, Wright et al. 1998), TLSO type braces have less control over the proximal thoracic spine (T6 and higher). This was noticed with a shoulder height difference for these cases; and a resulting decompensation (16 mm and 5 mm respectively) of the proximal thoracic spine. This tilt could not be fully accounted for in the simulations due to the boundary constraints on T1. As a consequence, the simulation was further away from the reality as shown by the thoracic Cobb angle difference of 10° and 8° respectively. The resulting forces at T1 allowed comprehending the needed righting force to stay in equilibrium. The resulting forces at T1 were under 8 N, except for these two specific patients, P4 and P6, for which the forces were much higher at 19 N and 14 N respectively.

The *NewBrace* design provided a personalized form fitting plastic shape for which the installation was rapid (30 min or less) compared to the standard technique (more than an hour) where minor adjustments needed to be applied to finalize the fit. The fit and the biomechanical effects of the braces on the torso were assessed using the pressure mat. The zones with the highest pressures represent the primary correction input of the brace. In the standard plaster molding push-prone technique, used by the *StdBrace*, the brace correction action corresponds to the classic 3 pressure points, documented in the orthotic literature (Galante, Schultz et al. 1970; Emans 2003; Lonstein 2003; Fayssoux, Cho et al. 2009). Similar correction pressure areas were observed in the *Newbrace*. For example for P1, the posterior and lateral right high thoracic (underarm) pressure zone, aligned with the curve apex, served to correct the main curve, the posterior left lumbar pressure zone has the maintaining effect for the lower portion of the spine

and the third point being the right trochanteric extension pressure (Figure 4). The simulation predicted the same pressure locations as measured by the pressure mat in the *NewBrace*. The capacity to predict the pressure distribution allows verifying the brace action and the patient comfort before fabricating the brace. Further improvements of comfort and compliance could be implemented in the future using the simulated pressure distribution and threshold criteria.

The simulation is limited by certain approximations and constraints. The patient FEM includes only passive elements of the trunk; except for the righting force at T1, muscle activity was not explicitly included in the simulation. Consequently, the active effect of the brace (patient tendency to flee the pressure areas) cannot be directly accounted for. After the optimization process to apply gravitational loads, the pelvis was fixed in space, preventing any further tilting, which can explain some differences between the sagittal measures of kyphosis and lordosis predicted by the simulation with the real measures. The simulations only predicted immediate in-brace correction. However as suggested by Clin et al. (2010) (Clin, Aubin et al. 2010), based on the Hueter-Volkman principle, i.e. reducing the asymmetrical compressive loads on the growth plates in the coronal plane due to the scoliotic configuration would help preventing the progression of scoliotic deformities, the more a brace initially corrects the curves, the greater its potential to have a positive long term effect on the treatment. This immediate correction should be around 50% reduction of Cobb angles for supple curves, and 30% for stiffer curves (Clin, Aubin et al. 2010). The *NewBrace* allowed an average of 51% correction, which is considered efficient for the treatment of AIS.

3.3.6 Conclusion

This study demonstrated the feasibility of a novel design scheme for AIS braces. The combination of an available CAD/CAM system with the computational simulation tool allowed the fabrication of functional braces globally as efficient as standard TLSO braces like the Boston brace system. This platform allowed the iterative testing and improving of TLSO braces thru the simulations. These braces were fabricated and their efficiency assessed using classic clinical measures. The simulation of the braces biomechanical efficiency was similar to that of the real fabricated *NewBrace*. Based on these promising results, this study should be continued on a larger cohort of patients to further test the platform, assess its accuracy and also verify the long

term effect of these braces. This design platform when extensively validated has the potential to improve and rationalize brace design.

3.3.7 Acknowledgements

Project funded by NSERC (Strategic grant program of the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, with Orthese-Prothese Rive-Sud, Boston Brace and Lagarrigue). Special thanks to Benoit Bisonnette, Dr Jean-Marc Mac-Thiong, Dr Benoit Poitras and Isabelle Turgeon for the participation in this study.

3.3.8 References list

- Aubin, C. E., J. Dansereau, et al. (1996). "[A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis]." Ann Chir **50**(8): 641-650.
- Bertrand, S., S. Laporte, et al. (2008). "Three-dimensional reconstruction of the rib cage from biplanar radiography." BioMedical Engineering and Research (IRBM) **29**(4): 278-286.
- Cheriet, F. and J. Meunier (1999). "Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction." Computerized Medical Imaging and Graphics **23**: 133-141.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2010). "A biomechanical study of the Charleston brace for the treatment of scoliosis." Spine **35**(19): E940-E947.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2010). "Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model." European Spine Journal **19**(7): 1169-1178.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2010). "Correlation between immediate in-brace correction and biomechanical effectiveness of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **35**(18): 1706-1713.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2011). "A new method to include gravity forces and compute the internal stresses in the scoliotic spine" Med Biol Eng Comput **49**(8): 967-977.
- Emans, J. (2003). "The Bracing Manual, The Boston Brace." Scoliosis Research Society (www.srs.org).
- Fayssoux, R. S., R. H. Cho, et al. (2009). A History of Bracing for Idiopathic Scoliosis in North America. SYMPOSIUM: Pediatric Spine. T. A. o. B. a. J. Surgeons.
- Galante, J., A. Schultz, et al. (1970). "Forces acting in the Milwaukee brace on patients undergoing treatment for idiopathic scoliosis." J Bone Joint Surg Am **52**(3): 498-506.
- Gignac, D., C. E. Aubin, et al. (2000). "Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model." Eur Spine J **9**(3): 185-190.
- Goldberg, C. J., D. P. Moore, et al. (2001). "Adolescent idiopathic scoliosis: the effect of brace treatment on the incidence of surgery." Spine **26**(1): 42-47.

- Howard, A., J. G. Wright, et al. (1998). "A comparative study of TLSO, Charleston, and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis." Spine **23**(22): 2404-2411.
- Humbert, L., J. De Guise, et al. (2009). "3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences." Medical Engineering & Physics **31**: 681-687.
- Kadoury, S., F. Cheriet, et al. (2007). "Three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine and pelvis from uncalibrated biplanar x-ray images." J Spinal Disord Tech **20**(2): 160-167.
- Katz, D. E., B. S. Richards, et al. (1997). "A comparison between the Boston brace and the Charleston bending brace in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **22**(12): 1302-1312.
- Labelle, H., C. Bellefleur, et al. (2007). "Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study." Spine **32**(8): 835-843.
- Lonstein, J. (2003). "The Bracing manual, The Milwaukee Brace." Scoliosis Research Society (www.srs.org).
- Mac-Thiong, J. M., Y. Petit, et al. (2004). "Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces." Spine **29**(1): 26-32.
- Nachemson, A. L. and L. E. Peterson (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.
- Negrini, S., C. Fusco, et al. (2008). "Clinical and postural behaviour of scoliosis during daily brace weaning hours." Stud Health Technol Inform **140**: 303-306.
- Pazos, V., F. Cheriet, et al. (2007). "Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions." Eur Spine J **16**(11): 1882-1891.
- Perie, D., C. E. Aubin, et al. (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., C. E. Aubin, et al. (2004). "Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis." Clinical Biomechanics **19**(2): 190-195.
- Rigo, M. (2011). "Patient evaluation in idiopathic scoliosis: Radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry." Physiother Theory Pract **27**(1): 7-25.
- Smith, K. (2004). "Coronal Plane Trunk Shifts and Decompensational Perspectives in a New Design of an Asymmetrical TLSO Module." Journal of Prosthetics and Ortotics **16**(1): 16-22.
- Wong, M. S. (2010). "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., A. F. Mak, et al. (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. and A. B. Schultz (1991). "Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics." J Biomech **24**(8): 721-732.
- Zhang, M. and A. F. Mak (1999). "In vivo friction properties of human skin." Prosthet Orthot Int **23**(2): 135-141.

Table 3.2: Initial (out of brace), measured and calculated clinical indices for the brace simulation (Sim), the fabricated NewBrace system (New) and the StdBrace system (Std) of the patients.

Patient	Thoracic Cobb (°)				Thoraco-lumbar/Lumbar Cobb (°)				Kyphosis (°)				Lordosis (°)				Balance *			
	Ini	Sim	New	Std	Ini	Sim	New	Std	Ini	Sim	New	Std	Ini	Sim	New	Std	Ini (mm)	Sim (N)	New (mm)	Std (mm)
P1	30	11	10	7	20	9	13	10	45	41	32	24	50	52	25	22	9	-7	0	-7
P2	49	32	32	20	39	30	23	13	27	25	14	18	25	26	16	8	-29	-1	-4	-1
P3	—	—	—	—	19	4	13	11	37	35	24	25	25	29	21	17	-30	-2	4	-8
P4	32	13	23	22	37	-6	-7	9	29	31	19	16	27	28	16	14	2	-19	-18	-13
P5	19	11	14	7	16	6	6	15	7	6	6	11	23	28	16	25	-6	-8	-11	-10
P6	17	3	11	9	15	7	3	10	26	28	16	21	24	27	18	17	-8	-14	-3	-3
Mean (SD)	29 (13)	14 (11)	18 (9)	13 (7)	24 (11)	8 (12)	9 (10)	11 (2)	29 (13)	28 (12)	19 (9)	19 (5)	29 (10)	32 (10)	19 (4)	17 (6)	-10 (16)	-8 (7)	-7 (7)	-7 (5)

* The side of the offset is represented by the sign, negative is left and positive right.

