

Titre: Développement d'une méthode de conception des corsets pour améliorer le confort et l'efficacité du traitement de la scoliose idiopathique
Title: Title:

Auteur: Nikita Cobetto
Author: Author:

Date: 2013

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Cobetto, N. (2013). Développement d'une méthode de conception des corsets pour améliorer le confort et l'efficacité du traitement de la scoliose idiopathique
Citation: Citation: [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
<https://publications.polymtl.ca/1213/>

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/1213/>
PolyPublie URL: PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin, Stefan Parent, & Sylvie Le May
Advisors: Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program: Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT D'UNE MÉTHODE DE CONCEPTION DES
CORSETS POUR AMÉLIORER LE CONFORT ET L'EFFICACITÉ
DU TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE

NIKITA COBETTO

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

AOÛT 2013

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

DÉVELOPPEMENT D'UNE MÉTHODE DE CONCEPTION DES CORSETS POUR
AMÉLIORER LE CONFORT ET L'EFFICACITÉ DU TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE
IDIOPATHIQUE

présenté par : COBETTO Nikita

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

Mme LE MAY Sylvie, Ph. D., membre et codirectrice de recherche

M. FROSSARD Laurent, Ph. D., membre

DÉDICACE

*Il n'y a pas d'Homme plus complet que celui
qui a changé vingt fois la forme de sa vie et de sa pensée*

- Alphonse de Lamartine -

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche, Dr. Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, pour le temps et l'énergie qu'il accordé à la supervision et la réalisation de ce projet. Je me considère privilégiée d'avoir pu réaliser ma maîtrise dans le cadre de son laboratoire. Je tiens aussi à le remercier pour toute les différentes opportunités qu'il m'a donné tout au long de mon parcours universitaire, à partir de mon premier stage jusqu'à l'achèvement de ma maîtrise. Je le considère comme un mentor et je suis reconnaissante de la confiance qu'il m'a témoignée depuis le début. Je tiens aussi à remercier mes co-directeurs de recherche, Dr. Stefan Parent et Dr. Sylvie Le May pour leur importante contribution. Leur soutien et leur expérience scientifique et clinique ont été d'une grande aide dans la réalisation de ce projet.

Un remerciement particulier au Dr. Julien Clin et à Frédérique Desbiens-Blais, des partenaires hors pair pour la réalisation de ce projet. Leur soutien, leur expertise et leur bonne humeur ont été essentiels au projet.

Un énorme merci aux orthésistes, Benoit Bissonnette et Marie-Chantal Bolduc, qui ont mis de leur temps et de leur énergie dans ce projet. Je les remercie non seulement pour leurs bons conseils et pour le partage de leur expérience mais aussi pour leur ouverture et leur implication personnelle dans le projet.

Je remercie toutes les personnes ayant participé à l'accomplissement de ce projet. Leur précieuse collaboration et leur aide technique ont permis de mener à terme cette étude. Merci à Isabelle Turgeon pour son implication auprès des patients et son support. Merci aussi à Philippe Labelle, Julie Joncas, Manivone Savann, Dr. Hubert Labelle, Dr. Benoit Poitras, Dr. Jean-Marc Mac-Thiong, Marco Larouche, Marie-Josée Gagnée, Denis Lalumière, Patrice Raymond, Jean-François Forget, Johanne Rouleau, Philippe Debanné, Pr. Farida Cheriet et les préposés de la clinique de scoliose du CHU Ste-Justine. Je remercie spécialement les patients, ainsi que leur famille, qui ont accepté de prendre de leur temps pour participer à cette étude. Sans leur participation, il aurait été impossible de réaliser ce projet.

Un grand merci à tous mes collègues du laboratoire pour le support moral et scientifique apporté tout au long de mon projet. Un merci spécial à Frédérique Desrochers-Perrault, Franck Le

Navéaux, Nelly Diversy et Laure Boyé pour leur amitié, les sorties et les bonnes discussions. Votre présence m'a grandement motivée et sans vous, l'expérience aurait été toute autre. Merci aux associés de recherche Christian Bellefleur, Nathalie Bourassa et Xiaoyu Wang pour leur implication dans les projets de recherche.

Merci aux organismes qui ont subventionné ce projet de recherche, principalement le CRSNG, ainsi que Boston Brace inc., Rodin 4D (Groupe Lagarrigue) et Orthèse-Prothèse Rive-Sud.

Je tiens aussi à remercier ma famille pour leur support constant dans tous les projets de vie que j'entreprends. Particulièrement à ma mère Jo-Ann Briggs qui est la meilleure guide de vie. Merci maman pour ton amour, ton appui inconditionnel, tes conseils avisés et ton optimisme contagieux. Merci à mon père, Frank Cobetto, pour son support, ses conseils de papa et pour m'avoir appris à toujours me dépasser. Merci à Ronald Parent, mon beau-père, pour son importante implication dans ma vie et pour m'avoir toujours motivé à continuer. Merci à ma belle-mère, Sylvie Riendeau, pour son appui et ses discussions qui nous font nous poser plein de questions. Merci à ma marraine, Shirley Briggs, pour sa présence et ses encouragements. Vous avez fait toute la différence.

Merci à mon fiancé, Vincent Paparella, pour être dans ma vie tout simplement. Vincent, sans ta présence, tes encouragements, ton humour et ta complicité, rien n'aurait été pareil.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) est une déformation tridimensionnelle (3D) qui affecte l'anatomie et la biomécanique de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin. Environ 3 à 4% de la population, principalement des filles, en ait atteint lors de la poussée de croissance à l'adolescence. Dans le cas d'une progression de la déformation, une prise en charge de la maladie sera nécessaire. Pour les déformations modérées (angle de Cobb entre 20° et 45°), un traitement préventif par corset est généralement prescrit pour stopper la progression des courbures scoliotiques, et éviter la chirurgie. Bien qu'il existe plusieurs types de corset, celui le plus utilisé en Amérique de Nord est une orthèse thoraco-lombo-sacrée (TLSO) de type Boston. Ces corsets doivent être portés 23 heures par jour durant toute la durée de la croissance. La participation et la tolérance du patient au traitement constituent un problème ayant un impact sur l'efficacité du traitement. En effet, le résultat à long terme du traitement dépend non seulement de la correction immédiate de la déformation scoliotique, mais aussi du temps de port de l'orthèse. Les facteurs considérés comme ayant le plus d'influence sur la participation au traitement sont le manque d'esthétisme et l'inconfort du traitement. Les éléments d'inconfort les plus souvent nommés sont de la douleur causée par de trop grandes pressions appliquées, de l'humidité et une restriction de mobilité du segment du tronc.

Dans le cadre de travaux précédemment réalisés par le groupe du CHU Sainte-Justine et de l'École Polytechnique, une plateforme de conception de corset assistée par ordinateur a été créée. Cette plateforme combine l'utilisation d'un logiciel de design de corset (CFAO) et d'un outil de simulation permettant de simuler l'installation d'un corset sur un modèle éléments finis (MEF) personnalisé du tronc d'un patient. L'outil de simulation permet de tester itérativement plusieurs designs de corset et de sélectionner le design permettant d'atteindre une meilleure correction du rachis. En reliant le logiciel de design à une fraiseuse numérique, il est possible de fabriquer le corset sélectionné et de le tester cliniquement. La faisabilité de cette méthode a été validée cliniquement sur une cohorte de 6 patients SIA. Les résultats obtenus ont montré que la simulation prédisait des résultats réalistes et que l'efficacité des corsets conçus par cette plate-forme était comparable à l'efficacité des corsets de Boston standard. Toutefois, cet outil ne considérait pas les éléments de confort qui peuvent influencer la participation du patient et l'effet à long terme du traitement.

L'objectif de cette étude était donc de concevoir et de valider expérimentalement sur une cohorte de sujets SIA un corset orthopédique plus confortable et biomécaniquement efficace en intégrant des critères qui peuvent influencer le confort des corsets à la plate-forme de conception de corset qui combine la technologie CFAO et l'outil de simulation numérique d'installation de corset.

Pour 15 patientes SIA ayant reçu la prescription d'un corset de Boston, deux corsets ont été fabriqués et testés cliniquement. Le premier corset (NouveauCorset) a été conçu en utilisant la plate-forme de conception de corset. La géométrie interne de chaque patient a été obtenue par une reconstruction 3D de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin réalisée à partir de radiographies bi-planaires (postéro-antérieure et latérale). La géométrie externe a été obtenue en utilisant une technologie de topographie de surface (scanner) utilisant la lumière blanche. La superposition des deux géométries a été réalisée à l'aide de marqueurs radio-opaques et un MEF du patient a été créé. Sur la modélisation du rachis, des déplacements ont été appliquées sur des vertèbres ciblées afin d'obtenir une correction virtuelle de la colonne vertébrale scoliotique. La géométrie interne étant liée à la géométrie externe du MEF, il en a résulté une forme pré-corrigée du tronc du patient. La forme pré-corrigée était utilisée comme forme de base pour réaliser le design du corset à l'aide d'un processus itératif. Les appuis correctifs thoraciques et lombaires ont été progressivement augmentés (entre 5 et 10 mm) afin d'obtenir une correction maximisée et les découpes ont été appliquées pour obtenir un design complet. L'outil de simulation a ensuite été utilisé pour simuler l'installation du corset. La simulation a permis d'obtenir une prédiction de la correction immédiate obtenue par le corset en clinique. Elle a permis aussi de simuler les pressions appliquées sur le corps du patient et la distance entre la coque du corset et la peau du patient. La simulation des pressions appliquées a permis de vérifier si celles-ci respectent des seuils de pressions algométriques (seuil de douleur à la pression) préalablement définis à partir de la littérature. La simulation de l'interface corps-corset a permis d'enlever toute partie du corset ne participant pas à la correction, située à plus de 6 mm de la peau du patient. Plusieurs designs itératifs ont ainsi été testés et le design présentant la meilleure correction a été sélectionné pour la fabrication. Le deuxième corset (CorsetStandard) qui a été fabriqué est un corset de type Boston standard conçu selon la méthode du moule en plâtre. L'efficacité de chaque corset a été évaluée à l'aide de radiographies prises avec le corset installé et serré sur le patient. Pour chaque corset, un questionnaire permettant d'évaluer le confort a été remis au patient et une matrice de capteurs de pression a été installée sous le corset serré pour mesurer les pressions appliquées.

Le NouveauCorset a permis d'obtenir une correction moyenne de 39% en thoracique et de 49% en lombaire dans le plan coronal comparativement au CorsetStandard qui a permis d'obtenir une correction moyenne de 42% en thoracique et de 45% en lombaire. Les angles de cyphose et de lordose étaient légèrement moins réduits avec le NouveauCorset comparativement au CorsetStandard (respectivement 17° et 55° pour le NouveauCorset comparativement à 16° et 51° pour le CorsetStandard). Le déjettement a été corrigé de façon semblable pour les deux corsets, avec une mesure de 5 mm pour le NouveauCorset versus 4 mm pour le CorsetStandard comparativement à une valeur initiale de déjettement de 9 mm. La simulation a présenté une différence de mesure moyenne respective de 5° et 7° dans les plans coronal et sagittal comparativement aux résultats obtenus en clinique par le NouveauCorset.

Les pressions simulées ont concordé avec 92% des pressions mesurées cliniquement pour le NouveauCorset en ce qui concerne l'intensité et la localisation des pressions. Les pressions les plus élevées ont été observées au niveau des appuis correctifs thoraciques et lombaires puis au niveau des appuis axillaires et trochantériens du côté opposé de la courbure.

Selon les réponses recueillies auprès de 11 sujets, le NouveauCorset a été plus confortable que le CorsetStandard. Les quatre autres patients ont jugé les corsets également confortables. Comparativement au CorsetStandard, le NouveauCorset n'avait pas de couche interne en mousse et comportait de grandes ouvertures, notamment au niveau de l'abdomen et des crêtes iliaques. Il était en moyenne 61% plus mince et comportait 32% moins de matière.

Cette étude comporte quelques limites en ce qui concerne la plateforme de design utilisée. Les conditions limites imposées lors de la simulation de l'installation des corsets (fixation du bassin et de T1 dans l'espace, sauf sur l'axe vertical) ont pu affecter les résultats en représentant moins bien la rotation vertébrale et pelvienne produites lors de l'installation du corset. Cela pourrait expliquer la différence entre les résultats simulés et ceux obtenus en clinique. Aussi, l'outil de simulation a permis de simuler la correction passive du corset mais pas la simulation de correction active provenant de l'activation musculaire, qui n'était pas modélisée. Il n'a pas permis non-plus de simuler l'effet long terme du corset, qui résulte en particulier de l'effet sur la croissance, du remodelage et de la modification de posture. Comme pour les autres types de corsets conventionnels, l'efficacité du corset doit être estimée en se basant sur la correction immédiate obtenue dans le corset. De plus, les corsets TLSO n'étant pas des corsets hauts (ils ne

présentent pas d'appuis supérieurs à la poitrine), ils ne permettent donc pas un aussi bon contrôle du segment thoracique supérieur à T6. En ce qui concerne la simulation des pressions, celle-ci peut s'avérer utile pour vérifier si les seuils de pressions algométriques sont respectés. Toutefois, la limitation des pressions en utilisant les mêmes seuils pour tous demeure un défi car chaque personne présente une tolérance différente à la douleur. Les seuils de pressions peuvent être utilisés comme guide lors de la conception du corset mais il serait encore plus intéressant d'élaborer une charte de pression pour les patients scoliotiques et de personnaliser le design du corset en fonction de la tolérance spécifique au patient.

Cette étude démontre la faisabilité d'intégrer des critères influençant le confort dans le design de corset tout en conservant l'efficacité biomécanique, avec des résultats cohérents pour une application clinique. Pour une validation plus poussée, l'étude devrait être poursuivie sur une plus grande cohorte de patients et l'effet long terme du NouveauCorset devrait aussi être évalué. Suite à cette validation, cette plateforme de design a le potentiel d'améliorer le design des corsets par l'intégration des critères de confort sans compromis pour l'efficacité biomécanique.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a three-dimensional (3D) deformation that affects the anatomy and the biomechanics of the spine, rib cage and pelvis. Approximately 3-4% of the population, mainly girls, will be affected by this pathology. In the case of the progression of the curves, a treatment prescription will be necessary. For moderate cases (Cobb angle between 20° and 45°), a preventive brace treatment is generally prescribed to stop the progression and avoid surgery. Although there are several types of brace, the most widely used in North America is a Boston-type thoraco-lumbo-sacral orthosis (TLSO). This brace has to be worn 23 hours per day during the patient growth. Patient's participation and tolerance to the treatment remains a recurrent issue influencing brace treatment efficacy. The long-term treatment outcome depends not only on the immediate brace's spinal correction but also on the brace wear time. Main factors having an influence on patients' compliance to treatment are the treatment's lack of aesthetics and the discomfort felt during the brace wear. The main discomfort parameters are the pressure applied which can be too strong and cause pain, humidity and a lack of mobility of the trunk segment.

In previous work by research teams at both CHU Ste-Justine and Ecole Polytechnique de Montreal, a computer assisted brace design platform was created. The platform combines the use of a brace design software (CFAO) and a simulation tool which can simulate the brace installation using a finite element model (FEM) of the patient's torso. This simulation tool can be used to test several iterative brace design and to select the design that allows the best spine correction. By linking the brace design software to a 3D carver, it is possible to fabricate the brace and to test the clinical installation. The feasibility of this method has been clinically validated on a cohort of 6 SIA patients. The outcomes showed that the simulation results were reliable and that the effectiveness of the braces designed by this platform was equivalent to the effectiveness of the standard Boston-type brace. However, the simulation tool does not consider comfort parameters that can influence patients' participation and the long-term treatment effectiveness.

The objective of this study was to design and experimentally validate on a SIA patient cohort a more comfortable and biomechanically efficient orthopaedic brace by integrating comfort

parameters to the brace design platform which combines the CFAO technology to the brace simulation tool.