Figure 3.6: Steps to build the finite element model. A- Acquisition of the internal geometry using the multi-view radiographic reconstruction technique; B- Acquisition of the external geometry using a surface topography system; C-Superimposition of the two geometries; D- Finite Element model of the trunk (ligaments not shown for clarity).

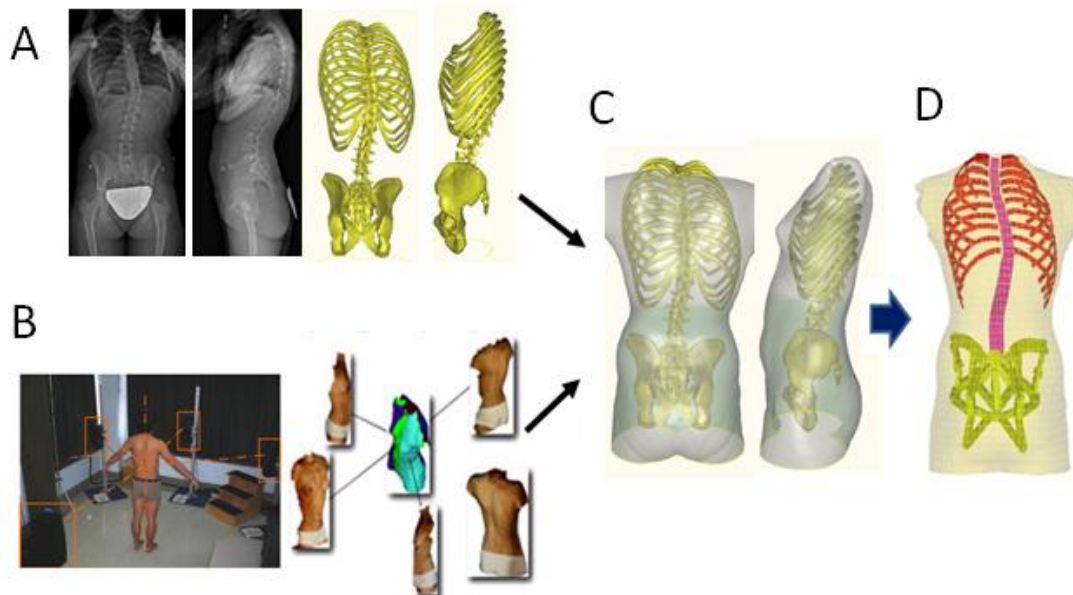


Figure 3.7: A-Brace design using a CAD software (Rodin4D); B-FEM of the brace installed on patient FEM (internal structures not shown for clarity); C- Brace installation simulation and predicted outcome (spinal shape and pressure distribution), and D- Fabrication using a numerical controlled carver (CAM software).

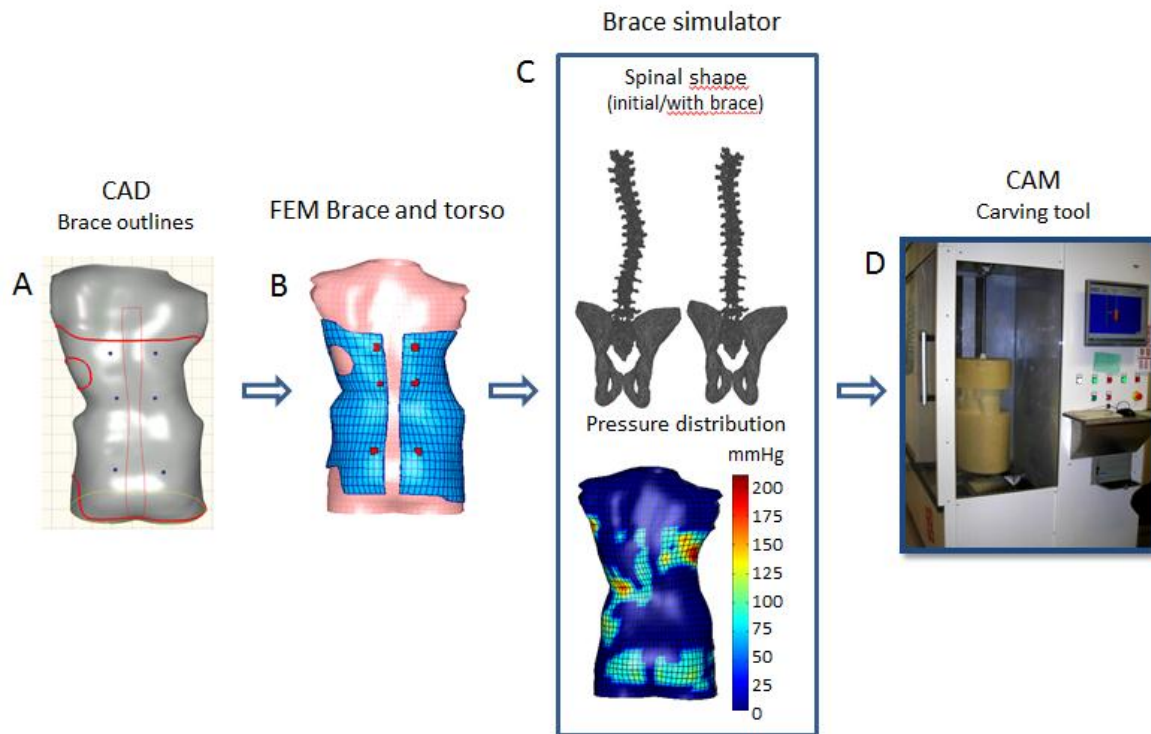


Figure 3.8: Radiographic results for patient P1 out of brace (Initial), with the *NewBrace* and with the *StdBrace* and the resulting spinal shape in the postero-anterior and lateral views (— Out of brace, — *NewBrace*, — *StdBrace*, × Simulation prediction).



Figure 3.9: The pressures predicted by the simulation compared to the clinically measured pressure for patient P1. For the simulations the blue represents an area without pressure; those were represented in white for the measured pressure.