For 15 AIS patients who received a Boston brace prescription, two braces were designed and clinically tested. The first brace (NewBrace) was designed using the computer assisted brace design platform. The internal geometry of each patient was obtained by a 3D reconstruction of the spine, rib cage and pelvis using bi-planar radiographs (posterior-anterior and lateral). The external geometry was obtained using a surface topography technique (scanner) using the white-light technology. The superposition of the two geometries was done using radio-opaque markers and a FEM of the patient's torso was created. On the spine model, displacements were applied on targeted vertebrae to obtain a corrected model of the spine. As the internal geometry is linked to the external geometry, the vertebrae displacements resulted in a pre-corrected torso of the patient. The pre-corrected torso is then used for the brace design using an iterative process. Thoracic and lumbar corrective areas were then progressively increased (between 5 mm and 10 mm) and cut-outs were applied to obtain a complete design. The simulation tool was then used to simulate the brace installation. The simulation provided the in-brace correction prediction obtained in clinic. It was also possible to simulate the pressures applied on the patient's body and the distance between the brace shell and the patient's skin. The simulation of the pressures applied was used to verify if the previously defined algometric thresholds from literature (pressure pain thresholds) were respected. The distance between the brace and the skin was used to remove all the brace material unnecessary to the correction, located at more than 6 mm from the patient's skin. Several iterative designs were tested and the best design was selected for the fabrication. The second brace (StdBrace) is a standard Boston-type brace fabricate using the plaster mould method. The effectiveness of both braces was evaluated using X-rays taken with the tighten braces installed on the patient. For both braces, a questionnaire to measure comfort was given to the patient and a pressure mat was installed under the tighten brace to measure the pressures applied.

The NewBrace corrected on average the deformity by 39% at the thoracic and 49% at the lumbar curves in the coronal plane compared to StdBrace which provided corrections of 42% and 45% respectively. The mean kyphosis and lordosis angles were slightly less reduced with the NewBrace than with the StdBrace (respectively 17° and 55° from the NewBrace versus 16° and 51° for the StdBrace). The imbalance was corrected similarly for both braces with a measurement of 5 mm for the NewBrace versus 4 mm for the StdBrace, compared to an initial imbalance value

of 9 mm. The simulation showed an average difference of 5° and 7° respectively for the coronal and sagittal predictions compared to the NewBrace clinical outcomes.

The simulated pressures were coherent with 92% of the measured pressures for the NewBrace with regard to the pressure intensity and location. The highest pressures were located at the thoracic and lumbar corrective areas and at the axillary and trochanteric areas, on the opposite side of the corrective forces.

Eleven patients found that the NewBrace was more comfortable than the StdBrace. The four other patients considered a similar level of comfort between both braces. Compared to the StdBrace, the NewBrace did not include an inner foam layer and had large openings, particularly on the abdomen and the iliac crests. The NewBrace was in average 61% thinner and had 32% less material.

This study has some limitations regarding the design platform that was used. The boundary conditions imposed for the brace installation simulation (fixation of the pelvis and T1 in space, except on the vertical axis) can affect the results by being less representative for the spinal and pelvic rotation. This could explain the difference between the simulated results and those obtained in clinic. Also, the simulation tool can be used to simulate the brace's passive correction but it does not represent the active correction resulting from muscular activation that was not modeled. It does not consider long-term variables which can have an influence on the simulation of the brace: growth, bone remodelling and posture modification. As for the other types of conventional orthosis, brace efficiency must be assessed by evaluating the immediate in-brace correction obtained in the brace. In addition, TLSO braces do not provide a good spine control for the thoracic segment above T6. As for the simulated pressures, it can be useful to verify whether the algometric thresholds are respected. However, limiting the applied pressures using the same thresholds for all patients remains a challenge because each person has a different pain tolerance. The pressure thresholds can be used as a guide during the brace design but it would be even more interesting to establish a pressure chart for scoliotic patients and to customize the brace design according to each patient's pain tolerance.

This study shows the feasibility of integrating comfort parameters in brace design while providing biomechanical efficiency, with consistent results for a clinical application. To further validate the method, further studies should be pursued on a larger cohort of patients and the

NewBrace long-term effect should also be evaluated. This validation has shown that the platform design has the potential to improve brace's design while considering comfort parameters without compromising biomechanical efficiency.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	VI
ABSTRACT	X
TABLE DES MATIÈRES	XIV
LISTE DES TABLEAUX.....	XVII
LISTE DES FIGURES	XVIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXIII
LISTE DES ANNEXES	XXIV
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	4
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc humain	4
1.1.1 Plans de référence anatomique	4
1.1.2 La colonne vertébrale	4
1.1.3 La cage thoracique	8
1.1.4 L'abdomen	8
1.1.5 Le bassin.....	9
1.1.6 La biomécanique du tronc humain	10
1.2 La scoliose idiopathique de l'adolescent	14
1.2.1 Définition et description de la pathologie	14
1.2.2 Évaluation et mesure des déformations scoliotiques.....	15
1.2.3 Traitement par corset orthopédique.....	23
1.3 Techniques de modélisation biomécanique.....	42

1.3.1	Approches de caractérisation des déformations scoliotiques en 3D	42
1.3.2	Modélisation géométrique du tronc.....	45
1.3.3	Modélisation par éléments finis du tronc	46
1.3.4	Simulation du traitement par corset	48
1.3.5	Optimisation du traitement par corset	50
CHAPITRE 2	OBJECTIFS DU PROJET ET ORGANISATION GÉNÉRALE DU DOCUMENT	53
2.1	Résumé de la revue de littérature	53
2.2	Question de recherche	54
2.3	Objectif principal.....	54
2.4	Objectifs spécifiques	55
2.5	Bases généralement reconnues.....	55
2.6	Organisation générale du document indiquant la cohérence de l'article par rapport aux objectifs de recherche	56
CHAPITRE 3	DÉVELOPPEMENT D'UNE MÉTHODE DE CONCEPTION DES CORSETS POUR AMÉLIORER LE CONFORT ET L'EFFICACITÉ DU TRAITEMENT POUR LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE	57
3.1	Présentation de l'article.....	57
3.2	Article: New optimized braces using computer-assisted design and simulations are lighter and more comfortable than standard braces in the treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis	57
3.2.1	Abstract	58
3.2.2	Introduction	59
3.2.3	Methods.....	61
3.2.4	Results	66
3.2.5	Discussion	67

3.2.6 Conclusion.....	69
3.2.7 Reference List	70
3.3 Section complémentaire à l'article: Méthode de conception et d'évaluation du confort des corsets	79
3.3.1 Méthode de conception du NouveauCorset	80
3.3.2 Méthode d'évaluation du confort des corsets	91
CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE	96
CONCLUSION	104
BIBLIOGRAPHIE	106
ANNEXES	116

LISTE DES TABLEAUX

Table 1: Algometric pressure pain thresholds for each anatomical region 76

LISTE DES FIGURES

Dans Word 2007 : Dans l'onglet références, dans Légendes, choisir « Insérer une table des illustrations » une fois vos figures insérées.

Figure 1-1 Plans anatomiques (adapté de wikipedia.org)	4
Figure 1-2Anatomie de la colonne vertébrale, vue latérale (adapté de wikipedia.org)	5
Figure 1-3: Anatomie d'une vertèbre thoracique (adapté de Gray, Henri, 1918).....	6
Figure 1-4: Anatomie de différentes vertèbres en vue latérale a) vertèbre cervical b) vertèbre thoracique c) vertèbre lombaire (adapté de Gray, Henri, 1918).....	7
Figure 1-5: Anatomie du disque intervertébral, vue de dessus (adapté de Gray, Henry, 1918)	7
Figure 1-6: Anatomie de la cage thoracique (adapté de Gray, Henri, 1918)	8
Figure 1-7: L'abdomen a) régions anatomiques de l'abdomen b) anatomie de l'abdomen	9
Figure 1-8: Anatomie du bassin (adapté de wikipedia.org)	10
Figure 1-9: Anatomie des ligaments de la colonne vertébrale (adapté Gray, Henri, 1918).....	12
Figure 1-10: Muscles du tronc humain a) muscles postérieurs (superficiels à gauche et profonds à droite) b) muscles latéraux et antérieurs (adapté de Gray, Henri, 1918)	13
Figure 1-11: Image de la scoliose a) radiographie postéro-antérieure b) radiographie latérale.....	14
Figure 1-12: a) Assymétrie des épaules b) Proéminence de la gibbosité lors de la flexion avant (tiré de Rigo et al. 2006 et wikipedia.org).....	15
Figure 1-13: Mesure des courbures a) angle de Cobb b) cyphose et lordose.....	16
Figure 1-14: Tracé de la ligne verticale pour l'étude du déjettement	17
Figure 1-15: Test d'inflexion latérale (selon UW radiology)	18
Figure 1-16: Test de suspension de Lamarre (2009) et harnais de Moulin (2013) réalisé dans la cabine du système radiologique EOS	19
Figure 1-17: Test de Risser (tiré de pediaos.fr).....	20

Figure 1-18: Déformation cunéiforme des vertèbres a) rachis sain b) rachis scoliotique c) déformation vertébrale vue de différents côtés (adapté de biomedsearch.com et de gremmo.net)	21
Figure 1-19: Chirurgie pour la scoliose a) déformation initiale b) instrumentation par vis pédiculaires.....	23
Figure 1-20: Ancêtres des corsets a) combinaison des pressions et de la traction par Galien de Pergame(tiré de demauroy.net) b) corset métallique par Ambroise Paré(tiré de demauroy.net) c) application d'un plâtre sous traction(tiré de pediaos.fr)	24
Figure 1-21: Corset de Milwaukee	25
Figure 1-22: Corset de Boston	27
Figure 1-23: Corset de Chêneau (tiré de ortotika.cz)	28
Figure 1-24: Corsets de nuit a) corset Providence b) corset Charleston (tiré de spinaltech.com) .	29
Figure 1-25: Fabrication d'un corset a) moulage et sculptage par plâtre b) thermoformage du plastique sur le moule (tiré de Bowen, 1998 et de orthotech-net.fr)	30
Figure 1-26: Acquisition de la géométrie externe a) topographie de surface (tiré de Desbiens-Blais, 2012) b) utilisation d'un scanner c) géométrie externe obtenue sur un logiciel de design	31
Figure 1-27: Utilisation d'un algomètre (tiré de chiromt.com)	37
Figure 1-28: Dispositifs de calcul de temps de port des corsets a) Cricket b) ibutton c) capteur de pression.....	42
Figure 1-29: Comparaison entre l'image 2D et la reconstruction 3D pour l'étude de la rotation vertébrale (les processus épineux sont identifiés d'un point noir sur la reconstruction 3D) ..	44
Figure 1-30: Reconstruction 3D de la géométrie externe du patient obtenue par topographie de surface à l'aide du système Inspeck.....	45
Figure 1-31: Recalage des géométries interne et externe du patient.....	46
Figure 1-32: a) MEF de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (Desrimes, 1995) b) MEF amélioré du tronc (Clin, 2010)	47

Figure 1-33: a) simulation de l'installation du corset sur le patient b) correction simulée montrant le centre des vertèbres c) correction simulée montrant le modèle 3D d) pressions simulées sur le tronc du patient e) distance simulée entre le corset et la peau du patient.....	49
Figure 3-1 : A) Acquisition of the internal and external geometry using respectively abi-planar radiographic 3D reconstruction and a surface topography system; B) Geometries registration and finite element model of the trunk (for clarity, only the skin, spine, partial ribs and pelvis are shown)	77
Figure 3-3: A) Simulation of the brace installation; B) Simulation of the spine correction; C) Simulation of the applied pressures and simulation of the distance between the brace shell and the patient's skin	78
Figure 3-2 : Reference points delimiting the anatomical regions	77
Figure 3-4: The pressure mat worn by a patient (before installing the brace) and an example of the comparison between the simulated and the measured pressures. For the simulated pressures, the grey color represents an area without pressures and for the measured pressures, the white color represents the area without pressures	78
Figure 3-5: Radiographic results for a typical patient: out of brace (initial curve), with the StdBrace and with the NewBrace, in the postero-anterior and lateral views. Patient's balance is shown in millimeters.	79
Figure 3-6: Stratégie pour appliquer des déplacements sur les 5 vertèbres ciblées du MEF du patient. La courbe bleue représente la courbure initiale et la courbe rouge représente les déplacements imposés.	81
Figure 3-7: Forme du tronc du patient vue de dos a) forme du tronc initial du patient avant les déplacements imposés sur les vertèbres b) forme du tronc "corrigé" importée dans Rodin avec un appui thoracique en haut à droite, un appui lombaire à gauche et des évasements du côté opposé aux appuis correctifs.....	82
Figure 3-8: Comparaison de la simulation de la correction et de la force à la vertèbre T1 lorsque l'appui trochantérien est positionné à gauche (a) ou à droite (b) et exemple de la simulation obtenue pour la correction avec l'affichage de la force exercée à T1 (c)	84
Figure 3-9: Ajout du contre-appui axillaire à l'opposé de l'appui correctif thoracique.....	85

Figure 3-10: Augmentation des appuis thoracique et lombaire: a) forme sans l'augmentation des appuis b) forme avec l'augmentation des appuis c) forme avec l'augmentation des appuis mise en transparence pour voir la courbe initiale (reconstruction 3D du squelette)	86
Figure 3-11: Application des courroies: a) courroies horizontales b) courroies diagonales	87
Figure 3-12: Analyse des pressions simulées et comparaison avec les seuils algométriques	88
Figure 3-13: Retrait de la matière située à plus de 6mm de la peau du patient: a) simulation de l'ajustement du corset b) corset allégé, vue de dos c) corset allégé, vue de face	89
Figure 3-14: Résumé du processus itératif pour la conception d'un corset maximisant la correction et minimisant l'inconfort	90
Figure 3-15: Exemple de réponse recueillie sur les figures du questionnaire sur le confort relié aux pressions appliquées	92
Figure 4-1 : Patient 1 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	116
Figure 4-2 : Patient 2 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	117
Figure 4-3: Patient 3 - Courbe initiale et résultats pour le Corset Standard et le Nouveau Corset	118
Figure 4-4: Patient 4 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	119
Figure 4-5: Patient 5 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	120
Figure 4-6: Patient 6 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	121
Figure 4-7: Patient 7 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	122
Figure 4-8: Patient 8 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	123
Figure 4-9: Patient 9 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	124
Figure 4-10: Patient 10 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	125
Figure 4-11: Patient 11 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	126

Figure 4-12: Patient 12 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	127
Figure 4-13: Patient 13 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	128
Figure 4-14: Patient 14 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	129
Figure 4-15: Patient 15 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset	130

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions, tridimensionnel
AVR	Rotation de la vertèbre apicale
C1 à C7	Première à la septième vertèbre cervicale
CFAO	Conception et fabrication assistée par ordinateur
cm	Centimètre
cm ²	Centimètre carré
<i>CorsetStandard (StdBrace)</i>	Corset fabriqué en utilisant la méthode par plâtre
CTLSO	Orthèse cervico-thoraco-lombo-sacrée
CT-scan	Computed tomography, tomodensitométrie
DLT	«Direct linear Transformation»
kPa	Kilo Pascal
L1 à L5	Première à la cinquième vertèbre lombaire
LAT	Latérale
LL	Lordose
MEF	Modèle éléments finis
mmHg	Millimètre de mercure
MT	Segment de la colonne vertébrale thoracique principale
<i>NouveauCorset (NewBrace)</i>	Corset conçu à l'aide de la plateforme de conception
PA	Postéro antérieure
PA-0°	Radiographie PA à 0°
PA-20°	Radiographie PA à 20°
PPT	Pressure pain threshold
PT	Segment de la colonne vertébrale thoracique proximal
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
VAS	Visual analogue scale, échelle visuelle analogue

LISTE DES ANNEXES

Annexe 1 – Résultats de correction.....	116
Annexe 2 – Questionnaire sur l'échelle de confort des corsets.....	131

INTRODUCTION

La scoliose est une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace. Elle présente une déformation en forme de "S" dans le plan frontal et une rotation vertébrale responsable d'une gibbosité et de la modification de l'équilibre du patient. Cette pathologie atteint 2% à 3% de la population dont la majorité des cas (90%) concerne les filles. De ce nombre, environ 10% des patients atteints devront avoir recours à un traitement pour contrôler ou corriger la courbure scoliotique (Lou et al., 2002).

L'évaluation de la scoliose se fait dans le plan frontal, en utilisant l'angle de Cobb qui est une mesure de la déformation scoliotique sur une radiographie postéro-antérieure en prenant l'angle entre les vertèbres les plus inclinées du segment atteint de la colonne vertébrale (O'Brien, Kuklo, Blanke, & Lenke, 2005). Pour les angles de Cobb de moins de 20°, la déformation est mineure et un suivi du patient sera prescrit afin de surveiller l'évolution de la courbure scoliotique durant la croissance. Pour les angles de Cobb compris entre 20° et 45°, un traitement par corset orthopédique sera généralement prescrit dans le but de contrôler, stopper ou idéalement renverser la progression de la courbure. Le traitement par corset est arrêté à la fin de la période de croissance, car alors la déformation rachidienne est généralement stabilisée. Finalement, pour les angles de Cobb de plus de 45°, une chirurgie s'avérera nécessaire (Aronsson & Stokes, 2011; Min, 2011; Trobisch, Suess, & Schwab, 2010).