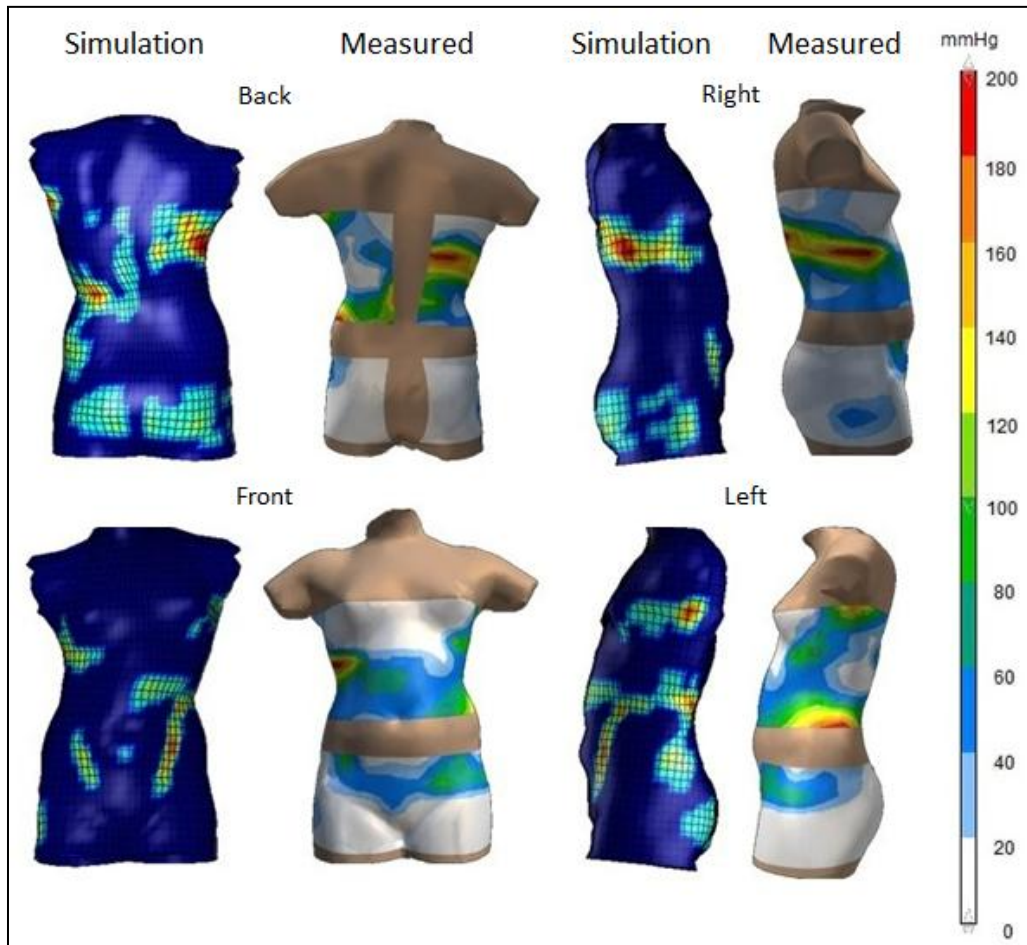
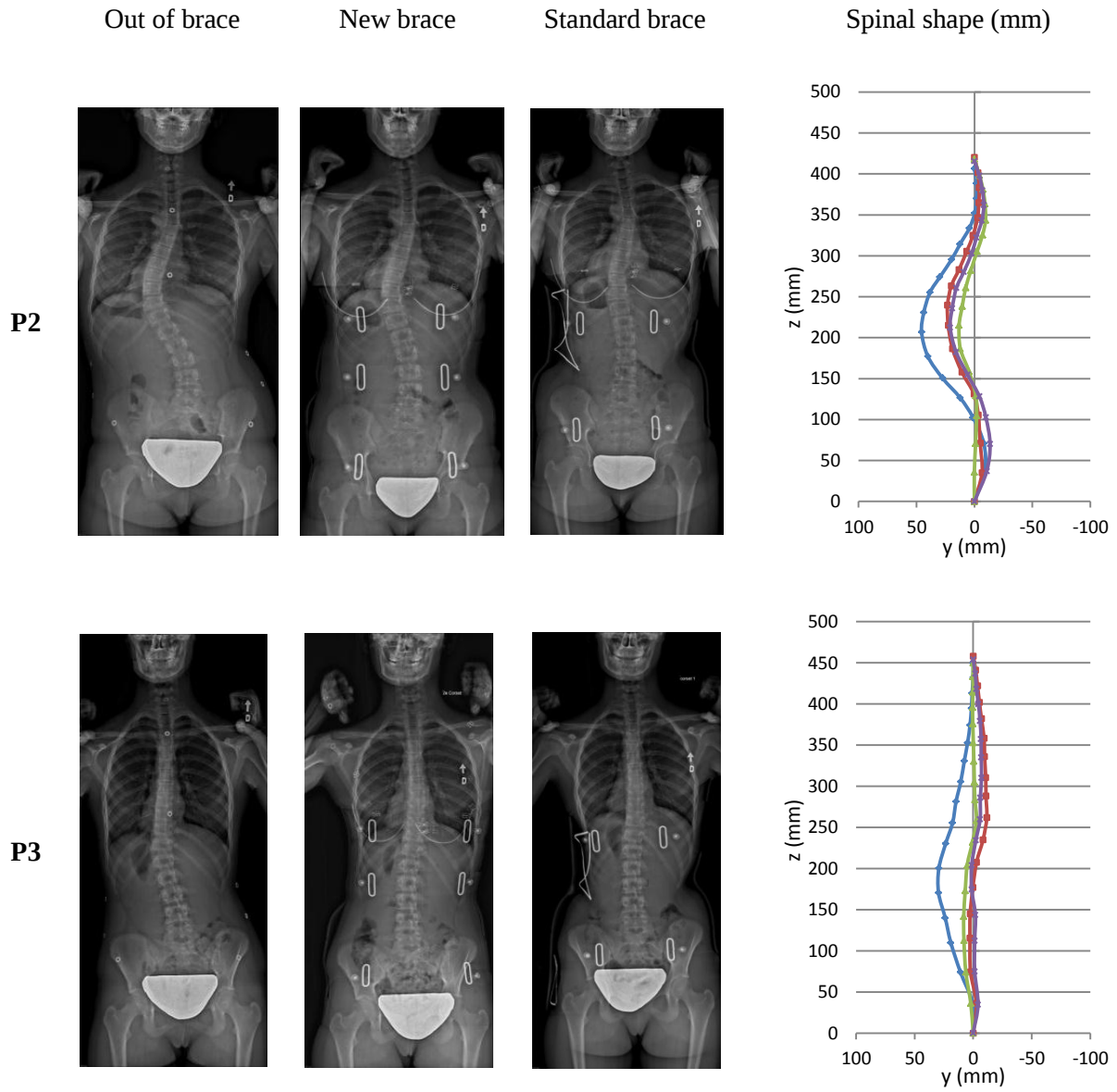
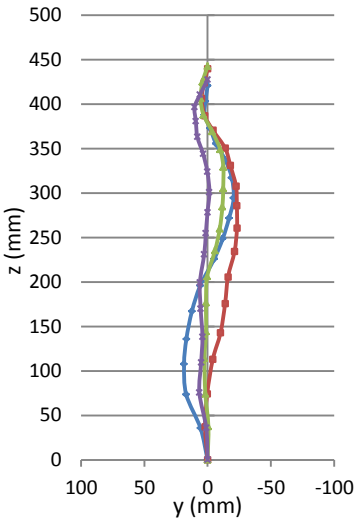
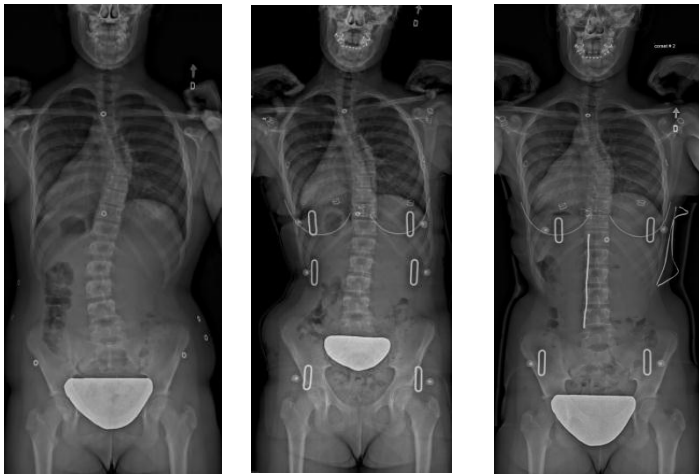


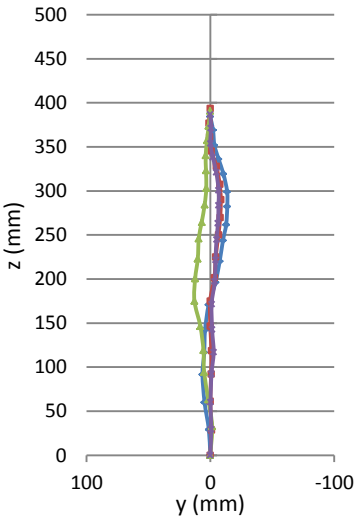
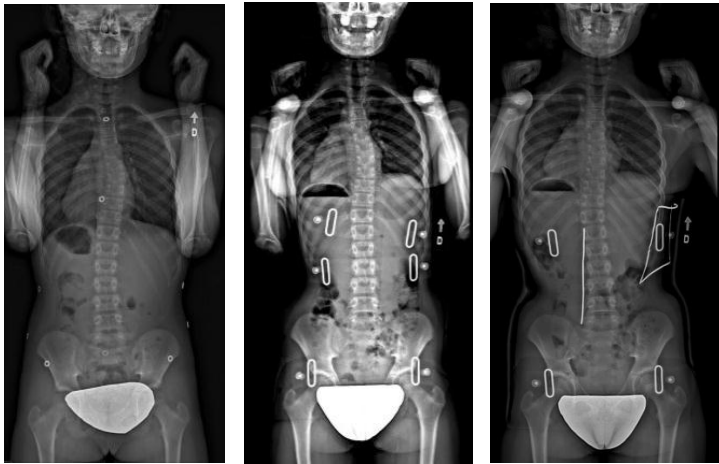
Figure 3.10: X-rays and spinal shape in the coronal plane for Patients P2-P6 (— Out of brace, — NewBrace, — StdBrace, × Simulation prediction).



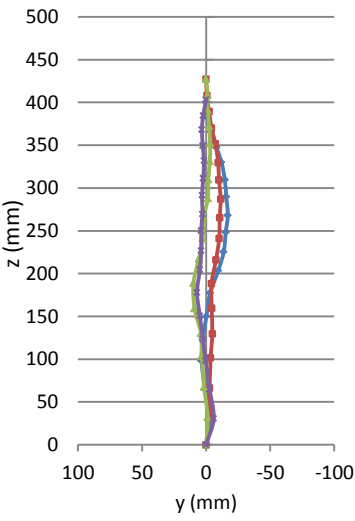
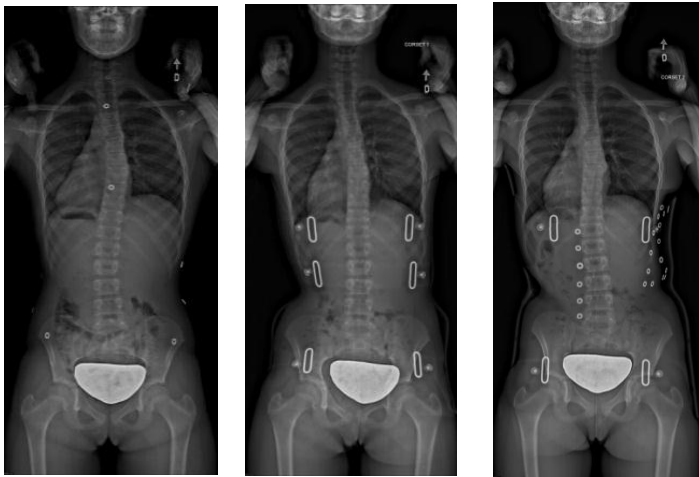
P4



P5



P6



CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'étude réalisée dans le cadre de cette maîtrise visait à développer et valider une méthode intégrée de conception biomécanique de corsets pour le traitement de la SIA, et ainsi améliorer les approches actuelles basées en grande partie sur l'expérience des orthésistes et qui donnent des résultats fort variables (Rigo, Negrini et al. 2006). Il existe donc une grande variété de corsets pour lesquels l'efficacité est variable et imprévisible. C'est pourquoi un outil de simulation de corsets ainsi qu'un logiciel de CFAO pour la conception et fabrication de corsets ont été utilisés pour développer une nouvelle approche de conception de corsets.

Ainsi, la méthode développée exploite la simulation de la correction du rachis pour déterminer la forme de corset permettant d'obtenir une correction optimale du rachis. Cette forme sert alors de positif au moule du corset. Les appuis correcteurs du corset sont donc inclus directement dans la coque, comme dans les corsets de type Chêneau (Weiss et Werkmann 2010), et sont positionnés par la simulation et non l'utilisateur. Elle élimine donc l'étape empirique de positionner des coussins d'appuis supplémentaires. Des corsets ont pu être conçus et fabriqués pour six patients SIA selon cette méthode. La présentation des résultats sous forme d'études de cas a été privilégiée considérant le nombre limité de patients recrutés par rapport à une analyse statistique complète. Ces premiers patients ont permis une première validation clinique de l'outil de simulation dont les prédictions étaient à seulement quelques millimètres de différence de la forme corrigée du rachis, surtout pour les courbures inférieures aux vertèbres T7-T8. Les courbures supérieures à T7 étaient moins bien simulées, tel qu'observé pour les patient P4 et P6 pour lesquels un déjettement de la vertèbre T1 ainsi que des épaules a été remarqué. Ce problème est causé par la contrainte en déplacement imposée à T1 qui empêche de reproduire toute modification du déjettement. Toutefois, nous avons remarqué qu'un déjettement important se produisait chez les patients lorsque la simulation de la force de réaction à T1 était supérieure à 8 N dans le plan coronal. En maintenant cette force sous ce seuil, il est pensable de corriger cet effet de déjettement pour de futurs corsets.

Les corsets fabriqués avec la nouvelle plateforme de conception corrigeaient en moyenne les courbures de 51% et étaient équivalents de façon générale aux corsets TLSO conçus par la compagnie Orthèse-Prothèse Rive-Sud pour les patients de la clinique de scoliose du CHU Sainte-Justine. La plateforme proposée permet donc, de façon indépendante de l'expérience de

l'utilisateur, de concevoir des corsets efficaces. Les corsets fabriqués ainsi présentent les avantages d'utiliser la CFAO, tels qu'éliminer le besoin d'un moule en plâtre qui est assez demandant, long et quelque peu déplaisant pour le patient. L'orthésiste peut travailler avec un bloc de mousse au lieu d'un bloc de plâtre, donc beaucoup plus léger et tout aussi facile à travailler. La forme du corset est enregistrée dans l'outil de CFAO ce qui facilite le suivi du patient, lors de renouvellements de corset par exemple. Toutefois, l'apprentissage d'un outil de CFAO pour un usager habitué à travailler manuellement sur la conception d'orthèses s'est révélé difficile et longue, ce qui explique que les corsets standards de référence ont été réalisés avec la technique de plâtre plutôt qu'avec l'outil de CFAO directement. Il aurait été préférable de comparer l'efficacité de corsets standards conçus à l'aide de l'outil de CFAO sans la simulation avec celle des corsets fabriqués à l'aide de la méthode de rationalisation incluant la simulation de corset, fabriqués également par CFAO. De fait, ceci aurait minimisé le biais causé par la technique de fabrication.

Le biais évoqué dans le paragraphe précédent est cependant réduit par le fait que les corsets fabriqués (standards et nouveaux) dans cette étude ont été installés et ajustés par le même orthésiste sur chaque patient. Généralement, l'orthésiste prévoit un peu de matériel supplémentaire au niveau des limites supérieurs et inférieurs des corsets, afin de prévoir un jeu en cas où le patient ait changé de taille. Il en a été de même pour les corsets fabriqués avec la nouvelle technique. Il a alors fallu que l'orthésiste taille le corset à la bonne grandeur lors de l'installation. Certains patients étaient incommodés par des points de pression dus au corset. L'orthésiste a pu alors évaser ces endroits, en chauffant et en travaillant le plastique, afin d'alléger la pression exercée. La forme finale du corset a changé quelque peu suite à ces modifications. Les évasements au niveau des appuis principaux peuvent altérer la correction prévue du corset. Il serait intéressant de numériser la forme finale du corset une fois retravaillé par l'orthésiste et de la simuler afin de comparer son résultat avec celui prévue par la forme initiale issue de la plateforme.

Les corsets fabriqués avec la plateforme de conception n'avaient pas de mousse de protection à l'intérieur, alors que ce n'est habituellement pas le cas pour les corsets fabriqués par l'orthésiste qui a participé à l'étude. À la connaissance de l'auteure, il n'existe aucune étude dans la littérature qui compare le confort des patients dans des corsets avec et sans mousse. Ce choix avait été conseillé par la compagnie Lagarrigue. Leur explication était qu'il semble que l'épaisseur

relativement petite de mousse utilisée généralement dans un corset s'aplatit durant le port du corset et alors ne fournit plus d'amortissement à la pression appliquée et augmente la friction entre le corset et les vêtements sur le tronc, ce qui cause des irritations cutanées. Les quatre premiers patients ayant participé à l'étude préliminaire n'étaient pas inconfortables malgré l'absence de mousse dans leur corset. Ces résultats préliminaires ont alors justifié ce choix pour les 6 autres patients. Les corsets standards quant-à-eux ont eu de la mousse de protection. En général, les patients ont mentionné être plus confortables dans le nouveau corset que le standard. Comme cette évaluation est plutôt subjective, une étude avec des techniques plus objectives devrait être entreprise sur ce paramètre de confort afin de mieux déterminer si la mousse est vraiment nécessaire ou si elle peut être omise dans tout l'intérieur du corset. Une alternative serait d'en mettre seulement vis-à-vis quelques points de pression spécifiques et du fait alléger la structure en enlevant la mousse superflue. Sans mousse, les corsets sont plus rapprochés du corps, moins volumineux et donc plus discrets, un fait bien apprécié des patients.

Cette étude a également permis de comparer qualitativement les pressions prédites par le simulateur avec les pressions réelles appliquées par le corset sur le patient. Ces pressions acquises à l'aide d'une matrice de pression étaient représentées en 2D dans le logiciel fourni par le fabricant. L'emplacement des zones de pression en 2D a été transposé approximativement au modèle 3D du tronc des patients permettant la comparaison aux simulations. Les zones de pression repérées étaient globalement les mêmes que celles prévues avec la simulation. La correspondance entre la simulation et la réalité au niveau des zones de pression permet d'avancer la vraisemblance de l'outil de simulation. Les corsets issus de la plateforme avaient une répartition des pressions correspondant à l'effet en trois points recherché par les orthésistes lors de la conception de corsets TLSO. Ces zones de pression sont trouvées automatiquement par la plateforme contrairement à la technique de précorrection du moule de plâtre basée sur l'expérience de l'orthésiste. L'acquisition des pressions était toutefois limitée par l'instrument de mesure. La matrice de pression est limitée à une pression de 200 mmHg, tandis que les pressions à plusieurs endroits étaient supérieures et saturaient le système de mesure. Des pressions trop élevées pourraient éventuellement incommoder, voire créer des irritations ou plaies de pression. Sa forme ne convient qu'à certains types de gabarit de patients, ce qui peut causer des plis pour certains patients lors de l'installation. Ces plis peuvent causer des erreurs de mesures et éventuellement peuvent briser les capteurs de la matrice. Remplacer ce type d'équipement par la

simulation serait pratique. Une évaluation plus détaillée (représentation 3D précise) et quantitative des valeurs de pressions appliquées sur le tronc par les corsets est nécessaire afin de valider la prédiction des pressions de l'outil de simulation.

Les recommandations de la littérature sur le seuil de douleur tolérable occasionnée par des pressions sont variables. Par exemple, Visser 2011 (Visser, Xue et al. 2011) ont trouvé expérimentalement que l'inconfort maximal dans un corset était autour de 175 mmHg, tandis que les pressions reportées par D'Amato 2003 (D'Amato 2003) dans son manuel sur le corset Providence sont de 382 mmHg. L'intégration d'un seuil de pression tolérable scientifiquement validé pour un patient SIA permettrait d'optimiser davantage la conception de corset avec la plateforme. Ceci fait actuellement l'objet du projet de maîtrise de N. Cobetto.