Il existe différents types de traitements par corset orthopédique et il n'y a pas de consensus en ce qui concerne le meilleur design et leur efficacité. Peu importe le type, la majorité des corsets rigides se basent sur des principes d'action similaires. On distingue deux principes d'action biomécanique : la correction passive et la correction active. La correction passive est induite par l'application de forces correctives au niveau des déformations afin de redresser la courbure et d'équilibrer les forces sur les vertèbres (Willers, Normelli, & Aaro, 1993). La correction active est créée par l'activité musculaire du patient qui "fuit" les zones de pressions et qui aura tendance à se redresser dans le corset (Emans, 2003; Odermatt, Mathieu, Beauséjour, Labelle, & Aubin, 2003). En Amérique du Nord, le corset le plus prescrit est le corset de type Boston (Sankar, Albrektson, Lerman, Tolo, & Skaggs, 2007; Visser, Xue, Ronsky, Harder, & Zernicke, 2012). Il est composé d'une coque rigide doublée d'une couche de mousse sur laquelle des coussins de mousse de forme et d'épaisseur variées sont appliqués pour créer des appuis correctifs (Emans,

2003; Grivas & Kaspiris, 2011). L'efficacité initiale du corset est évaluée à l'aide de radiographies prises avec le port du corset. La majorité du temps, on considérera que le corset est efficace s'il permet une correction de 30% pour un patient rigide et une correction de 50% pour un patient flexible (Castro, 2003; Clin, Aubin, Sangole, Labelle, & Parent, 2010).

Pour mieux comprendre le fonctionnement des corsets, un modèle numérique permettant la simulation de l'installation d'un corset sur un modèle éléments finis personnalisé du tronc a été créé. Cet outil de simulation permet d'obtenir une prédition de la correction initiale. Il peut aussi être utilisé pour tester et comparer différents designs de corsets pour un même patient dans le but d'obtenir le design et la correction vertébrale désirés (Desbiens-Blais, 2012). L'efficacité à long-terme d'un corset dépendant d'une part de son efficacité initiale, cet outil de simulation permet de vérifier si le corset fabriqué pour un patient permet une correction efficace.

D'autre part, elle dépend aussi de l'assiduité du patient au traitement. En effet, un corset qui n'est pas porté ou qui n'est pas correctement ajusté ne pourra pas permettre une correction adéquate de la colonne vertébrale (Katz & Richards, 1997; Rahman, Bowen, Takemitsu, & Scott, 2005). Les facteurs principaux qui peuvent affecter la participation du patient sont le plus souvent le manque de confort et d'esthétisme du corset. Les éléments d'inconfort les plus souvent mentionnés sont la présence d'humidité dans le corset due à une grande surface de contact entre la coque du corset et la peau du patient, des douleurs causées par des pressions trop grandes, le manque de mobilité et le sentiment d'oppression lors de la respiration (Jonathan, Schiller, Nikhil, & Thakur, 2009; Nicholson, Ferguson-Pell, Smith, Edgar, & Morley, 2003). Or, ces éléments ne sont pas toujours pris en compte lors de la conception du corset. Certaines études se sont intéressées au confort des corsets mais aucune ne donne de lignes à suivre ou d'indications pour améliorer le confort (Visser, et al., 2012).

L'objectif de ce projet de recherche est donc de concevoir et de vérifier l'efficacité et le confort d'un corset orthopédique créé à partir de la technologie CFAO et de l'outil de simulation numérique d'installation de corset, sur une cohorte de sujet scoliotiques.

Ce mémoire comprend cinq chapitres. Le premier chapitre permet de présenter une revue des connaissances pour assurer une bonne compréhension du sujet. Le deuxième chapitre présente un résumé des points importants de la revue des connaissances en plus de présenter les objectifs, les bases de recherche du projet et l'organisation générale du document indiquant la cohérence de

l'article par rapport aux objectifs de recherche. Le chapitre 3 présente un article détaillant la méthode utilisée, les résultats obtenus et discute des principaux aspects de l'approche. Le chapitre 4 présente une discussion plus générale sur la nouvelle méthode et ses perspectives. Finalement, une courte conclusion et des recommandations sont présentées pour compléter ce mémoire.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc humain

1.1.1 Plans de référence anatomique

La terminologie utilisée pour orienter les vues utilisées dans les images et les descriptions de ce mémoire sont indiquées à partir de la position debout, face à l'observateur. Les plans de référence qui seront utilisés sont le plan frontal, sagittal et transversal comme illustrés à la figure suivante. Les appellations d'orientation postérieure et antérieure seront aussi utilisées (Marieb, 2005).

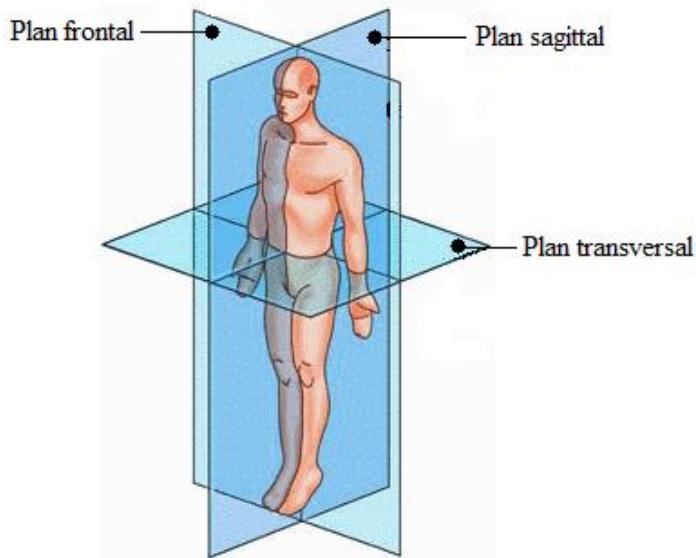


Figure 1-1 Plans anatomiques (adapté de wikipedia.org)

1.1.2 La colonne vertébrale

La colonne vertébrale, aussi appelée rachis, supporte l'ensemble du corps humain en permettant le support de la tête et le transfert du poids du corps jusqu'aux articulations de la hanche. Elle est composée de 33 os, les vertèbres, et peut être divisée en cinq segments rachidiens principaux. Le segment supérieur, le rachis cervical, est composé de 7 vertèbres au niveau du cou (C1 à C7). Les segments suivants sont le rachis thoracique composé de douze vertèbres (T1 à T12) et le rachis lombaire composé de 5 vertèbres (L1 à L5). Le rachis lombaire est suivi par le rachis sacral et le rachis coccygien qui forment le sacrum et le coccyx. Ils sont composés tous deux de

vertèbres soudées au nombre respectif de cinq vertèbres sacrées (S1 à S5) et de quatre vertèbres coccygiennes. Dans le cas d'une colonne vertébrale saine, la superposition des vertèbres dans le plan frontal doit être rectiligne droite tandis que dans le plan sagittal, des courbes physiologiques apparaissent. Il existe deux courbures concaves ventrales nommées cyphose au niveau du rachis thoracique et du rachis sacré et deux courbures concaves dorsales nommées lordose au niveau du rachis cervical et du rachis lombaire. Ces courbures physiologiques ont comme rôle d'augmenter la souplesse et l'élasticité de la colonne vertébrale pour amortir les chocs (Marieb, 2005).

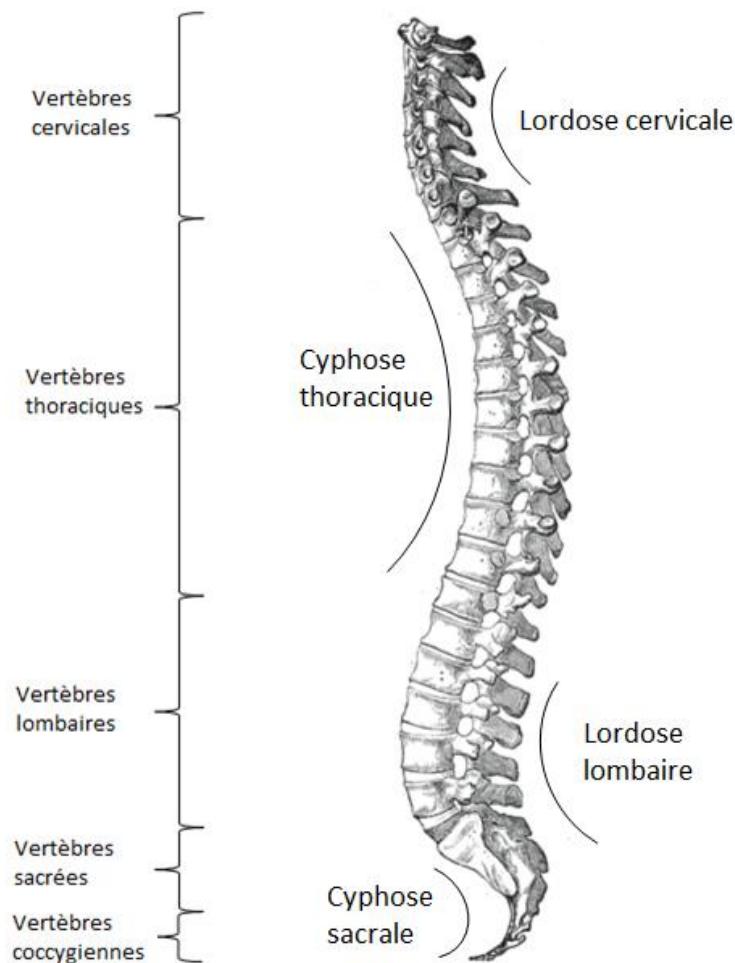


Figure 1-2Anatomie de la colonne vertébrale, vue latérale (adapté de wikipedia.org)

Toutes les vertèbres présentent une structure de base semblable composée à l'avant d'un corps vertébral de forme discoïdale qui agit comme région portante et d'un arc vertébral qui forme l'arrière de la vertèbre. Cet arc est formé de deux pédicules et de deux lames à partir desquels 7 processus sont émis. Les processus épineux et les processus transverses servent de points

d'attache pour les ligaments et les muscles qui permettent le maintien et les mouvements de la colonne. Les processus articulaires se projettent vers le haut et vers le bas en agissant comme surface de contact entre les vertèbres pour permettre l'articulation du rachis (Marieb, 2005).

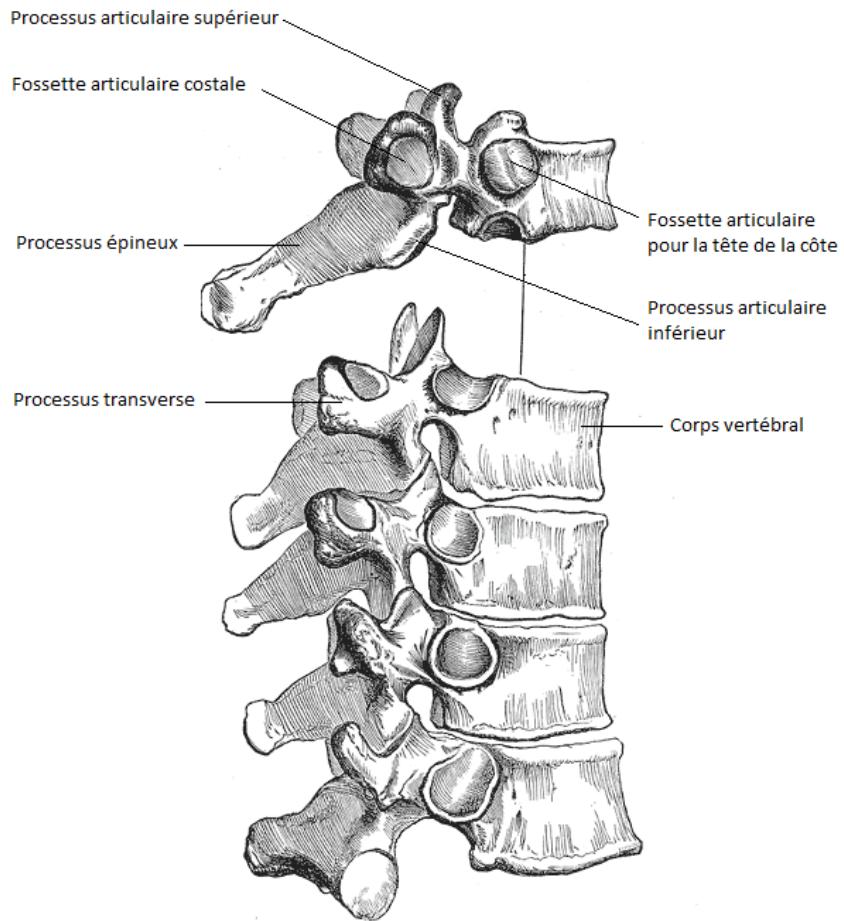


Figure 1-3: Anatomie d'une vertèbre thoracique (adapté de Gray, Henri, 1918)

Puisque leur fonction et leur mobilité diffèrent, les vertèbres des différents segments se présentent sous des formes différentes. La taille des vertèbres va en augmentant de la région cervicale à la région lombaire pour supporter la charge qui va en s'accroissant. Les vertèbres cervicales sont les plus petites et les plus légères et elles comportent des trous transversaires pour le passage des grosses artères cervicales. Les vertèbres thoraciques comportent des surfaces articulaires appelées fosses costales qui s'articulent avec les côtes et les vertèbres lombaires présentent une structure plus robuste car elles sont soumises à de fortes compressions (Marieb, 2005).

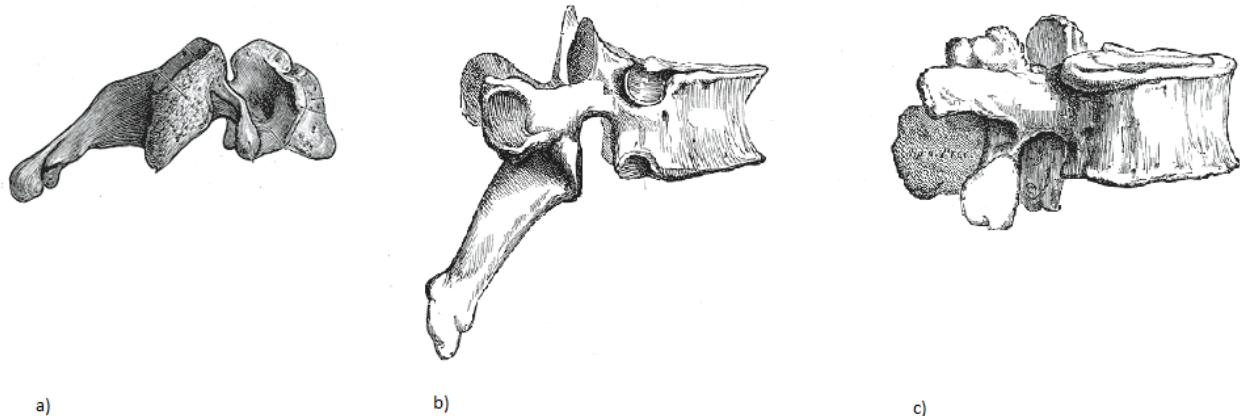


Figure 1-4: Anatomie de différentes vertèbres en vue latérale a) vertèbre cervical b) vertèbre thoracique c) vertèbre lombaire (adapté de Gray, Henri, 1918)

Entre chaque vertèbre mobile se situe un petit coussinet appelé le disque intervertébral. Ce dernier est constitué au centre d'un noyau gélatineux, le nucléus pulposus, qui agit en compression. Ce noyau est entouré d'un anneau fibreux principalement composé de fibres de collagène qui résistent à la tension. Les disques intervertébraux agissent à titre d'amortisseur et permettent les mouvements de flexion et d'extension. Différents ligaments et muscles viennent se fixer aux vertèbres et permettent les mouvements du tronc (Marieb, 2005).

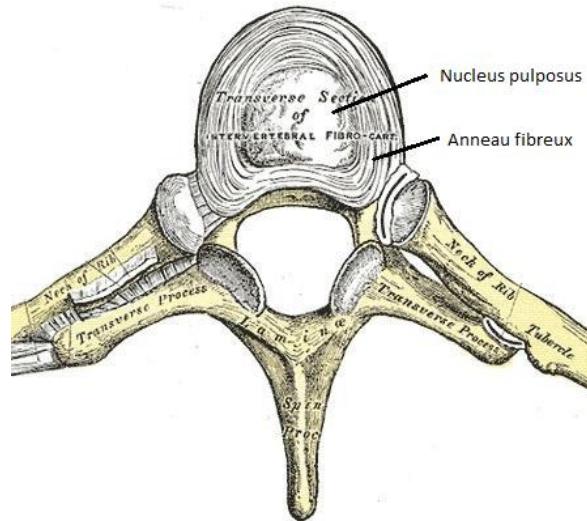


Figure 1-5: Anatomie du disque intervertébral, vue de dessus (adapté de Gray, Henry, 1918)

1.1.3 La cage thoracique

La cage thoracique, ou thorax osseux, est composée des vertèbres thoracique en postérieur, des côtes en latéral et du sternum en antérieur. Il offre des points d'attache à plusieurs muscles du cou, de la poitrine, du dos et épaules. Son principal rôle est de soutenir et rigidifier le segment thoracique de la colonne en plus de protéger les organes vitaux situés dans la cavité thoracique. Cette cavité est formée de chaque côté par douze paire de côtes, des os plats et recourbés qui s'articulent avec les corps vertébraux. Les dix paires de côtes supérieures s'attachent directement ou indirectement au sternum par les cartilages costaux. Les onzième et douzième paires sont appelées côtes flottantes car elles n'ont pas de point d'ancre antérieur au sternum. Les espaces intercostaux sont occupés par les muscles intercostaux externes responsables du mouvement inspiratoire et les muscles intercostaux internes responsables du mouvement expiratoire(Marieb, 2005).

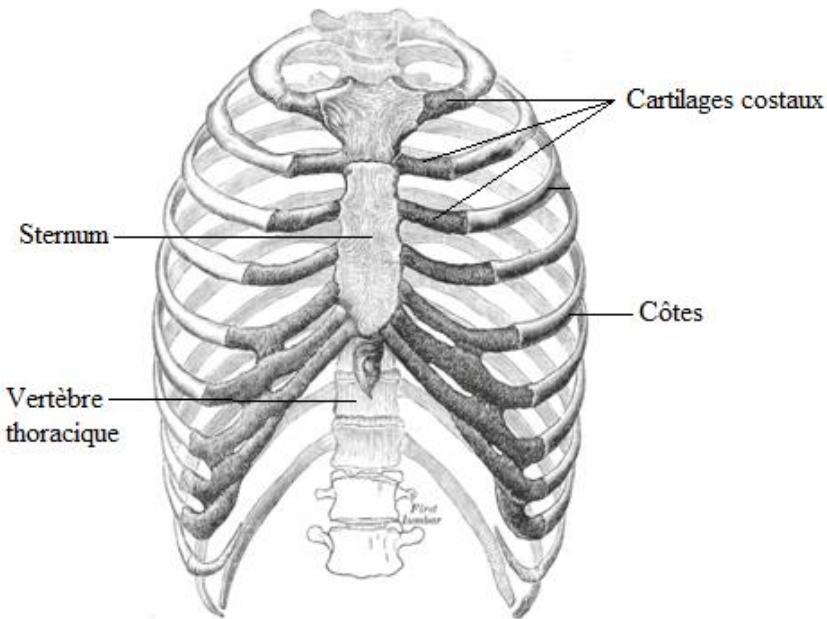


Figure 1-6: Anatomie de la cage thoracique (adapté de Gray, Henri, 1918)

1.1.4 L'abdomen

La cavité abdomino-pelvienne s'étend du thorax jusqu'au bassin et peut être divisée en deux parties. La partie supérieure est la cavité abdominale et renferme la plupart des organes du système digestif. La partie inférieure est la cavité pelvienne et renferme le système génito-

urinaire. La paroi abdominale composée des muscles abdominaux et de tissus adipeux protège les organes puisqu'il n'y a pas de structure osseuse. Pour faciliter l'étude de la cavité abdomino-pelvienne, il est possible de la diviser en neuf régions au moyen de deux plans transverses et deux plans sagittaux. Ces régions sont montrées à la figure 1-7 (Marieb, 2005).

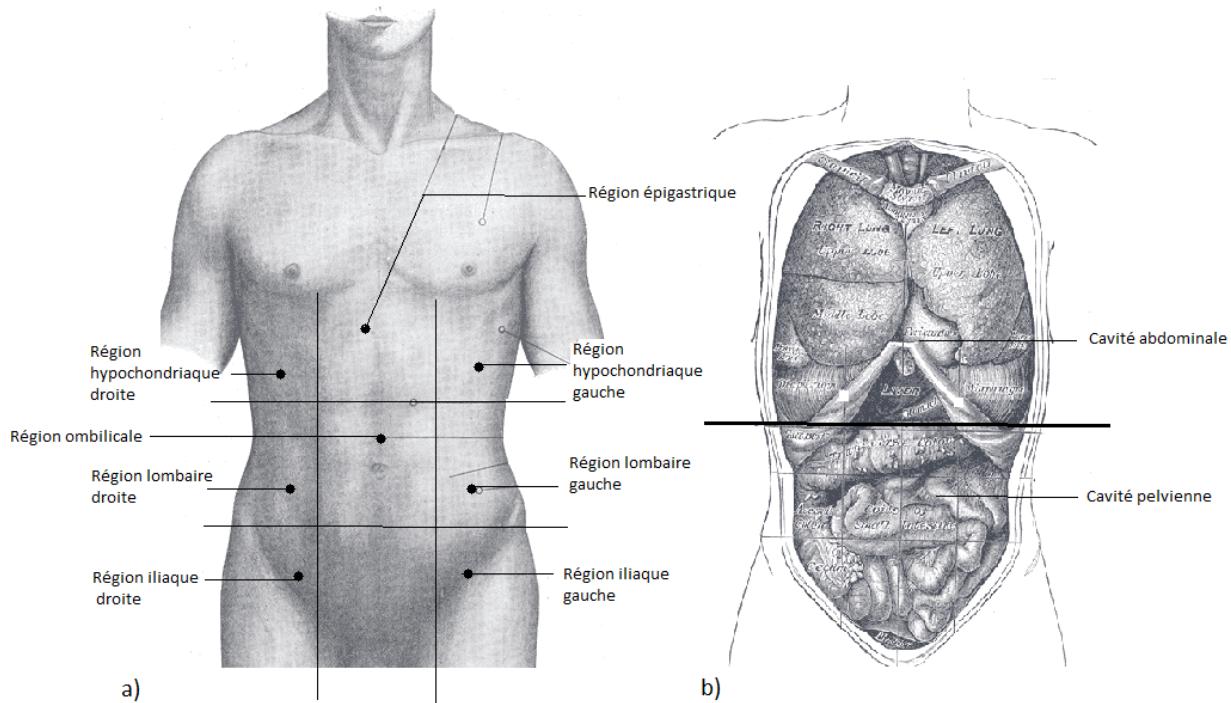


Figure 1-7: L'abdomen a) régions anatomiques de l'abdomen b) anatomie de l'abdomen

(adapté de Gray, Henri, 1918)

1.1.5 Le bassin

Le bassin est constitué d'un ensemble d'os dont la forme globale présente une forme d'entonnoir. Il peut être divisé en quatre principales structures dont deux os coxaux latéraux, le coccyx et le sacrum en postérieur. Les os coxaux, aussi appelés os iliaques, forment la ceinture pelvienne et permettent le transfert du poids jusqu'aux membres inférieurs (Marieb, 2005).

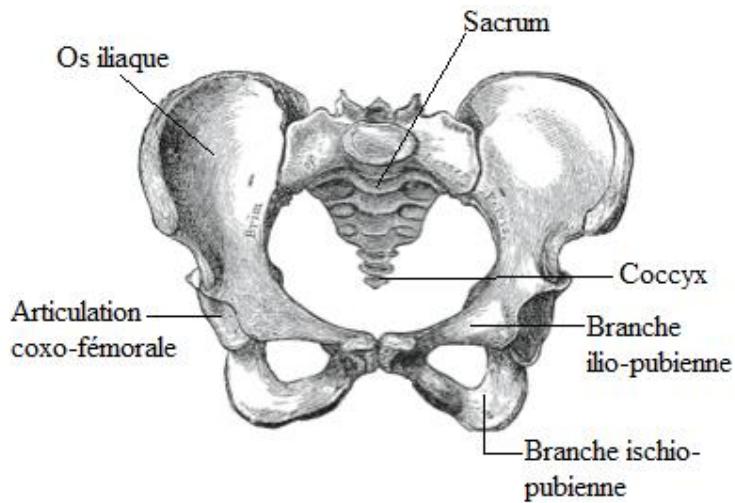


Figure 1-8: Anatomie du bassin (adapté de wikipedia.org)

1.1.6 La biomécanique du tronc humain

Chaque structure du tronc humain possède sa fonction et ses propres caractéristiques anatomiques. Ce sont toutes ces structures mises en relation qui font que le tronc agit comme un seul ensemble. Ainsi, la colonne vertébrale peut accomplir différents mouvements dans les trois plans de l'espace. Ces mouvements sont étudiés en appliquant les principes de la biomécanique. Le domaine de la biomécanique utilise les principes mécaniques appliqués pour la résolution de problèmes reliés aux structures et aux fonctions des organismes vivants. Ainsi, la biomécanique appliquée au tronc humain implique principalement l'étude du fonctionnement de la colonne vertébrale et sa liaison avec les extrémités supérieures et inférieures du corps par la ceinture scapulaire et le bassin. Les mouvements pouvant être accomplis par le tronc sont guidés par les caractéristiques anatomiques des structures osseuses (les vertèbres, la cage thoracique et le bassin) reliées ensemble et supportées par des tissus mous (les disques intervertébraux, les ligaments et les muscles). La combinaison des différentes interactions entre les composantes permet au tronc de bouger en flexion antérieure et en extension dans le plan sagittal, en flexion latérale dans le plan coronal (autour de l'axe antéro-postérieur) et en rotation dans le plan transverse (Hall, 1995).

L'amplitude des mouvements pouvant être réalisés est limitée par les facettes articulaires, les disques intervertébraux et la tension créée par la présence des ligaments. Les facettes articulaires supérieures et inférieures des vertèbres s'articulent avec celles des vertèbres positionnées au-dessus et au-dessous. Leur contact permet de guider et de limiter les mouvements de flexion latérale, d'extension et de rotation. Le disque intervertébral quant à lui permet l'interdépendance entre chaque vertèbre. L'anneau fibreux agit mécaniquement comme un ressort en tension pour retenir les vertèbres ensemble et le noyau agit comme un roulement à bille composé de gel incompressible sur lequel les vertèbres glissent lors des déplacements (Hall 1995; Versier 2012).

Un nombre important de ligaments permet de supporter et de stabiliser la colonne vertébrale lors de l'exécution des mouvements. Un ligament est en fait une bande solide et élastique composée de fibres de collagène qui relient un os à un autre os. Ces ligaments, en s'étirant et en se rétractant, agissent comme un système de câblage complexe pour soutenir la colonne vertébrale. Les ligaments communs antérieur et postérieur relient les corps vertébraux des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires et limitent, par leur mise en tension, les mouvements de flexion et d'extension. Les vertèbres adjacentes sont aussi reliées ensemble par d'autres ligaments comme les ligaments surépineux (qui relient les processus épineux des vertèbres) et les ligaments interépineux (qui relient les processus transverses des vertèbres) qui sont sollicités lors d'un mouvement en flexion antérieure. Pour les mouvements de rotation, les ligaments sont moins sollicités puisque ce sont plutôt les facettes articulaires qui les limitent. Un autre ligament important est le ligamentum flavum qui assure le maintien de la colonne vertébrale. Ce dernier est en tension même lorsque le rachis est en position de référence anatomique et applique une compression constante sur les disques pour accroître la stabilité (Hall, 1995).

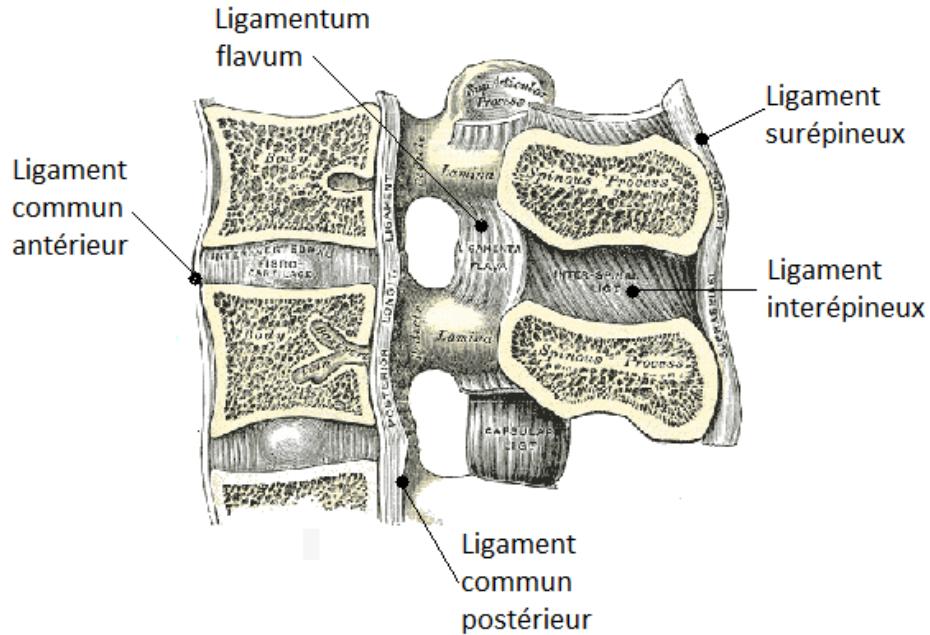


Figure 1-9: Anatomie des ligaments de la colonne vertébrale (adapté Gray, Henri, 1918)

Accompagnant les ligaments, il existe aussi plusieurs groupes musculaires qui permettent les mouvements de la tête et du tronc. On distingue principalement les muscles longs qui sont responsables des mouvements d'extension et de flexion ainsi que les muscles courts qui contribuent aux mouvements de rotation et à la stabilisation de la colonne vertébrale. Ils sont présents par pairs, chacun étant présent symétriquement de chaque côté du corps. Les muscles qui permettent les mouvements du tronc et des membres sont appelés muscles squelettiques et sont composés de tissus excitables qui permettent la contraction musculaire. En se contractant, les fibres musculaires se raccourcissent et viennent tirer sur les structures pour initier le mouvement. Pour les mouvements de flexion latérale et de rotation, les muscles agissent de façon unilatérale tandis que pour les mouvements de flexion antérieure et d'extension, ils agissent de façon bilatérale. C'est la collaboration entre les différents groupes musculaires qui permet au corps de réaliser des mouvements fluides et précis (Hall, 1995).

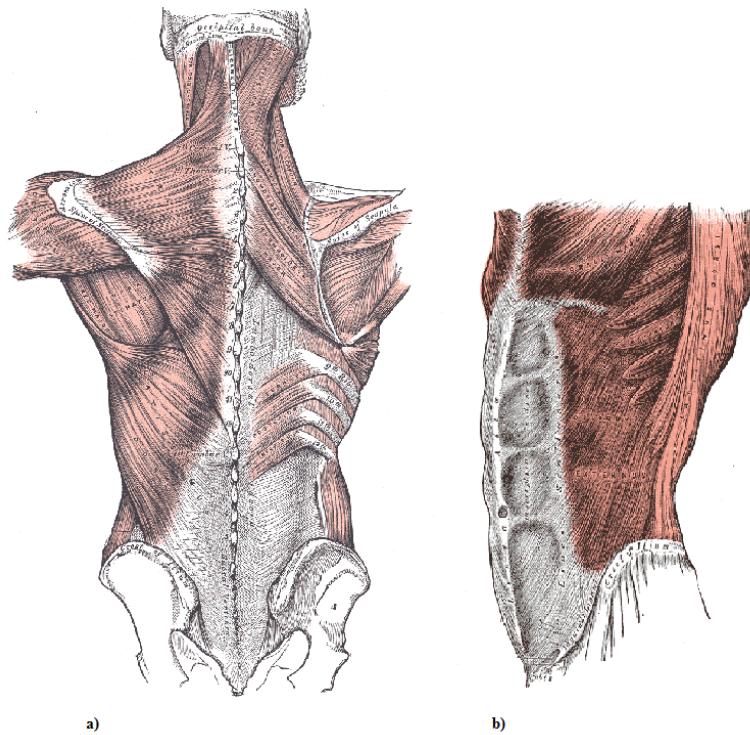


Figure 1-10: Muscles du tronc humain a) muscles postérieurs (superficiels à gauche et profonds à droite) b) muscles latéraux et antérieurs (adapté de Gray, Henri, 1918)

Différentes forces viennent agir sur le rachis en fonction de la position du corps et du mouvement accompli. Ces forces incluent le poids du corps, la tension ligamentaire, la tension musculaire, la pression intra abdominale et les charges externes appliquées comme par exemple une charge placée dans les mains ou sur les épaules. Lorsque le corps est placé debout, en position physiologique, le centre de gravité est positionné dans le plan sagittal et toutes ces forces contribuent à maintenir une compression axiale sur les structures osseuses et tissulaires pour maintenir l'équilibre postural. Lors de la réalisation de mouvements, le centre de gravité est déplacé ce qui implique l'application de moments sur les vertèbres et les disques intervertébraux et une activation musculaire plus importante. Par exemple, lors du passage de la position assise à debout, le centre de gravité est déplacé vers l'avant, ce qui pousse le corps en flexion antérieure. Pour maintenir cette position ou pour se lever debout, un moment équivalent créé par l'activation des muscles postérieurs doit venir contrebalancer le poids du corps. C'est par ce principe de combinaison et d'équilibre des forces (ligamentaires, musculaires et du poids du corps) que certaines positions impliquent que plus de forces sont appliquées sur les structures (Hall, 1995; Versier, 2012).