Le positionnement du patient n'a pas été évalué directement dans cette étude. Il est probable que si le patient est assis, incliné, voire même couché, la distribution des pressions du corset ne sera pas la même (Aubin, Dansereau et al. 1997; Mac-Thiong, Petit et al. 2004; Visser, Xue et al. 2011). Lors du port du corset, on remarque aussi que le bassin pivote. De plus, le patient a une certaine liberté de mouvement dans son corset qui lui permet de s'incliner vers l'avant ou l'arrière. Dans l'étude présentée, ce phénomène n'est pas bien représenté par le modèle, car le bassin est fixé lors des simulations et ne peut donc pas permettre de rotation. Cette simplification permet de contraindre le modèle dans sa position initiale et de faciliter la résolution numérique du modèle. La simulation prend en compte que le patient est debout et droit dans son corset. Ainsi, il peut y avoir un écart dans la posture du patient dans le plan sagittal (angles de cyphose et lordose) entre les radiographies du patient dans son corset et dans la simulation. Il s'en suit également que des pressions peuvent sembler moins importantes qu'avec la simulation. Un exemple de ceci est au niveau des pressions sur les fesses qui n'ont pas été rapportées par la matrice de pression, mais qui sont présentes dans la simulation. Le patient peut s'être penché légèrement vers l'avant faisant disparaître par le fait même les pressions inféro-postérieures. Durant toute une journée, lorsque le patient bouge, qu'il s'assoit ou se couche, il est aussi fort possible que le corset se déplace et change donc par le fait même ses points d'appuis et sa correction. La simulation est donc limitée par la position initiale du patient. Libérer ou contrôler la rotation du bassin permettrait d'avoir une plus grande similitude à la réalité dans ce plan. D'autres évaluations du simulateur devraient être faites dans différentes positions du patient.

La méthode de rationalisation permet de corriger virtuellement les déformations dans le plan coronal (angles de Cobb). Il serait également possible d'inclure d'autres indices cliniques à optimiser tels que l'ajout de la correction de la gibbosité et de la rotation vertébrale. Le nombre et la position des courroies pourraient être évalués, l'ouverture pourrait aussi être modifiée, etc. En validant complètement cette plateforme, elle devient un outil clinique très utile permettant de tester plusieurs types de corsets en plus de proposer une conception rationnelle.

Le modèle éléments finis du tronc des patients ne comprend pas une modélisation explicite de l'activité musculaire. Cette modélisation s'avère un défi de recherche en elle-même. Dans un premier temps, les muscles rigidifient le rachis et le tronc. Les muscles peuvent aussi être recrutés afin de modifier la forme du tronc pour fuir les points de pression dans le corset. L'action musculaire « active » chez les sujets scoliotiques n'a été que très peu étudiée dans la littérature (Wynarsky et Schultz 1989; Wynarsky et Schultz 1991; Nachemson et Peterson 1995; Odermatt, Mathieu et al. 2003). Seulement la réaction passive au corset est été prise en compte dans la simulation. Toutefois, certains éléments du modèle, par exemple les forces de réaction au niveau de T1, permettent de représenter de façon schématique l'action implicite des muscles. Ces forces représentent la sommation des forces musculaires requises pour l'obtention de l'équilibre global du tronc (balance). L'adéquation des courbures entre les simulations et le réel indique que le modèle est suffisant tel quel pour prévoir une correction immédiate réaliste. Il ne faut pas comprendre ici que les muscles n'ont aucune action dans la correction puisqu'ils ne sont pas directement modélisés. Une hypothèse serait que les muscles ont moins d'impact lors de la correction immédiate du corset, mais en auraient à long terme durant les activités quotidiennes du patient.

La personnalisation des modèles du tronc des patients a été faite selon la géométrie des différentes structures squelettiques et basée sur la topographie externe de leur tronc. Les propriétés mécaniques des différentes structures ont été tirées de données expérimentales. Toutefois, la personnalisation de ces propriétés mécaniques n'a pas pu être réalisée directement. Cette personnalisation est représentée principalement par la flexibilité et réductibilité des courbes pathologiques et de l'ensemble du tronc. C'est-à-dire que pour un patient souple, le corset permettra une correction plus grande (ou un plus grand déplacement des vertèbres) pour une même pression que pour un patient plus rigide (Clin, Aubin et al. 2010). L'évaluation de la flexibilité de chaque patient reste un paramètre difficile à obtenir et à mesurer de façon précise et

reproductible. Pour le moment, les simulations considèrent trois niveaux globaux de flexibilité : flexible, normal et rigide. Ces niveaux sont introduits par l'ajustement d'un facteur 0.5, 1 et 2 respectivement des modules d'élasticité des disques intervertébraux. Dans la plateforme de simulation, l'orthésiste fait une évaluation approximative de la flexibilité lors de la prise d'empreinte du patient. Il peut alors donner une indication qualitative de la flexibilité du patient et choisir un des trois niveaux. Bien que ceci soit approximatif, l'effet se manifesterait surtout sur les pressions résultantes, plutôt que sur l'efficacité des corsets étant donné que l'exploitation des résultats est faite de façon relative plutôt qu'en se basant sur les valeurs absolues. Les tests d'inflexions maximales latérales, effectuées en pré-chirurgie, permettent de mesurer la réductibilité contrôlée par le patient, mais ne donnent que peu d'indication sur la flexibilité du patient (Parent, Newton et al. 2005; Lamarre 2008). Une étude parallèle est en cours permettant d'évaluer la rigidité du rachis propre à chaque patient basée sur le test proposé par Lamarre en 2009 (Lamarre, Parent et al. 2009). Ce système permettait, à l'aide de radiographies, de mesurer l'allongement du patient en suspension. Cet allongement combiné au poids du patient permet de déterminer la rigidité/flexibilité du tronc du patient. Cette mesure pourrait être utilisée afin de personnaliser les simulations pour le design de corsets. Les améliorations au système de Lamarre consistent principalement à rendre cette technique moins invasive, en retirant le besoin d'utiliser une radiographie du patient en suspension et de remplacer celle-ci par une prise de mesure de la déformation du rachis tel que perçue par le déplacement des repères anatomiques palpables (apophyses épineuses des vertèbres) à la surface de la peau avec un outil de mesure optique non-invasif (Moulin et al., en cours).

La simulation permet seulement de prévoir l'effet immédiat d'un corset sur la correction des courbures scoliotiques. Le simulateur est en mesure de calculer les pressions asymétriques s'exerçant sur les plateaux vertébraux, bien que ces résultats n'aient pas été présentés dans ce mémoire. Ce paramètre s'est avéré réaliste et plausible pour interpréter la modulation de croissance du rachis scoliotique, malgré l'absence de données expérimentales disponibles (Clin, Aubin et al. 2010). Il faut considérer que mesurer expérimentalement ce paramètre directement sur les plateaux vertébraux est difficile, voire impossible cliniquement. Certains auteurs ont tenté de mesurer le profil de contraintes dans les disques intervertébraux de patients sains (Nachemson et Peterson 1995; Wilke, Neef et al. 1999) et pour des patients scoliotique ayant recours à une chirurgie (Meir, Fairbank et al. 2007). Ces derniers ont pu constater des différences de

compression entre les côtés concave et convexe des courbures. Une validation complémentaire pourrait venir de modèles cadavériques de rachis permettant de mesurer les moments sur les plateaux. Toutefois, ces modèles n'ont généralement qu'un ou plusieurs segments vertébraux et pas l'entité du tronc incluant les tissus mous. L'installation d'un corset ne peut être recréée dans ce type d'expérience. Néanmoins, l'effet à long terme d'un corset peut être approximé par ce paramètre, bonifié par la correction immédiate des courbures (correction de l'angle de Cobb). Tel que discuté par Clin 2010, en annulant ou inversant les pressions asymétriques sur les plateaux vertébraux, le traitement aura de meilleures chances d'être un succès. Cette suggestion correspond également à ses recommandations d'avoir une correction immédiate d'au moins 50% des angles de Cobb, pour des courbures souples et de 30% pour des courbures rigides, afin d'avoir une perspective positive du traitement par corset (Clin, Aubin et al. 2010).

Finalement, cette étude a permis la rationalisation de la conception de corsets, basée sur la simulation et non sur l'expérience du concepteur. Cet outil peut être utilisé par des orthésistes, des orthopédistes ou autres dans un contexte clinique. Il est simple d'utilisation avec son interface graphique. La méthode de rationalisation permet de mettre de côté plusieurs paramètres de conception, due à son automatisation, au niveau de la correction des corsets (positionnement, nombre et dimension de coussins de pressions; présence, positionnement, nombre d'évasements; symétrie ou asymétrie du corset...). Une étude randomisée prospective subventionnée par les IRSC est en cours de démarrage au CHU Sainte-Justine afin de tester de façon plus extensive cette approche. Par ailleurs, une étude multicentrique vient de débiter dans le cadre d'un contrat de R&D pour tester cette plateforme dans plusieurs contextes hospitaliers, ce qui permettra à terme de valider l'utilisation de cet outil afin de perfectionner la conception de corsets pour le traitement de la SIA.

CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Ce projet visait à démontrer la faisabilité d'utiliser une plateforme de conception, incluant un système de CFAO ainsi qu'un outil de simulation numérique, afin de concevoir et fabriquer des corsets de façon rationnelle. À des fins de validation, l'étude a permis également de vérifier la prédiction des simulations avec les résultats des corsets une fois fabriqués. Cet outil numérique avait été préalablement lié au système commercial de fabrication d'orthèses Rodin4D. Les procédures nécessaires au recrutement de patients au CHU Sainte-Justine ont été réalisées afin d'obtenir un total de 10 patients participants à l'étude, au niveau des tests préliminaires ou de la méthode finale décrite dans l'article. Cette dernière a été développée à la suite des résultats des premiers cas utilisant la méthode d'optimisation itérative de paramètres de conception, celle-ci s'étant avérée longue et peu optimale. L'approche choisie consiste à modifier directement le modèle par éléments finis du tronc des patients. La colonne vertébrale modélisée est redressée et le tronc (tissus mous, cage thoracique, etc.) est par le fait même déformé conséquemment. Cette idée innovatrice a permis le dépôt d'une divulgation d'invention de méthode auprès de l'École Polytechnique de Montréal et du CHU Sainte-Justine. Six des dix patients ont reçu un corset effectué avec cette nouvelle méthode. Il a été démontré que les résultats prévus par les simulations de la plateforme de conception étaient en accord avec ce qui s'est passé en réalité, lors de l'installation du corset réel. Afin d'évaluer leurs performances par rapport à la norme, ces corsets ont été comparés à des corsets standards TLSO. Ils ont été reconnus comme équivalents. Toutefois, certaines limites propres à l'utilisation de l'outil de simulation font en sorte qu'il serait nécessaire d'augmenter le nombre de cas pour valider complètement cet outil pour la conception rationnelle de corsets efficaces.

La discussion présentée au Chapitre 4 a fait l'état de certaines recommandations pour la suite et l'amélioration de ce projet. En récapitulant, les avenues possibles sont :

1. Améliorer l'expertise québécoise sur l'utilisation d'outils de CFAO pour la conception innovatrice d'orthèses.
2. Limiter les forces de réaction à T1 sous un seuil de 8 N (ou une valeur cible, à déterminer avec plus d'essais) afin d'éviter un déjettement négatif du haut de la colonne vertébrale, ainsi qu'une inclinaison des épaules.

3. Automatiser certains paramètres de conception encore déterminés par l'utilisateur, principalement les découpes du corset ainsi que l'appui à la taille. Toutefois, avant d'automatiser le processus, certaines modalités de ces paramètres devraient être évaluées tel que de tester différentes ouvertures de corsets et de modifier le nombre de courroies, deux par exemple, puisqu'il est plus rapide et efficace cliniquement d'installer un corset avec moins de courroies.
4. Il serait aussi intéressant de se concentrer sur la correction de courbures plus hautes que T7 dans la plateforme de conception. Il serait possible de tester des corsets ayant des découpes plus hautes permettant d'avoir des appuis efficaces sur les apex des courbures difficiles à traiter par corset TLSO. Le Milwaukee peut être utilisé pour ces courbures, mais il présente des désavantages flagrants au niveau de l'adhésion des patients à ce traitement. Trouver une alternative à ce corset serait un objectif d'étude intéressant à l'aide de la plateforme de conception.
5. Améliorer la prédiction du confort du patient dans son corset. Pour ce faire, une limite de pression pourrait être intégrée dans le processus de conception de corset. Peu d'études rapportent un seuil de pression tolérable au niveau du tronc chez des patients de cet âge, c'est pourquoi une recherche serait nécessaire afin de caractériser ce paramètre pour chaque patient ou pour la moyenne de cette population. Cette limite pourrait aider à prévoir une partie du confort du patient dans son corset et ainsi améliorer son adhérence au traitement. De plus, la présence de mousse à l'intérieure du corset pourrait être réévaluée avec un test de comparaison de corsets ayant de la mousse ou non. L'étude pourrait également servir à prévoir l'adhérence des patients au traitement. Alléger la structure du corset, à l'aide de fenêtres d'échappement pour augmenter l'aération du tronc, serait également envisageable avec l'outil de CFAO et la simulation,.
6. Vérifier la répétabilité de l'installation d'un même corset sur un patient, ainsi que de la position du corset durant la journée entière. L'installation adéquate d'un corset dépend de la forme de celui-ci, de l'installateur (patients, parents, orthésistes, orthopédistes, ...), position du patient, etc. Ceci peut causer des différences d'ajustement de la position du corset sur le patient et donc modifier l'effet de correction recherchée. De plus, l'évaluation de l'influence du positionnement du patient dans le corset pourrait mener à

trouver des concepts de corsets adaptés à certaines positions. Il serait donc possible de simuler l'effet d'un corset lorsque le patient est couché, sur le dos, sur le côté, sur le ventre, etc. Les corsets de nuit en position couchée pourraient aussi être étudiés. La rationalisation de ce type de corset est donc envisageable.

7. Comparer l'efficacité prévue des corsets de la plateforme de conception avec la numérisation de ces corsets une fois fabriqués et travaillés par l'orthésiste lors de l'installation sur les patients. On ne sait pas si ces modifications ont une influence sur la correction du corset. Advenant que la correction soit modifiée par les altérations de l'orthésiste, il faudra prévoir des concepts pour minimiser l'intervention de l'orthésiste lors de l'installation du corset.
8. Intégrer d'autres objectifs de correction de cette pathologie en 3D. La correction étant actuellement faite principalement dans le plan coronal, il serait possible d'intégrer des objectifs tels que la correction du plan sagittal et transverse. Ceci peut se traduire, dans le plan sagittal, par viser un objectif d'angles de cyphose et lordose normaux. Dans le plan transverse, il peut s'agir de réduire la rotation vertébrale apicale ou de chaque vertèbre et de réduire la gibbosité. Une fonction d'optimisation pourrait être utilisée afin de résoudre ces objectifs dans l'outil de simulation.
9. Améliorer la prédiction de l'effet à long terme des corsets simulés. Il serait possible d'optimiser les moments appliqués sur les plateaux vertébraux afin d'obtenir des corsets permettant d'équilibrer ces moments afin d'avoir une efficacité à long terme améliorée. De plus, il existe des modèles numériques permettant de calculer les déformations encourues par le rachis lors de la poussée de croissance. Ces modèles sont complexes, mais pourraient potentiellement être intégrés au MEF du tronc des patients. Il serait alors possible de simuler l'effet à long terme des corsets.
10. Intégrer la personnalisation du MEF du tronc des patients en utilisant l'indice de flexibilité mesuré avec le test de suspension.

La faisabilité d'utiliser la plateforme de conception afin de fabriquer de façon biomécanique des corsets a été prouvée dans cette étude. En testant et intégrant certaines des recommandations à la plateforme de conception de corset, la prédiction de l'efficacité des corsets simulés sera des plus précises. Le système sera dès lors plus près d'une validation clinique complète. Cet outil permet

une compréhension approfondie de la biomécanique des processus impliqués dans la conception et la fabrication de corsets. Éventuellement, cet outil permettra la conception de corsets plus performants ainsi que l'amélioration du traitement préventif de la scoliose idiopathique de l'adolescent.

BIBLIOGRAPHIE

- Adams, F. (1849). The Genuine Works of Hippocrates New York.
- Andriacchi, T. P., A. B. Schultz, et al. (1976). "Milwaukee brace correction of idiopathic scoliosis. A biomechanical analysis and a retrospective study." J Bone Joint Surg Am **58**(6): 806-815.
- Aubin, C.-É. (1995). Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse. Montréal, École Polytechnique. **Doctorat**.
- Aubin, C. E., J. Dansereau, et al. (1996). "[A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis]." Ann Chir **50**(8): 641-650.
- Aubin, C. E., J. Dansereau, et al. (1997). "Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis." Spine **22**(6): 629-635.
- Aubin, C. E., J. Dansereau, et al. (1993). "[Biomechanical simulation of the effect of the Boston brace on a model of the scoliotic spine and thorax]." Ann Chir **47**(9): 881-887.
- Aubin, C. E., H. Labelle, et al. (2007). "[Tridimensional evaluation and optimization of the orthotic treatment of adolescent idiopathic scoliosis]." Med Sci (Paris) **23**(11): 904-909.
- Benameur, S., M. Mignotte, et al. (2003). "3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models." Computerized Medical Imaging & Graphics **27**(5): 321.
- Bertrand, S., S. Laporte, et al. (2008). "Three-dimensional reconstruction of the rib cage from biplanar radiography." BioMedical Engineering and Research (IRBM) **29**(4): 278-286.
- Boudreault, F. (1994). Comportement mécanique des unités fonctionnelles : T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain, Université de Montréal, École Polytechnique, Département de Génie mécanique. **Masters**.
- Box, G. E. P., J. S. Hunter, et al. (2005). Statistics for Experimenters: Design, Innovation, and Discovery, 2nd Edition.
- Carlson, M. (2003). "Clinical Biomechanics of Orthotic Treatment of Idiopathic Scoliosis." Journal of Prosthetics and Orthotics **15**: 17-30.
- Carreon, L. Y., J. O. Sanders, et al. (2011). "Spinal Appearance Questionnaire: Factor Analysis, Scoring, Reliability, and Validity Testing." Spine **36**(18): E1240-E1244.
- Carrier, J., C. E. Aubin, et al. (2003). "Optimization of rib surgery parameters for the correction of scoliotic deformities using dual kriging." Journal of Biomechanical Engineering **127**(4): 680-691.
- Castro, F. P. (2003). "Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkman principle." Spine **3**(3): 180-185.
- Chase, A. P., D. L. Bader, et al. (1989). "The biomechanical effectiveness of the Boston brace in the management of adolescent idiopathic scoliosis." Spine **14**(6): 636-642.