1.2 La scoliose idiopathique de l'adolescent

1.2.1 Définition et description de la pathologie

La scoliose idiopathique se définit comme étant une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace. La scoliose structurale comprend une déformation en forme de "S" dans le plan frontal et une rotation vertébrale responsable d'une gibbosité et d'une modification de l'équilibre du patient. La scoliose est dite " de l'adolescent" lorsqu'elle est décelée chez des patients âgés de dix ans et plus n'ayant pas atteint la maturité squelettique (Khouri, Vialle, Mary, & Marty, 2004). Le terme idiopathique réfère au fait que la cause de la déformation est de source inconnue et que la scoliose n'est pas la conséquence d'une autre maladie. En effet, l'étiopathogénèse de la scoliose n'a pas encore été démontrée. On soupçonne des facteurs génétiques, héréditaires, hormonaux ou environnementaux et les relations complexes entre ces différents facteurs et la condition scoliotique font évoquer une origine multifactorielle (Negrini et al., 2012). Globalement, environ 80% des cas de scoliose idiopathique sont déclarés à l'adolescence, la scoliose pouvant aussi être infantile ou juvénile. La prévalence de la maladie est de 2 à 3% dans la population générale mais touche en majorité les filles dans le cas de courbure nécessitant un traitement (Lou, et al., 2002). La pathologie est le plus souvent découvert par une observation externe du corps qui présente une bosse dans le dos, une asymétrie au niveau des épaules ou la proéminence d'une omoplate par rapport à l'autre (DeWald, Arlet, Carl, & O'Brien, 2003).

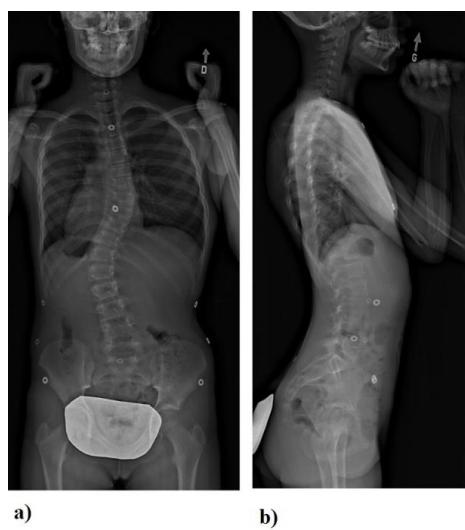


Figure 1-11: Image de la scoliose a) radiographie postéro-antérieure b) radiographie latérale

1.2.2 Évaluation et mesure des déformations scoliotiques

1.2.2.1 Examen clinique

Lorsque le médecin perçoit des déformations caractéristiques à la scoliose, un examen du tronc du patient doit être réalisé. La scoliose étant une déformation tridimensionnelle, le patient doit être examiné de dos, de face et de profil. L'examen implique généralement une évaluation clinique de la gibbosité (ou bosse dans le dos) et de la rotation de la cage thoracique. La gibbosité, conséquence de la rotation vertébrale, est un signe pathognomonique de la scoliose. Elle est formée par la saillie des côtes du côté convexe de la courbure. Afin d'évaluer la gibbosité, le médecin demande au patient de se placer en flexion antérieure (debout et penché en avant). Un scoliomètre est alors utilisé pour mesurer la valeur clinique de la rotation vertébrale en degrés. Le centre de ce dernier doit être placé vis-à-vis la colonne vertébrale et la mesure doit être prise sur le point le plus saillant de la gibbosité. Par la suite, une radiographie postéro-antérieur est prescrite par le médecin. Dans plusieurs centres, une radiographie latérale est aussi réalisée. Cette étape permet d'abord de vérifier si la scoliose n'est pas causée par une autre maladie. En effet, l'observation des radiographies peut permettre de découvrir si la scoliose est congénitale, neuromusculaire ou associée à un syndrome développemental ou une tumeur (Cassar-Pullicino & Eisenstein, 2002). La prise de radiographies a ensuite comme objectif de permettre la caractérisation et la mesure de la courbure.

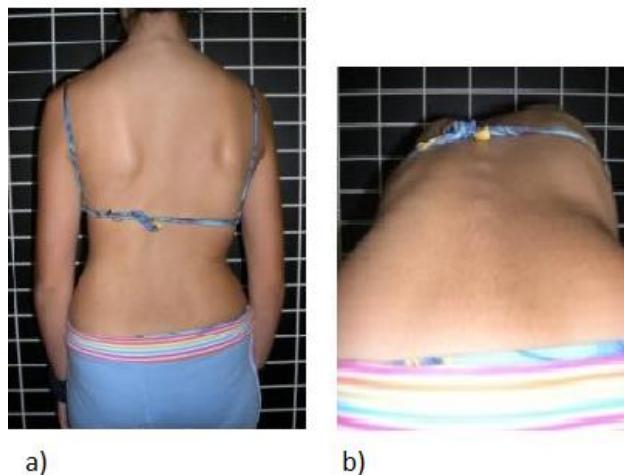


Figure 1-12: a) Assymétrie des épaules b) Proéminence de la gibbosité lors de la flexion avant
(tiré de Rigo et al. 2006 et wikipedia.org)

1.2.2.2 Angle de Cobb

La méthode la plus courante pour mesurer le degré de courbure de la colonne est la méthode de l'angle de Cobb. L'obtention de cette mesure est un des facteurs dominants pour la prise en charge de la scoliose et influencera directement les décisions de traitement. L'angle de Cobb est une mesure 2D obtenue à partir de la radiographie dans le plan frontal. La mesure de l'angle de Cobb se fait par la projection de droites tangentes au plateau supérieur et au plateau inférieur des vertèbres limites. Les vertèbres limites sont définies comme étant les vertèbres les plus inclinées par rapport à la concavité de la courbure. Il est aussi possible de mesurer les courbures physiologique dans le plan sagittal en utilisant les plateaux supérieur et inférieur des vertèbres ciblées (O'Brien, et al., 2005).

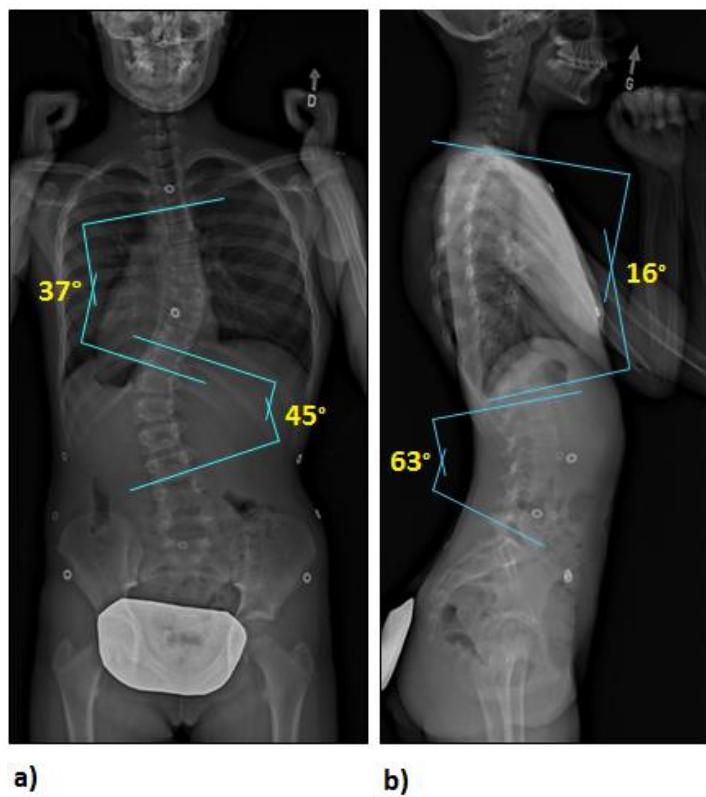


Figure 1-13: Mesure des courbures a) angle de Cobb b) cyphose et lordose

1.2.2.3 Alignement et équilibre postural

La radiographie dans le plan frontal permet aussi de repérer la vertèbre apicale (apex) des courbures scoliotiques. L'apex se définit comme étant la vertèbre la plus horizontale et la plus déviée latéralement par rapport à une ligne verticale (O'Brien, et al., 2005). Chez les patients

atteint de scoliose, un débalancement postural est souvent remarqué. Ce débalancement, qu'on nomme aussi déjettement ou équilibre du patient, implique que la vertèbre T1 n'est pas alignée sur la droite sacrale centrée. On peut mesurer le déjettement sur la vue frontale en millimètres ou de façon angulaire. En clinique, on peut aussi utiliser le fil à plomb qu'on positionne au centre de C7 pour déterminer si la scoliose est équilibrée (si le fil passe par le sillon inter-fessier) ou déséquilibrée (si le fil passe à côté du sillon inter-fessier). De plus, en ce qui concerne la balance posturale, il a été observé que les patients avec un plus grand angle de Cobb étaient moins stables en situation statique et dynamique que les patients avec une plus faible déformation (Dalleau et al., 2011; Haumont, Gauchard, Lascombes, & Perrin, 2011).

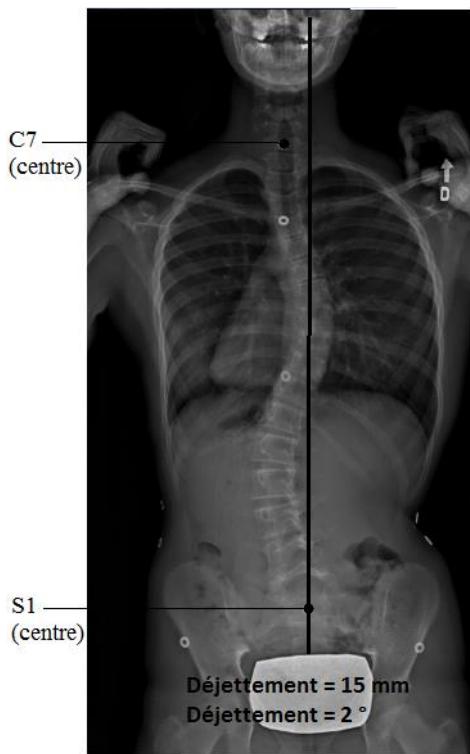


Figure 1-14: Tracé de la ligne verticale pour l'étude du déjettement

1.2.2.4 Évaluation de la flexibilité de la colonne vertébrale

L'évaluation de la flexibilité du rachis est obtenue en évaluant le potentiel de réduction des courbures frontales du rachis (Petit, Aubin, & Labelle, 2002). Elle peut être évaluée dans le cas de patients nécessitant une chirurgie. Il existe différentes méthodes pour évaluer la flexibilité mais la plus couramment utilisée est le test en flexion latérale. Ce test consiste à évaluer la réduction de l'angle de Cobb ainsi que la dérotation de la vertèbre apicale par une série de clichés

radiographiques montrant une inflexion latérale maximale du patient à gauche et à droite. Le principal avantage de ce test est qu'il permet l'évaluation de la mobilité du rachis. Toutefois, il comporte une variabilité dans les résultats qui sont dépendants de la technique d'acquisition et de la coopération du patient (Liu et al., 2010). De plus, cette méthode évalue plus réellement la réductibilité de la courbure que sa flexibilité puisqu'elle ne considère pas les forces impliquées dans l'inflexion volontaire du patient. (Lamarre, 2008).

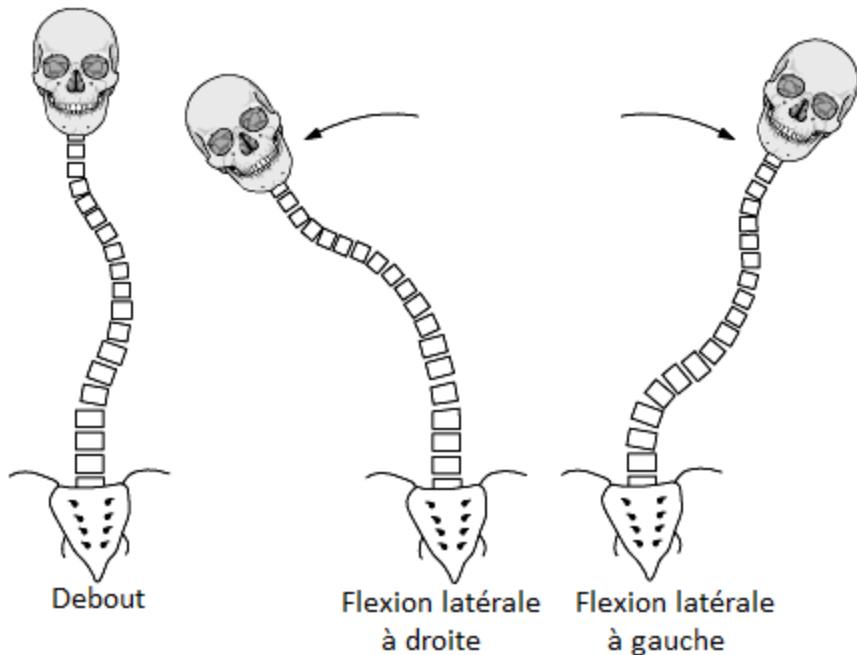


Figure 1-15: Test d'inflexion latérale (selon UW radiology)

Un nouveau type de test de flexibilité en traction a été développée dans le but de standardiser la méthode d'évaluation de la flexibilité de la colonne vertébrale. Cette méthode exploite le principe d'un ressort. Un harnais prenant appui sous les aisselles est installé sur le patient qui est alors soulevé par un système de câbles et de poulies. Le poids du patient agit comme force de traction sur la colonne vertébrale et par la prise d'une radiographie dans le plan frontal, il est possible de connaître l'allongement de la colonne vertébrale. Cette méthode prend en compte les déplacements vertébraux ainsi que les forces externes appliquées par traction pour mesurer la flexibilité de la colonne (Lamarre et al., 2009).

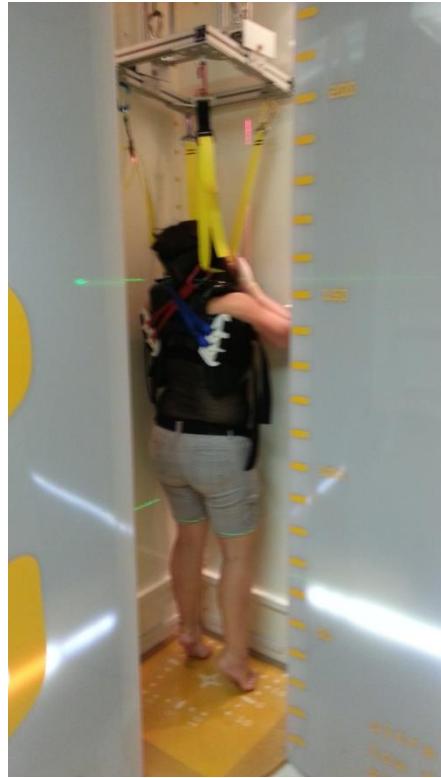


Figure 1-16: Test de suspension de Lamarre (2009) et harnais de Moulin (2013) réalisé dans la cabine du système radiologique EOS

1.2.2.5 Croissance et maturité osseuse

Lors de l'examen par radiographies, le test de Risser est utilisé pour évaluer le niveau de maturité squelettique et apprécier l'évolution de la croissance vertébrale. L'indice de Risser est déterminé en étudiant le niveau d'ossification de la crête iliaque sur une radiographie du bassin dans le plan frontal. L'indice de maturité osseuse est établi sur une échelle de 0 à 5 en fonction de l'apparition et de l'accolement du cartilage de croissance de la crête iliaque. Le stade 0 correspond à l'immaturité squelettique et est défini par l'absence de cartilage. Le stade 5 correspond à une soudure complète du cartilage et marque la fin de la croissance osseuse. Les stades 1 à 4 correspondent aux différents niveaux d'évolution de maturité osseuse avant l'atteinte du stade 5 (Punter, 2002). Pour les filles, la ménarche, qui se définit comme l'apparition des premières menstruations, permet aussi de donner une indication du stade de maturité squelettique. Ainsi, un

squelette est considéré immature jusqu'à un an après la ménarche ou jusqu'au stade de Risser 2 (Min, 2011).

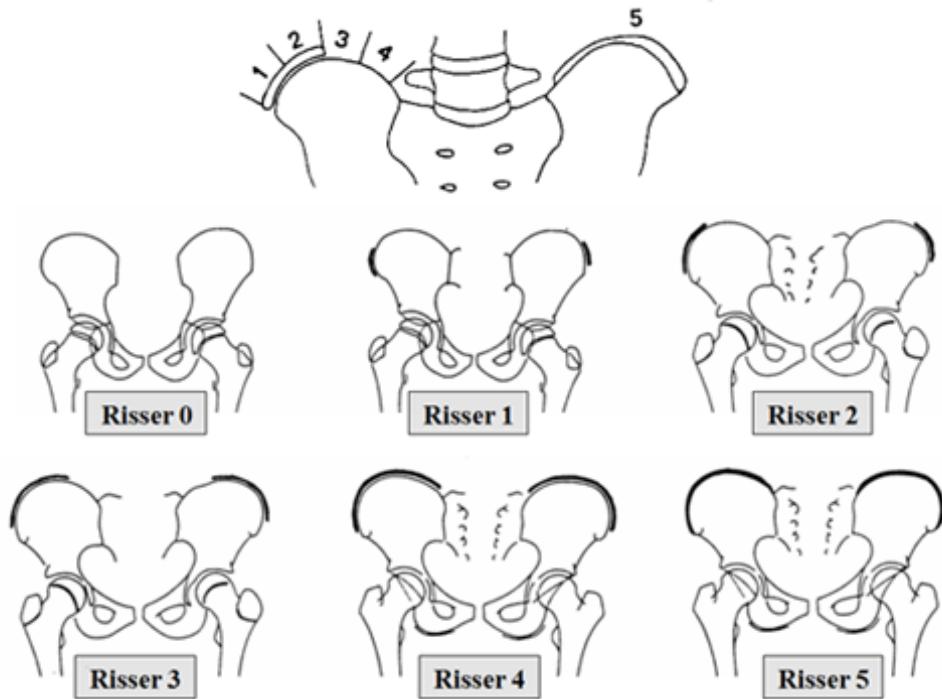


Figure 1-17: Test de Risser (tiré de pediaos.fr)

1.2.2.6 Progression de la courbure scoliootique

Lorsque la pathologie est détectée, la principale préoccupation concerne l'évolution de la courbure scoliootique. Les facteurs connus comme ayant une influence sur la progression de la courbe sont le potentiel de croissance, qui inclut l'âge et le niveau de maturité squelettique, ainsi que les caractéristiques de la courbure, qui incluent la forme et le degré de la courbure. En général, on retrouve un plus grand risque de progression chez les patients pour lesquels la scoliose est découverte très jeune et pour les filles, avant la ménarche. Ainsi, plus le résultat du test de Risser est bas, plus les risques de progression sont élevés. En ce qui concerne la forme et le degré de déformation de la courbure, les patients qui n'ont pas atteint la maturité squelettique et qui présentent une courbure double ou un degré de courbure élevé sont plus propice à progresser que les patients présentant une courbure simple ou un faible degré de déformation (DeWald, et al., 2003).

Des facteurs biomécaniques peuvent aussi aider à expliquer le caractère progressif des courbures scoliotiques. Les patients atteints de la scoliose présentent des vertèbres et des disques intervertébraux dont la forme est affectée par la maladie. Les corps et disques vertébraux deviennent cunéiformes. En effet, les déformations scoliotiques ont comme conséquence l'application d'un chargement vertébral asymétrique qui produira, selon le principe de Hueter-Volkmann, une croissance asymétrique des vertèbres (Villemure, Aubin, Dansereau, & Labelle, 2004). Ce principe de modulation de la croissance affirme qu'une compression mécanique retarde la croissance osseuse et qu'une diminution de la compression comparativement à un chargement normal l'accélère (Stokes, 2002). Cette situation donne lieu à un " cercle vicieux" puisque les vertèbres affectées par la déformation sont soumises à des chargements asymétriques de plus en plus importants, ce qui contribue à aggraver la déformation (Aronsson & Stokes, 2011; Clin, et al., 2010; Stokes, 2007). Malgré la connaissance de ces facteurs et de ces principes, il est encore impossible de déterminer si une courbure scoliotique progressera ou se stabilisera. Un suivi de la progression est donc réalisé par l'observation de radiographies prescrites aux 6 mois jusqu'à la fin de la croissance.

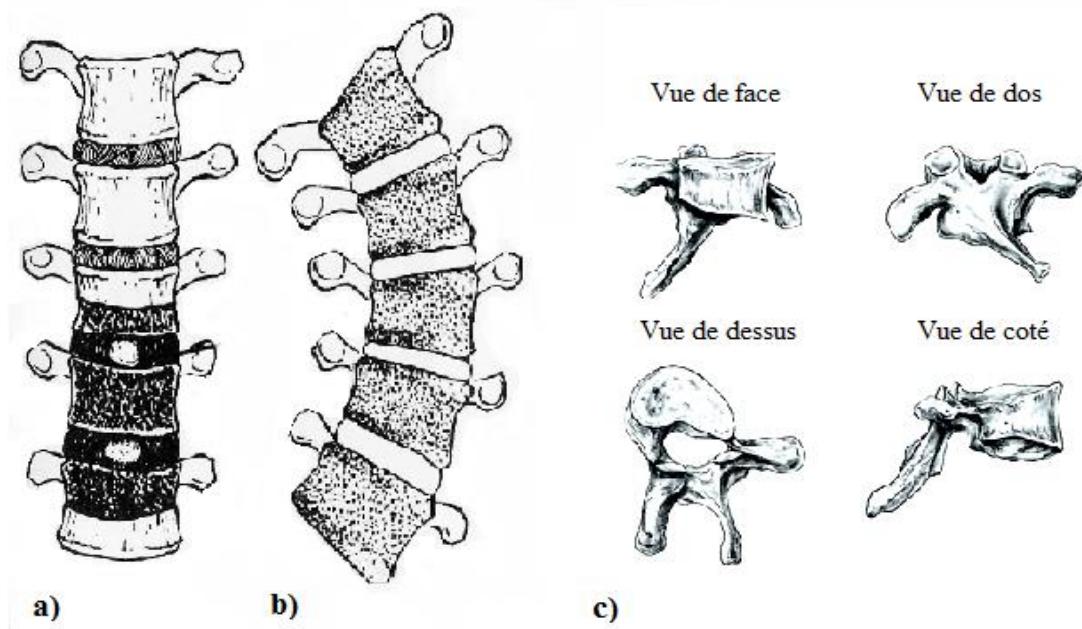


Figure 1-18: Déformation cunéiforme des vertèbres a) rachis sain b) rachis scoliotique c) déformation vertébrale vue de différents côtés (adapté de biomedsearch.com et de gremmo.net)

1.2.2.7 Traitement de la scoliose idiopathique

Environ 10% des sujets atteints de scoliose voient leur courbure progresser au fur et à mesure de la croissance. Selon le diagnostic posé et l'évaluation clinique du patient, différentes options de traitement sont proposées. Pour les courbes présentant un angle de Cobb entre 10° et 20°, aucun traitement n'est habituellement prescrit mis à part un suivi chez le médecin. Pour les courbes modérées dont l'angle de Cobb est situé entre 20° et 45°, un traitement par corset orthopédique est prescrit. Finalement, pour les courbures plus sévères de 45° et plus, un traitement chirurgical est le plus souvent considéré car une scoliose de cette importance a tendance à progresser à plus ou moins long terme (Aronsson & Stokes, 2011; Clin, et al., 2010; Min, 2011; Trabish, et al., 2010). D'autres traitements basés sur la physiothérapie, la kinésiologie ou la chiropractie sont parfois prescrits mais ils agissent à titre de complément aux autres traitements pour renforcer et assouplir les muscles de maintien du rachis (Aronsson & Stokes, 2011).

En ce qui concerne le traitement par la chirurgie, il s'agit de corriger la déformation par l'installation d'un système de vis pédiculaires et de tiges métalliques. Ce type d'instrumentation de la colonne vertébrale implique le fusionnement de certains segments de la colonne. Lors de la réalisation de ce type de chirurgie, il en résulte une rigidification des segments vertébraux instrumentés et une concentration des forces en bas de la partie fusionnée. Cela peut parfois occasionner une dégénération du disque intervertébral et des douleurs au dos. C'est aussi un processus très invasif qui peut engager des complications neuromusculaires, sanguine ou des infections postopératoire (Aronsson & Stokes, 2011; Trabish, et al., 2010). C'est pour cette raison que des recherches se concentrent actuellement à développer des techniques chirurgicales minimalement invasives pouvant être appliquées pour moduler la croissance vertébrale. Ce type de chirurgie consiste à installer des agrafes pour serrer les disques et les plaques de croissance du côté convexe de la courbure. Cette méthode est basée sur le principe de Hueter-Volkmann et vise à stabiliser les forces asymétriques appliquées sur les vertèbres pour remodeler celles-ci lors de la croissance (Aronsson & Stokes, 2011).



Figure 1-19: Chirurgie pour la scoliose a) déformation initiale b) instrumentation par vis pédiculaires

À titre de traitement préventif pour la chirurgie, le traitement par corset orthopédique est à ce jour le traitement non-opératoire le plus prescrit. L'objectif de ce traitement est de stabiliser la courbure en stoppant sa progression afin d'éviter la chirurgie. Il est prescrit pour le traitement de courbes modérées aux patients pour lesquels il reste au moins deux ans de croissance. Il existe plusieurs types de corsets, certains devant être portés toute la journée, d'autres seulement la nuit. Il n'existe pas de consensus quant au meilleur traitement par corset et le choix du type de corset dépend souvent des préférences du chirurgien et des compétences de l'orthésiste (Fayssoux, Cho, & Herman, 2010).

1.2.3 Traitement par corset orthopédique

1.2.3.1 Types de corsets

La prise en charge actuelle des patients atteints de scoliose idiopathique avec le traitement par corset orthopédique est issue d'une histoire s'étendant sur plus de deux millénaires. Hippocrate (460 avant J.C.) est le premier à avoir documenté l'utilisation de la traction pour le traitement des déformations vertébrales. Cinq siècles plus tard, Galien de Pergame ajoute le principe

d'application de pression sur les déformations en combinaison avec la traction. Ce n'est qu'au XVIème siècle qu'apparaît le premier corset fabriqué par Ambroise Paré (1510-1590), un chirurgien de l'armée française. Il a décrit l'utilisation d'un corset métallique muni de trous (afin d'en diminuer le poids) qui permettait de réduire la déformation en utilisant l'extension et la pression directe. Il est aussi le premier à noter que l'utilisation du corset n'était efficace que sur les sujets n'ayant pas atteint la maturité squelettique. En 1895, une découverte viendra révolutionner l'étude et le traitement de la scoliose. Wilhelm Conrad Roentgen découvre ce qu'il nommera rayons-X. Avec ce nouveau type de radiation, les physiciens pourront étudier l'anatomie du squelette sans la dissection. S'ensuit l'ère pré moderne des corsets durant laquelle des plâtres appliqués sous traction seront la principale méthode de traitement préopératoire pour la scoliose. Par la suite, avec l'amélioration des connaissances sur la scoliose idiopathique, plusieurs avancées dans la fabrication de corsets amovibles sont établies. C'est ce qui marque le début de l'ère moderne du traitement par corset (Fayssoux, et al., 2010).

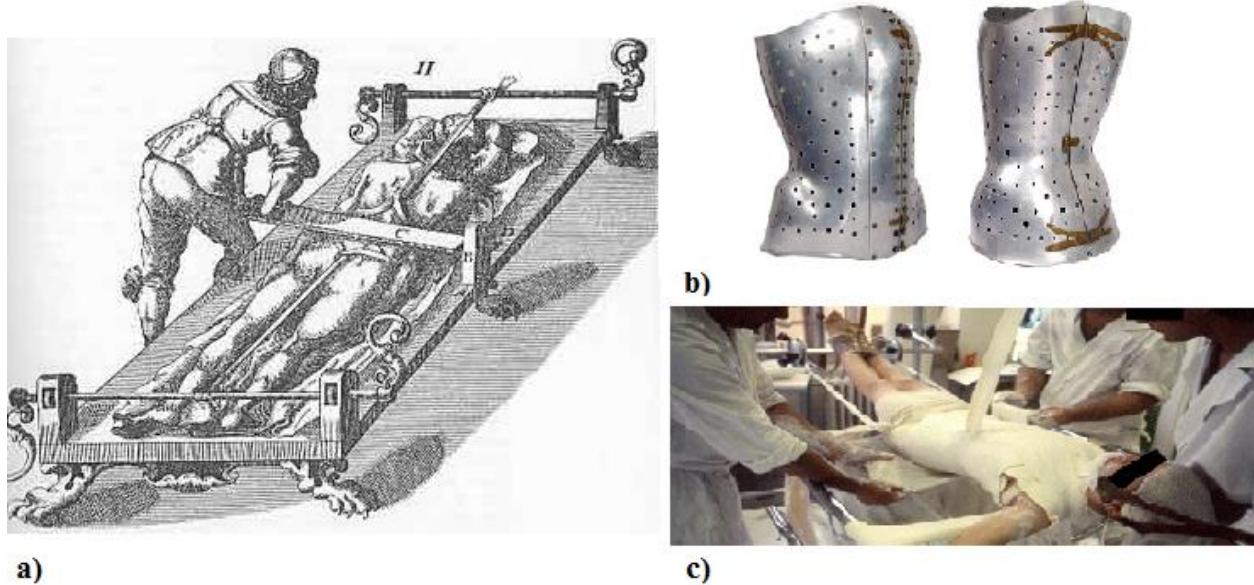


Figure 1-20: Ancêtres des corsets a) combinaison des pressions et de la traction par Galien de Pergame (tiré de demauroy.net) b) corset métallique par Ambroise Paré (tiré de demauroy.net) c) application d'un plâtre sous traction (tiré de pediaos.fr)

1.2.3.2 Corset de Milwaukee

Walter Blount et ses collègues introduisent le corset de Milwaukee en 1958. C'est le premier corset amovible moderne destiné au traitement non-opératoire de la scoliose idiopathique. La version originale de ce corset CTLSO (orthèse cervico-thoraco-lombo-sacrée) est composée de trois mâts métalliques rattachés à une ceinture pelvienne moulée. Les mâts verticaux et la ceinture permettent de soutenir des bandes axillaires et des coussins d'appui thoracique et lombaire qui permettent une correction de la déformation par l'application de forces correctives transverses. Un anneau cervical est positionné à l'extrémité des mâts verticaux et permet l'extension de la colonne vertébrale. Pour atteindre sa pleine efficacité, le corset de Milwaukee doit être porté 23 heures par jour (Fayssoux, et al., 2010; T. Maruyama, Takesita, Kitagawa, & Nakao, 2011).

Pour plusieurs, le corset de Milwaukee reste le traitement le plus efficace mais son utilisation a grandement diminué depuis l'apparition de corset au profil plus bas et plus léger (Lonstein & Winter, 1994; Rowe et al., 1997). En effet, le taux d'acceptation de ce traitement est plus faible que pour les autres types de corsets car il a un impact plus important sur les fonctions psychosociales de l'adolescent par rapport à l'image corporelle, l'estime de soi et l'inconfort rapporté par l'anneau cervical. Dans le souci de fournir un traitement par corset mieux toléré par les patients, une variété de corsets au profil plus bas ont été créés dans les années suivant les travaux de Blount (Fayssoux, Cho, R.H., Herman, M.J., 2010; T. Maruyama, Takesita, K., Kitagawa, T., Nakao, Y., 2011).