- Cheriet, F. and J. Meunier (1999). "Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction." Computerized Medical Imaging and Graphics **23**: 133-141.
- Cheung, K. M. and K. D. Luk (1997). "Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph." J Bone Joint Surg Am **79**(8): 1144-1150.
- Clin, J. (2005). Simulation biomécanique du traitement de la scoliose idiopathique par orthèse: application à la conception rationnelle de coserts. Génie biomédical. Montréal, École Polytechnique de Montréal. **Masters**.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2007). "Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities." Med Biol Eng Comput **45**(5): 467-473.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2010). "A biomechanical study of the Charleston brace for the treatment of scoliosis." Spine **35**(19): E940-E947.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2010). "Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model." European Spine Journal **19**(7): 1169-1178.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2010). "Correlation between immediate in-brace correction and biomechanical effectiveness of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **35**(18): 1706-1713.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2011). "A new method to include gravity forces and compute the internal stresses in the scoliotic spine " Med Biol Eng Comput **49**(8): 967-977.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. (2010). "Biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis." European Spine Journal **19**(7): 1169-1178.
- Coillard, C., V. Vachon, et al. (2007). "Effectiveness of the SpineCor brace based on the new standardized criteria proposed by the scoliosis research society for adolescent idiopathic scoliosis." J Pediatr Orthop **27**(4): 375-379.
- Cousins, S. D., S. C. Morrison, et al. (2012). "The reliability of plantar pressure assessment during barefoot level walking in children aged 7-11 years." J Foot Ankle Res [**Epub ahead of print**] **5**(1): 8.
- D'Amato, C. (2003). "The Bracing manual, The Providence Brace." Scoliosis Research Society (www.srs.org).
- D'Amato, C. R., S. Griggs, et al. (2001). "Nighttime bracing with the Providence brace in adolescent girls with idiopathic scoliosis." Spine **26**(18): 2006-2012.
- Dahl, J. B., J. Rosenberg, et al. (1990). "Pressure pain thresholds in volunteers and herniorrhaphy patients." Acta Anaesthesiol Scand **34**: 673-676.
- Danielsson, A. J., R. Hasselius, et al. (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. and I. A. F. Stokes (1988). "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage." Journal of Biomechanics **21**(11): 893-901.

- Davis, B. J., A. Gadgil, et al. (2004). "Traction radiography performed under general anesthetic: a new technique for assessing idiopathic scoliosis curves." Spine **29**(21): 2466-2470.
- De Mauroy, J. C., C. Lecante, et al. (2008). "Prescription d'un corset lyonnais en fonction de la classification de Lenke." Résonances Européennes du Rachis **15**(49): 2054-2064.
- Delorme, S., Y. Petit, et al. (2003). "Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images." IEEE Trans Biomed Eng **50**(8): 989-998.
- Descrimes, J.-L. (1995). Modélisation par éléments finis du rachis thoraco-lombaire pour l'étude des déformations scoliotiques, ENSAM, Paris. **Doctorat**.
- Dhondt, W., T. Willaëys, et al. (1999). "Pain Threshold in Patients with Rheumatoid Arthritis and Effect of Manual Oscillations." Scand J Rheumatol **28**: 88-93.
- Dickson, R. A. (1999). "Spinal deformity--adolescent idiopathic scoliosis. Nonoperative treatment." Spine **24**(24): 2601-2606.
- Duarte, A. M., E. M. Andrade Goulart, et al. (2000). "Pressure Pain Threshold in Children With Recurrent Abdominal Pain." Journal of Pediatric Gastroenterology **31**: 280-285.
- Dubousset, J., G. Charpak, et al. (2005). "Le Système EOS Nouvelle Imagerie Ostéo-Articulaire basse dose en position debout." e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie **4**(4): 22-27.
- Emans, J. (2003). "The Bracing Manual, The Boston Brace." Scoliosis Research Society (www.srs.org).
- Emans, J. B., A. Kaelin, et al. (1986). "The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients." Spine **11**(8): 792-801.
- Fayssoux, R. S., R. H. Cho, et al. (2009). A History of Bracing for Idiopathic Scoliosis in North America. SYMPOSIUM: Pediatric Spine. T. A. o. B. a. J. Surgeons.
- Galante, J., A. Schultz, et al. (1970). "Forces acting in the Milwaukee brace on patients undergoing treatment for idiopathic scoliosis." J Bone Joint Surg Am **52**(3): 498-506.
- Gammon, S. R., C. T. Mehlman, et al. (2010). "A Comparison of Thoracolumbosacral Orthoses and SpineCor Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients Using the Scoliosis Research Society Standardized Criteria." Journal of Pediatric Orthopaedics **30**(6): 531-538.
- Gavin, T. and P. AG (2003). "Bracing manual, brace biomechanics." Scoliosis research society (www.srs.org).
- Gignac, D., C. E. Aubin, et al. (2000). "Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model." Eur Spine J **9**(3): 185-190.
- Goldberg, C. J., D. P. Moore, et al. (2001). "Adolescent idiopathic scoliosis: the effect of brace treatment on the incidence of surgery." Spine **26**(1): 42-47.
- Gray, H., Ed. (1918). Anatomy of the Human Body. PHILADELPHIA, LEA & FEBIGER.
- Hamzaoglu, A., U. Talu, et al. (2005). "Assessment of curve flexibility in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **30**(14): 1637-1642.

- Hasler, C., S. Wietlisbach, et al. (2010). "Objective compliance of adolescent girls with idiopathic scoliosis in a dynamic SpineCor brace." Journal of Children's Orthopaedics **4**(3): 211-218.
- Hooper, R. (2003). "The Bracing manual, The Charleston Brace." Scoliosis Research Society (www.srs.org).
- Howard, A., J. G. Wright, et al. (1998). "A comparative study of TLSO, Charleston, and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis." Spine **23**(22): 2404-2411.
- Humbert, L., J. De Guise, et al. (2009). "3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences." Medical Engineering & Physics **31**: 681-687.
- Ibrahim, T., O. A. Gabbar, et al. (2008). "The value of radiographs obtained during forced traction under general anaesthesia in predicting flexibility in idiopathic scoliosis with Cobb angles exceeding 60 degree." J Bone Joint Surg Br **90**(11): 1473-1476.
- Jiang, H., W. Raso, et al. (1992). Interface pressure in the Boston brace treatment for scoliosis: a preliminary study. International Symposium on Scoliotic Deformities. G. F. V. Editions de l'Ecole Polytechnique. Montreal, Stuttgart,: 395-399.
- Kadoury, S., F. Cheriet, et al. (2007). "Three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine and pelvis from uncalibrated biplanar x-ray images." J Spinal Disord Tech **20**(2): 160-167.
- Kamimura, M., S. Ebara, et al. (1999). "Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study." J Orthop Sci **4**(3): 197-206.
- Katz, D. E., B. S. Richards, et al. (1997). "A comparison between the Boston brace and the Charleston bending brace in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **22**(12): 1302-1312.
- Klepps, S. J., L. G. Lenke, et al. (2001). "Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **26**(5): E74-79.
- Korovessis, P., C. Kyrkos, et al. (2000). "Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **25**(16): 2064-2071.
- Labelle, H., C. E. Aubin, et al. (2011). "Seeing the spine in 3D: how will it change what we do?" J Pediatr Orthop **31**(1 Suppl): S37-45.
- Labelle, H., C. Bellefleur, et al. (2007). "Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study." Spine **32**(8): 835-843.
- Labelle, H., J. Dansereau, et al. (1992). "[3-D study of the immediate effect of the Boston brace on the scoliotic lumbar spine]." Ann Chir **46**(9): 814-820.
- Labelle, H., J. Dansereau, et al. (1996). "Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage." Spine **21**(1): 59-64.
- Lacroix, M. (2003). Modélisation biomécanique de l'interaction entre le corset et le tronc dans le traitement de la scoliose, École Polytechnique de Montréal.