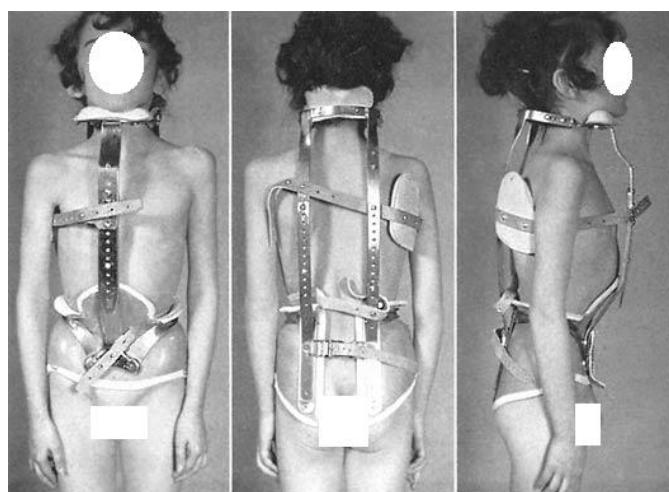


Figure 1-21: Corset de Milwaukee

1.2.3.3 Corset de Boston

En 1972, afin d'accompagner les patients et dans le but d'utiliser un traitement moins restrictif John Hall et William Miller ont créé un corset TLSO (Orthèse thoraco-lombo-sacrée) dont la composition est basée sur l'assemblage de six modules préfabriqués de différentes grandeurs. L'ajustement personnalisé de ces modules permet d'adapter l'orthèse pour la correction de différents types de courbures. Ce système a été conçu pour être porté durant de longues périodes (entre 16 et 23 heures par jour) et permet la correction de courbures dont l'apex est situé entre T6 et L4. Aujourd'hui, on retrouve deux types de fabrication. La première est l'utilisation des modules préfabriqués et la seconde est la conception personnalisée obtenue par la prise du moule du tronc du patient par l'application de plâtre (Wynne, 2008). Le corset de Boston est la plupart du temps composé d'une extension axillaire qui agit en déplaçant latéralement le haut de la courbe thoracique, d'une extension thoracique qui exerce une force médiale vers le haut sur l'apex et d'une extension trochantérienne qui agit comme bras de levier et comme stabilisateur pour l'équilibre du patient. Une fenêtre thoracique est souvent pratiquée du côté opposé de l'extension thoracique afin de créer une zone d'évasement pour la cage thoracique. Trois principaux coussins d'appui de différentes épaisseurs sont ajoutés au design pour diriger les forces correctives (Emans, 2003; Grivas & Kaspiris, 2011). Les coussins d'appui apicaux appliqués sur la convexité de la courbure sont responsables de la correction passive et les ouvertures et évasements de la concavité adjacente permettent une correction active par la réduction de la courbe dans ces espacements (Fayssoux, et al., 2010). Depuis son apparition, plusieurs versions du corset de Boston ont été développées. Le design original a été adapté dans le but de corriger des déformations spécifiques concernant les courbes thoracique, thoraco-lombaire et lombaire.

Le corset de type Boston est une des orthèses les plus utilisées pour le traitement préventif de la scoliose idiopathique (Sankar, et al., 2007; Visser, et al., 2012). Ce système est populaire puisqu'il est plus confortable et mieux toléré que les corsets hauts. Toutefois, le port d'un corset à temps plein demeure difficile pour un adolescent et des problèmes de participation au traitement («compliance») sont souvent rapportés. L'aspect corporel demeure un facteur important et les problèmes d'inconfort restent fréquents (Fayssoux, et al., 2010; Visser, et al., 2012).



Figure 1-22: Corset de Boston

1.2.3.4 Corset de Chêneau

Un autre modèle de corset fréquemment utilisé aujourd'hui en Europe est le corset de Chêneau qui a fait son apparition en 1979. Il est composé d'une coque asymétrique (lorsque observé dans le plan coronal). En fait, son principe correctif est réalisé par l'application de translations de sections du corset vis-à-vis les apex et par l'utilisation de contre-appuis. Ces translations représentent le moyen d'application de pression de ce corset au niveau des apex et par l'utilisation de contre-appuis. Du côté opposé aux translations de la coque du corset, des fenêtres d'échappement sont découpées afin de permettre au tronc de fuir les zones de pression. L'ouverture du corset est pratiquée à l'avant et celui-ci monte plus haut sur le tronc du patient que le corset de Boston. Contrairement au corset de Boston standard, il n'a pas de coussins d'appuis rajoutés dans la coque. Il est muni de deux ou trois courroies de serrage et d'une attache antérieure haute positionnée sur la région pectorale. Il comprend les mêmes paramètres d'installation que le corset de Boston (pince taille et évasements aux crêtes iliaques) et il doit être porté entre 20 et 23h par jour. Des problèmes reliés à la tolérance du traitement sont aussi rencontrés lors du port du corset de Chêneau. Sa courroie pectorale et les grandes fenêtres d'échappement le rendent peu discret et des problèmes de confort tels que la perte de mobilité du tronc, une restriction lors de la respiration et des douleurs causées par les pressions sont aussi souvent évoqués (Visser, et al., 2012).



Figure 1-23: Corset de Chêneau (tiré d'ortotika.cz)

1.2.3.5 Corset de nuit

Les corsets de nuit ont été développés dans le but d'améliorer la participation et la tolérance des patients scoliotiques au traitement. Le principe de base est de modifier le design du corset dans le but d'augmenter les forces correctives appliquées sur la colonne vertébrale, diminuant ainsi le temps de port du corset. En 1979, Frederick Reed et Ralph Hooper ont créé le corset de Charleston. Le principe d'action de ce corset est de maintenir le patient dans une position de "sur-correction" qui permet dans un premier temps l'inversion des charges appliquées aux vertèbres et dans un deuxième temps l'étirement des tissus mous (Price, Scott, Reed, Sproul, & Riddick, 1997). Plus tard, en 1992, Charles D'Amato et Barry McCoy ont développé un autre type de corset de nuit, le corset de Providence. Ce corset permet la correction des déformations par la combinaison de forces transverses et rotationnelles. Les épaules du patient sont alors désaxées l'une par rapport à l'autre et le tronc est maintenu en rotation (Fayssoux, et al., 2010).

Le temps de port des corsets de nuit se situe entre 8 et 10 heures comparativement à 20-23 heures pour les corsets de Boston et de Chêneau. Ces traitements sont généralement plus efficaces lorsque le patient est flexible et lorsque la courbure scoliotique est simple. En effet, dans le cas des courbures doubles, le fait d'appliquer de grandes forces sur la courbe primaire peut aggraver la courbe secondaire. De plus, ce type de corset est souvent plus recommandé pour les courbes de moindre amplitude (Price, et al., 1997).

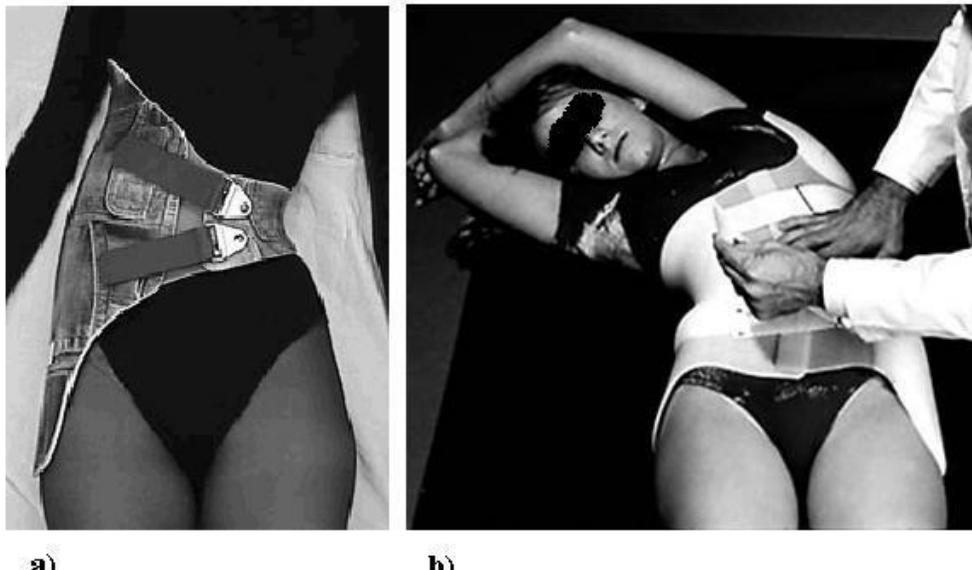


Figure 1-24: Corsets de nuit a) corset Providence b) corset Charleston (tiré de spinaltech.com)

1.2.3.6 Fabrication des corsets

Pour la fabrication des corsets orthopédiques, la méthode classique est basée sur l'utilisation d'un moule en plâtre obtenu à partir du tronc du patient. Lors de la prise de l'empreinte, le patient est le plus souvent couché sur le dos puisque cette position permet une précorrection des déformations. L'orthésiste applique ensuite une pression latérale avec ses mains dans le but de pré-corriger un peu plus la forme du tronc pour l'étape du moulage. Du plâtre est alors appliqué sur le patient qui est maintenu dans cette position jusqu'au séchage complet. Le moule est ensuite retiré et rempli de plâtre pour créer une réplique du tronc pré-corrigé du patient. Cette copie du tronc peut aussi être sculptée et modifiée, par exemple en ajoutant de la matière pour créer des évasements aux crêtes iliaques. L'étape suivante consiste à mouler un thermoplastique sur le moule en plâtre pour créer la forme du corset. Certains orthésistes vont parfois mouler une couche de mousse avant le moulage du thermoplastique afin de pouvoir ajouter des appuis correctifs de mousse lors de l'installation avec le patient (comme dans le cas du corset de Boston). Le corset est par la suite installé sur le patient et les derniers ajustements sont réalisés (Fayssoux, et al., 2010).

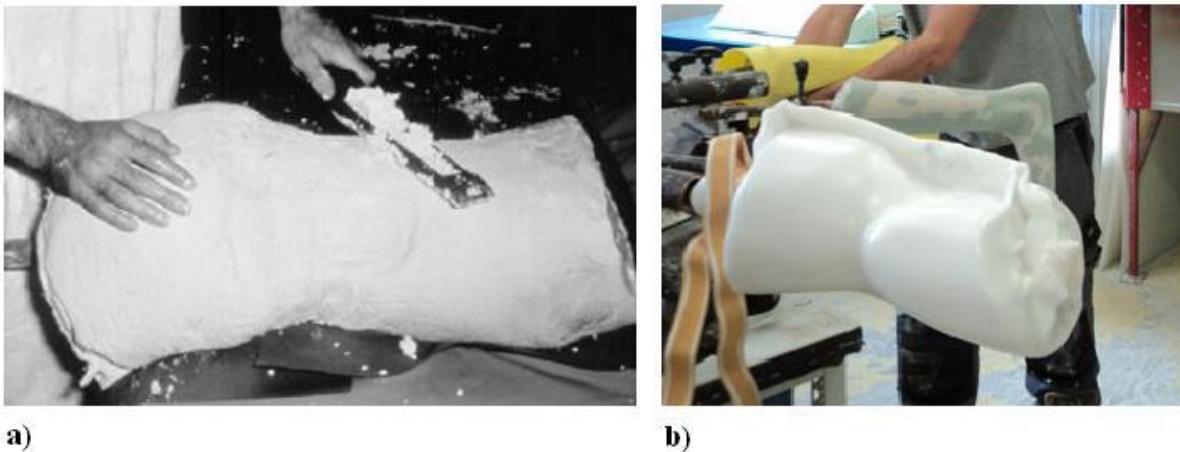


Figure 1-25: Fabrication d'un corset a) moulage et sculptage par plâtre b) thermoformage du plastique sur le moule (tiré de Bowen, 1998 et de orthotech-net.fr)

Certains centres vont privilégier l'utilisation de modules préfabriqués au lieu d'appliquer la technique de fabrication par plâtre. Les modules sont présentés sous un éventail de différentes grandeurs et formes et peuvent être ajustés de façon personnalisée aux patients (Emans, 2003). Cette technique est parmi les plus utilisées pour la fabrication de corset TLSO puisqu'elle s'avère plus rapide que la fabrication par plâtre (Fayssoux, et al., 2010).

Les récentes avancées dans les technologies par ordinateur ont permis l'apparition de nouvelles méthodes pour le design et la fabrication des corsets. Certains centres ont donc remplacé leur technique de fabrication conventionnelle par un système CFAO (Conception assistée par ordinateur/Fabrication assistée par ordinateur). Cette méthode permet de diminuer les coûts et le temps associé à la fabrication des corsets orthopédiques tout en permettant un design personnalisé au patient (Visser, et al., 2012; Wong, 2011). Un logiciel de design tel que Rodin4D (© Groupe Lagarrigue, Toulouse, France) peut être utilisé pour faire la conception de corsets orthopédiques et de différentes orthèses et prothèses. Il est aussi possible de relier ce logiciel de design à une fraiseuse numérique permettant la fabrication de bloc mousse selon le design spécifié.

Afin d'utiliser ces nouvelles technologies, il est d'abord nécessaire d'acquérir la géométrie 3D du tronc du patient. La numérisation du tronc peut être effectuée à partir de scanners commerciaux qui utilisent le laser comme le FastSCAN (©Polhemus, Colchester, VT, É-U), la lumière structurée comme le BodyScan (© TechMed3D, Lévis, Canada) ou le InSpeck (©Creaform, Lévis, Canada).

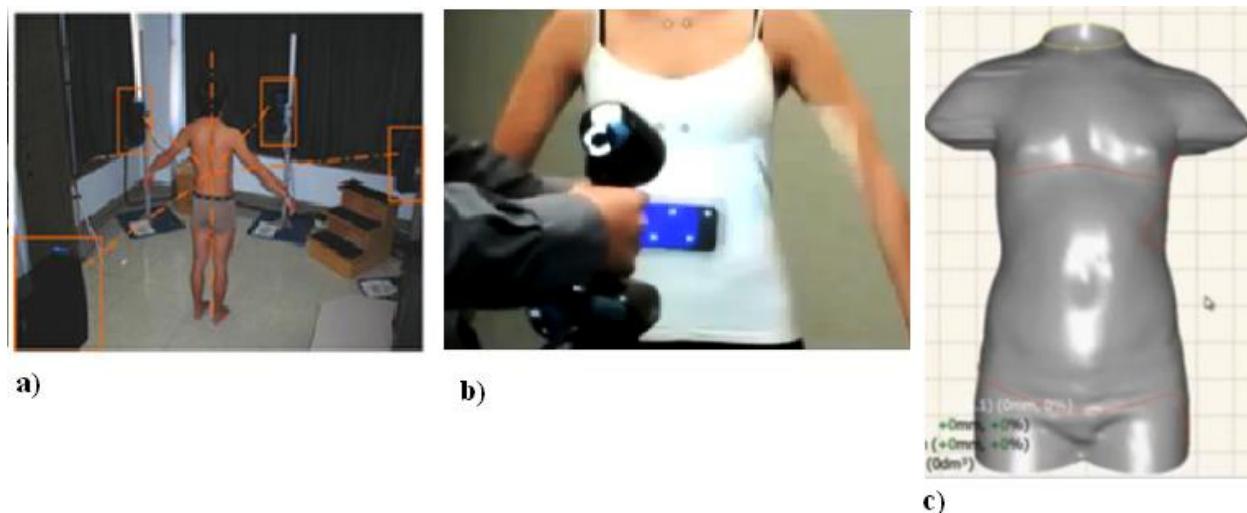


Figure 1-26: Acquisition de la géométrie externe a) topographie de surface (tiré de Desbiens-Blais, 2012) b) utilisation d'un scanner c) géométrie externe obtenue sur un logiciel de design

1.2.3.7 Biomécanique des corsets

Le principe de base des corsets rigides est d'appliquer des forces sur la surface externe du tronc à des points d'appui stratégiques. Ces efforts sont ensuite transmis au rachis par la peau et la couche musculaire sous-jacente. Les forces ainsi transmises permettent d'obtenir une réduction de la courbure scoliotique lors du port du corset. Ce mode d'action vise à renverser l'asymétrie des charges appliquées sur les vertèbres (Clin, 2005). On distingue deux principaux modes d'action correctifs: passif et actif. La correction passive est associée aux poussées du corset pour corriger les déformations rotationnelles et latérales du rachis (Willner, 1984). La correction active est quant à elle décrite comme étant l'action musculaire produite par le port du corset chez certains patients. Les points de pression appliqués par les appuis engendrent une contraction sélective des muscles du tronc qui conduit au redressement du tronc du patient pour "fuir" les zones de pression (Emans, 2003; Odermatt, et al., 2003).

Des études ont été effectuées sur les principes d'application des forces correctives dans les corsets. Par exemple, bien que des auteurs restent incertains par rapport à la présence de corrélation entre la tension des courroies de serrage et la réduction des courbures frontales (Chase, Bader, & Houghton, 1989; Wong, Mak, Luk, Evans, & Brown, 2000), d'autres auteurs ont trouvé une corrélation positive entre la tension des courroies et l'application de force

correctives. Mac-Thiong, Petit et al. (2004) ont trouvé qu'une tension plus élevée et que trois courroies au lieu de deux seraient plus efficaces pour la correction dans le plan frontal. Clin, Aubin et al. (2007) ont élaboré une technique de modélisation par éléments finis qui permet la comparaison de différentes combinaisons de paramètres de conception de corset. Cette technique, permettant aussi d'ajuster la force de serrage des courroies, leur a permis de conclure que la tension des courroies avait une influence dans la correction des courbures.