- Lamarre, M. (2008). Conception d'une methode standardisee pour evaluer la flexibilite de la colonne vertebrale. Canada, Ecole de Technologie Superieure (Canada). **Masters**: 219.
- Lamarre, M. E., S. Parent, et al. (2009). "Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: suspension versus side-bending radiography." Spine **34**(6): 591-597.
- Lampe, R. and J. Mitternacht (2010). "Correction versus bedding: wheelchair pressure distribution measurements in children with cerebral palsy." J Child Orthop. **4**(4): 291-300.
- Lavaste, F., A. Asselineau, et al. (1990). "Protocole expérimental pour la caractérisation mécanique de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse dorso-lombaires." Rachis **2**(6): 435-446.
- Levy, A. R., M. S. Goldberg, et al. (1996). "Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis." Spine **21**(13): 1540–1547 [discussion 1548].
- Liu, R. W., A. L. Teng, et al. (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 **35**(4): 416-422.
- Lonstein, J. (2003). "The Bracing manual, The Milwaukee Brace." Scoliosis Research Society (www.srs.org).
- Lonstein, J. E. and R. B. Winter (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.
- Lovett, R. W. (1916). History of scoliosis. In: Lateral Curvature of the Spine and Round Shoulders. Philadelphia.
- Mac-Thiong, J. M., Y. Petit, et al. (2004). "Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces." Spine **29**(1): 26-32.
- Majdouline, Y., C. E. Aubin, et al. (2009). "Computer simulation for the optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis." Med Biol Eng Comput **47**(11): 1143-1154.
- Marieb, E. N. (2005). Anatomie et physiologie humaines - Troisième édition, Éditions du Renouveau Pédagogique Inc.
- Martin, F., Ed. (1990). Analyse expérimentale du comportement du rachis lombaire. Paris, ENSAM.
- Meir, A. R., J. C. Fairbank, et al. (2007). "High pressures and asymmetrical stresses in the scoliotic disc in the absence of muscle loading." Scoliosis **24**(2): 4.
- Nachemson, A. L. and L. E. Peterson (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., N. Kawakami, et al. (2007). "Three-dimensional analysis of formation failure in congenital scoliosis." Spine **32**(5): 562–567.

- Negrini, S., C. Fusco, et al. (2008). "Clinical and postural behaviour of scoliosis during daily brace weaning hours." Stud Health Technol Inform **140**: 303-306.
- Noonan, K. J., S. L. Weinstein, et al. (1996). "Use of the Milwaukee brace for progressive idiopathic scoliosis." J Bone Joint Surg Am **78**(4): 557-567.
- O'Brien, M. F., T. R. Kuklo, et al., Eds. (2005). Spinal Deformity Study Group: Radiographic Measurement Manual. Medtronic Sofamor Danek. USA.
- Odermatt, D., P. A. Mathieu, et al. (2003). "Electromyography of scoliotic patients treated with a brace." J Orthop Res **21**(5): 931-936.
- Olafsson, Y., H. Saroste, et al. (1995). "Boston brace in the treatment of idiopathic scoliosis." Journal of Prosthetics and Orthotics **15**(4): 524-527.
- Parent, S., P. O. Newton, et al. (2005). "Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing." Instr Course Lect **54**: 529-536.
- Patwardhan, A. G., A. Rimkus, et al. (1996). "Geometric analysis of coronal decompensation in idiopathic scoliosis." Spine **21**(10): 1192-1200.
- Pazos, V., F. Cheriet, et al. (2007). "Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions." Eur Spine J **16**(11): 1882-1891.
- Perie, D., C. E. Aubin, et al. (2002). "Personalized biomechanical modeling of Boston brace treatment in idiopathic scoliosis." Stud Health Technol Inform **91**: 393-396.
- Perie, D., C. E. Aubin, et al. (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., C. E. Aubin, et al. (2003). "Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study." Spine **28**(15): 1672-1677.
- Perie, D., C. E. Aubin, et al. (2004). "Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis." Clinical Biomechanics **19**(2): 190-195.
- Perie, D., J. Sales De Gauzy, et al. (2001). "In vivo geometrical evaluation of Cheneau-Toulouse-Munster brace effect on scoliotic spine using MRI method." Clinical Biomechanics **16**(2): 129-137.
- Petit, Y., C. E. Aubin, et al. (2002). "Relation between patient positioning, trunk flexibility and surgical correction of the scoliotic spine." Stud Health Technol Inform **88**: 400-403.
- Petit, Y., C. E. Aubin, et al. (2004). "Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine." Med Biol Eng Comput **42**(1): 55-60.
- Polly, D. W., Jr. and P. F. Sturm (1998). "Traction versus supine side bending. Which technique best determines curve flexibility?" Spine **23**(7): 804-808.
- Price, C. T., D. S. Scott, et al. (1997). "Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston Bending Brace: long-term follow-up." J Pediatr Orthop **17**(6): 703-707.
- Rasmussen, J., J. R. Grothusen, et al. (2009). "Atypical Chest Pain: Evidence of Intercostobrachial Nerve Sensitization in Complex Regional Pain Syndrome." Pain Physician **12**: E329-E334.

- Rigo, M. (2011). "Patient evaluation in idiopathic scoliosis: Radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry." Physiother Theory Pract **27**(1): 7-25.
- Rigo, M., S. Negrini, et al. (2006). "SOSORT Consensus Paper on Brace Action: TLSO biomechanics of correction (Investigating the rationale for force vector selection)." Scoliosis **1**: 11.
- Roach, J. W. (1999). "Adolescent idiopathic scoliosis." Orthop Clin North Am **30**(3): 353-365, vii-viii.
- Roaf, R. (1960). "Vertebral growth and its mechanical control." J Bone Joint Surg Br **42-B**: 40-59.
- Roberts, D., J. Savage, et al. (2011). "Male-Female Differences in Scoliosis Research Society-30 Scores in Adolescent Idiopathic Scoliosis." Spine **36**(1): E53-E59.
- Roberts, S. B. and P. H. Chen (1970). "Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton." J Biomech **3**(6): 527-545.
- Rogala, E. J., D. S. Drummond, et al. (1978). "Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study." J Bone Joint Surg Am **60**(2): 173-176.
- Rowe, D. E., S. M. Bernstein, et al. (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, Université de Montréal, École Polytechnique, Département de Génie mécanique. **B. Eng.**
- Schenk, P., T. Laeubli, et al. (2007). "Validity of pressure pain thresholds in female workers with and without recurrent low back pain." Eur Spine J **16**: 267-275.
- Schiller, J. R., N. A. Thakur, et al. (2010). "Brace management in adolescent idiopathic scoliosis." Clin Orthop Relat Res **468**(3): 670-678.
- Smith, K. (2004). "Coronal Plane Trunk Shifts and Decompensational Perspectives in a New Design of an Asymmetrical TLSO Module." Journal of Prosthetics and Ortotics **16**(1): 16-22.
- Stokes, I. A. (2007). "Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation." Eur Spine J **16**(10): 1621-1628.
- Sundaram, S. H. and C. C. Feng (1977). "Finite element analysis in the human thorax." J Biomech **10**(8): 505-516.
- Trobisch, P., O. Suess, et al. (2010). "Idiopathic scoliosis." Dtsch Arztebl Int **107**(49): 875-884.
- Trochu, F. (1993). "Contouring program based on dual kriging interpolation." Engineering with Computers **9**(3): 160-177.
- Upadhyay, S. S., I. W. Nelson, et al. (1995). "New prognostic factors to predict the final outcome of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **20**(5): 537-545.
- Vedantam, R., L. G. Lenke, et al. (2000). "Comparison of push-prone and lateral-bending radiographs for predicting postoperative coronal alignment in thoracolumbar and lumbar scoliotic curves." Spine **25**(1): 76-81.

- Villemure, I., C. E. Aubin, et al. (2004). "Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses." Eur Spine J **13**(1): 83-90.
- Visser, D., D. Xue, et al. (2011). "Computer-aided optimal design custom scoliosis braces considering clinical and patient evaluations." Comput Methods and programs in biomed **Epub ahead of print**.
- Watanabe, K., N. Kawakami, et al. (2007). "Traction versus supine side-bending radiographs in determining flexibility: what factors influence these techniques?" Spine (Phila Pa 1976) **32**(23): 2604-2609.
- Weiss, H. R. and M. Werkmann (2010). "'Brace Technology' Thematic Series - The ScoliOlogiC® Chêneau light™ brace in the treatment of scoliosis." Scoliosis **5**: 19.
- White, A. and M. Panjabi, Eds. (1990). Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia, Lippincott.
- Willers, U., H. Normelli, et al. (1993). "Long-term results of Boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis." Spine **18**(4): 432-435.
- Wong, M. S. (2010). "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., J. C. Cheng, et al. (2008). "The effect of rigid versus flexible spinal orthosis on the clinical efficacy and acceptance of the patients with adolescent idiopathic scoliosis." Spine **33**(12): 1360-1365.
- Wong, M. S., A. F. Mak, et al. (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. and A. B. Schultz (1989). "Trunk muscle activities in braced scoliosis patients." Spine **14**(12): 1283-1286.
- Wynarsky, G. T. and A. B. Schultz (1991). "Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics." J Biomech **24**(8): 721-732.
- Zhang, M. and A. F. Mak (1999). "In vivo friction properties of human skin." Prosthet Orthot Int **23**(2): 135-141.