D'autres groupes de recherche se sont intéressés aux forces appliquées par les parois et les appuis dans les corsets. Par exemple, Lou et al. (2010) ont installé un système de capteurs de force dans le corset de six patients afin d'étudier la biomécanique du corset et la distribution des forces dans ce dernier. En plus de pouvoir indiquer le temps de port du corset, cet outil a permis de mesurer que pour la plupart des patients, les forces appliquées diminuaient dans le temps tandis que le temps de port du corset augmentait. Selon l'étude, la réduction des forces pourrait être due au fait que le tronc du patient se "moule" au corset et fuit plus aisément les points d'appuis (correction active dans le corset) (Lou, et al., 2010). D'autres groupes ont aussi installé des capteurs de pressions dans le corset de patients scoliotiques (MacThiong, et al., 2004; Perie et al., 2003; Pham et al., 2008; van den Hout, van Rhijn, van den Munckhof, & van Ooy, 2002). Les résultats ont permis d'évaluer la variation des pressions dans différentes positions (assise, debout, couchée sur le dos, le ventre et le côté droit, lors de l'inspiration, lors de l'expiration et durant la marche) et à analyser la relation entre les pressions appliquées et la correction vertébrale obtenue. Les pressions étaient en moyenne significativement moins élevées pour les courbes thoraco-lombaires que les courbes thoraciques. Les pressions les plus élevées ont été relevées au niveau du coussin correctif thoracique. Ensuite, le coussin lombaire et le coussin subaxillaire (contre-appui sous le bras opposé à la courbe thoracique) présentaient respectivement les deux autres niveaux pour lesquels les pressions les plus élevées étaient notées. À l'exception des mesures prises en position couchée sur le ventre et lors de l'inspiration, les pressions ne variaient pas beaucoup d'une position à l'autre. Bien que cette étude ait permis de mieux comprendre les pressions appliquées dans les corsets, elle ne fournit pas d'indications sur les seuils de pression maximaux ou sur le confort ressenti par le patient du fait de l'application de ces pressions (Pham, et al., 2008).

1.2.3.8 Évaluation biomécanique des corsets

L'efficacité biomécanique d'un corset est jugée par rapport à sa capacité à stopper la progression de la courbure scoliotique. Toutefois, l'efficacité des corsets demeure un sujet encore discuté (Dickson, 1999; Goldberg, Moore, Fogarty, & Dowling, 2001; Lonstein & Winter, 1994; Noonan, Weinstein, Jaconbson, & Dolan, 1996; Trobish, et al., 2010). Il est important de considérer que l'efficacité du traitement peut dépendre de différents facteurs. Ainsi, en fonction de la hauteur de l'apex, de la localisation des appuis correctifs et de la flexibilité rachidienne du patient, les résultats finaux peuvent varier (Emans, Kaelin, Bancel, Hall, & Miller, 1986; Katz & Richards, 1997; Stokes, 2007). Par exemple, il a été démontré que dans le cas d'un patient ayant une grande flexibilité, un corset qui corrige initialement 50% de la déformation est considéré efficace tandis que dans le cas d'un patient rigide, une correction de 30% serait suffisante (Clin, et al., 2010). D'autres auteurs ont montré qu'il y a une corrélation entre la correction initiale appliquée par le corset sur la colonne vertébrale et l'efficacité du traitement à long terme. Généralement, un traitement par corset sera considéré comme une réussite lorsque l'angle de Cobb calculé à la fin du traitement ne dépasse pas l'angle de Cobb initial de plus de 5° (Coillard, Vachon, Circo, Beauséjour, & Rivard, 2007; Danielsson, Hasserius, Ohlin, & Nachemson, 2007; Nachemson & Peterson, 1995; Schiller, Thakur, & Vachon, 2010). Une correction de l'angle de Cobb est considérée comme un bonus puisque le but principal du corset est d'éviter la progression de la courbure (éviter l'augmentation de l'angle de Cobb). L'efficacité d'un corset est donc caractérisée par l'évaluation des courbures dans le plan frontal. Or, il est connu que la scoliose idiopathique est une maladie qui présente des déformations dans les trois plans de l'espace (Labelle, Dansereau, Bellefleur, & Poitras, 1996). Il y a donc nécessairement d'autres paramètres affectés par le port du corset comme la rotation des vertèbres, la gibbosité et l'équilibre du patient. De plus, les corsets ont souvent un impact sur les courbures dans le plan sagittal. L'application des appuis correctifs des corsets peut entraîner une réduction de la lordose et de la cyphose et créer l'effet d'un dos plat (Labelle, et al., 1996). Des études se sont intéressées à l'effet 3D des corsets et ont démontré que le port du corset pouvait aussi stopper la progression tridimensionnelle des déformations scoliotiques (Labelle, et al., 1996; Willers, et al., 1993). Castro (2003) a pu 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 le rééquilibrage des forces sur les vertèbres, les

empêchant d'aggraver leur déformation (Castro, 2003). Dans le même sens, Clin, Aubin et al. (2010) ont démontré qu'il était possible d'inverser les efforts sur les plaques de croissance vertébrale afin de stopper la cunéiformisation des vertèbres Clin, et al., 2010).

D'autres études se sont intéressées à l'efficacité des corsets en fonction des paramètres choisis pour leur conception. Rigo et al. (2006) ont remis un questionnaire à plus de 20 orthésistes afin que ceux-ci expliquent leur stratégie pour la conception d'un corset destiné au traitement d'une courbure thoracique droite (Rigo et al., 2006). Les orthésistes devaient expliquer leur opinion sur les principes d'action des corsets et sur la localisation optimale des forces correctives selon leur expérience. Plusieurs stratégies différentes en sont ressorties et la vision des orthésistes étaient partagée en ce qui concerne la localisation et la forme des coussins correctifs thoraciques et sur le positionnement de coussinets au niveau de la section pelvienne. Toutefois, tous étaient d'accord sur le principe d'action du système en trois points d'appuis (principe qui utilise des appuis de stabilisation supérieur et inférieur du côté opposé à l'appui correctif). Ils étaient aussi d'accord que la correction dans le plan frontal était une priorité pour l'efficacité du corset. La quantité de réponses différentes regroupées dans ce questionnaire démontre qu'il existe une grande variabilité dans les méthodes de conception des corsets. Cela montre aussi que la technique de conception est présentement réalisée de façon relativement empirique (Rigo, et al., 2006). Les composantes structurelles du tronc telles que la cage thoracique, le système musculaire et la paroi externe du tronc ne sont pas toutes considérées lors de la conception. La méthode se base plutôt sur différents principes d'application de pressions locales (Emans, 2003) ou de flexion du tronc (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 et avec la prise de radiographies. Il peut arriver qu'un corset soit jugé inefficace lors de l'installation et qu'un nouveau corset doive être fabriqué. Présentement, il n'y a pas d'outil sur le marché permettant de prédire l'efficacité d'un corset avant sa fabrication. Toutefois, une étude réalisée par Desbiens-Blais, Clin et al. (2012) a permis la mise au point d'un outil de simulation de corsets qui permet de prédire le résultat de la correction initiale lors de l'installation du corset sur le patient. Le corset peut alors être évalué à l'avance et le design peut être changé s'il est jugé inefficace (Clin, et al., 2010; Desbiens-Blais, Clin, Parent, Labelle, & Aubin, 2012). Cet outil sera expliqué de façon plus détaillée à la section 1.4.

1.2.3.9 Évaluation du confort des corsets

Le confort est un élément qui peut affecter la réussite du traitement par corset et la tolérance du patient par rapport à ce traitement (Visser, et al., 2012). En effet, même si un corset est efficace biomécaniquement, cela ne signifie pas nécessairement que le patient sera confortable lors du port du corset et qu'il sera en mesure de le tolérer. Ainsi, un corset non porté ne pourra être efficace et stopper la progression de la courbure. Le confort est défini comme étant un état de bien-être et d'aisance, en incluant tout ce qui constitue cet état et ce qui y contribue (Larousse, 2012; Mediadico 2013). De manière générale, le confort désigne une situation ressentie comme agréable ou non-désagréable durant laquelle le corps humain n'a pas d'effort à générer pour se sentir bien (Wikipedia, 2013). Le confort est une donnée subjective puisqu'elle peut dépendre de la perception de chacun. C'est un sentiment de bien-être qui a une triple origine : physique, fonctionnelle et psychologique (Fischer, Vischer, 1997). Dans le cadre de ce projet, le terme "confortable" se réfère à un corset qui présente un niveau de confort assez élevé pour pouvoir permettre au patient de le porter toute la journée. Ainsi, un corset tolérable pour le patient ne veut pas dire qu'il sera totalement confortable (comparativement à ne pas porter de corset). C'est pour cette raison que les expressions "diminution de l'inconfort" et "amélioration du confort" seront le plus souvent utilisées. Aussi, il est important de pouvoir différencier la notion de confort de la notion de douleur qui est plutôt associée à une sensation pénible ou une souffrance (Larousse, 2012). Une personne peut ressentir un inconfort sans ressentir de la douleur. Par exemple, il est possible d'avoir de la difficulté à respirer ou encore d'être incommodé par l'humidité lorsque l'on porte un corset et ce, sans ressentir une douleur physique.

Comme mentionné plus haut, la notion générale de confort est composée de trois aspects. Ainsi, le confort des corsets sera aussi séparé en trois niveaux. Tout d'abord, il y a l'inconfort physique du traitement donc ce qui est physiquement ressenti par le patient lorsqu'il porte le corset serré sur son corps. Les éléments d'inconfort physique les plus souvent observés sont de l'humidité dans le corset qui est causée par une grande surface de contact entre la coque du corset et la peau du patient ou encore des pressions trop élevées engendrant des douleurs (Visser, et al., 2012). L'inconfort physique relié aux pressions peut être dérangeant (inconfortable) sans être douloureux mais, il peut aussi mener à de la douleur physique si les pressions élevées causent des lésions tissulaires. L'apparition de plaies de pression ou de frottement est fréquente surtout dans

les corsets pourvus d'une couche de mousse. Des rougeurs ou des ecchymoses peuvent apparaître sur le corps du patient si les pressions appliquées sont trop grandes.

Par la suite, il est possible de distinguer l'inconfort fonctionnel donc, l'inconfort ressenti par le patient durant ses activités quotidiennes. Durant le port du corset, un manque de mobilité de la cage thoracique et du rachis peut causer un inconfort fonctionnel durant la respiration ou la réalisation des mouvements quotidiens. Aussi, la prise d'empreintes en position couchée fournit une forme de tronc aplatie et élargie vers les côtés qui ne respecte pas toujours la physionomie du patient. Cela a pour résultat de comprimer l'abdomen et la cage thoracique lorsque le patient porte le corset durant le jour en position debout ou assise, ce qui peut engendrer un inconfort important.

Finalement, il est aussi possible de distinguer l'inconfort psychologique qui, pour le traitement par corset, se traduit par l'acceptation de la maladie et du traitement par corset pour le patient. Climent et al. ont observé que le type de corset pouvait avoir un impact sur la qualité de vie des patients: un corset plus discret et moins limitatif serait mieux toléré par le patient (Climent & Sanchez, 1999). La participation du patient est aussi affectée par le manque d'esthétisme du traitement. De plus, il est important de considérer l'âge de la population auquel le port du corset s'adresse. En fait, le traitement par corset s'adresse surtout à une population adolescente dans le but d'éviter la chirurgie au moment de la fin de la croissance. La période de l'adolescence peut être plus ou moins difficile pour chaque personne (construction de son identité personnelle, de son estime de soi et rejet des différences) et des facteurs psychologiques importants doivent être considérés pour la réussite du traitement par corset.

Afin de favoriser la tolérance physique du patient à son traitement par corset, le design correctif d'un corset pourrait être limité par un seuil de pression acceptable pour chaque individu où un compromis doit être fait entre la correction recherchée et la tolérance du patient. Il existe des techniques pour évaluer la douleur comme une échelle visuelle analogue (Sriwatanakul et al., 1983). La clinique de scoliose du CHU Ste-Justine emploie aussi des questionnaires pour évaluer l'état psychologique du patient par rapport à sa scoliose et le port du corset. À la connaissance de l'auteure, il n'existe pas de méthode, comme par exemple un questionnaire validé, pour évaluer le confort des corsets orthopédiques de façon plus objective. Habituellement, le confort du patient est évalué verbalement au moment de l'installation et lors des suivis cliniques du traitement. Le plus souvent, les orthésistes se fient à leur expérience clinique pour choisir le design du corset et

l'épaisseur des coussins correctifs utilisés. Toutefois, quelques études sont disponibles en ce qui concerne la quantification du seuil de douleur à la pression, mais rares sont celles s'appliquant au port du corset. Des mesures de la littérature provenant d'un domaine d'étude nommé l'algométrie (ou dolorimétrie) pourraient être utilisées comme données de départ dans l'étude du confort des corsets. L'algométrie est en fait l'étude des seuils de douleur à la pression et a pour but d'étudier la sensibilité d'une personne sur différents repères anatomiques à l'aide d'un instrument nommé algomètre. La composition de base de l'instrument comprend un manomètre relié à un piston cylindrique en caoutchouc dont l'aire est comprise entre 0,5 et 1 cm². Le piston est posé sur le patient, au point anatomique sélectionné, et une pression est appliquée jusqu'à ce que le patient indique verbalement qu'il commence à ressentir de la douleur. La mesure de pression appliquée est relevée sur le manomètre et est définie comme le seuil de douleur à la pression (Fisher, 1987).



Figure 1-27: Utilisation d'un algomètre (tiré de chiromt.com)

Le problème majeur lorsque l'on parle de confort et de douleur est le manque de méthode objective pour quantifier celle-ci. L'algométrie est une méthode semi-quantitative qui combine la subjectivité (signal verbal du patient) et l'objectivité (mesure relevée sur le manomètre) et qui permet d'estimer la sensibilité des tissus à la douleur. Elle vise à établir des seuils de pression à la douleur (PPT) et les données recueillies lors des expérimentations visent le plus souvent à évaluer la perception de la douleur en ce qui concerne les dysfonctionnements musculo-squelettiques et les douleurs chroniques. Ces données sont alors comparées à des données obtenues par le même type d'expérimentation réalisée sur des sujets sains. Plusieurs auteurs se sont intéressés aux

différentes régions du dos (cervicale, thoracique et lombaire) et du corps comme les pectoraux, le sternum, la région axillaire, la région du flanc, le trochanter et l'abdomen (Alfvén, 1993; Dahl, Rosenberg, Jensen, & Kehlet, 1990; Dhondt, Willaeys, Verbruggen, Oostendorp, & Duquet, 1999; Duarte, Goulart, & Penna, 2000; Fisher, 1987; Gottrup, Andersen, Arendt-Nielsen, & Jersen, 2000; Hogeweg, Langereis, Bernards, Faber, & Helders, 1992; Kosek, Ekholm, & Norfemar, 1993; Rasmussen, Grothusen, Rosso, & Schwartzman, 2009; Schenk, Laebli, & Klipstein, 2007; Simms, Goldenberg, Felson, & Mason, 1988; Werner Fels, Sacramento Cunha, Pino Strutz, Gemperli, & Castro Ferreira, 2005).

Concernant les études d'évaluation du confort dans les corsets réalisées sur des patients scoliotiques, le groupe de Visser et al. (2012) s'est intéressé à l'étude d'un design optimal ayant pour objectif d'allier correction et confort du patient. Ils ont donc testé quatre épaisseurs différentes d'appuis correctifs variant entre 0 et 30 mm, à trois endroits sur le tronc (l'abdomen, la région lombaire et la région du flanc au niveau de la cage thoracique) et dans deux positions (assise et debout). Les résultats obtenus sont que l'inconfort du patient augmentait proportionnellement au déplacement du tronc du patient (donc proportionnellement à l'épaisseur du coussin correctif). Aussi, l'inconfort était légèrement plus marqué en position assise qu'en position debout pour l'abdomen mais inversement pour la région lombaire et la cage thoracique. L'inconfort était évalué en utilisant une échelle analogue visuelle (VAS) sur laquelle le patient devait positionner son inconfort, à l'aide d'un curseur, entre les valeurs 0 à 10 sur une ligne horizontale. Les trois régions testées ont montré une sensibilité différente. La région la plus sensible était la région lombaire puis celle de la cage thoracique et enfin l'abdomen. Cette étude ne donne toutefois pas d'indications en ce qui concerne l'amélioration du design des corsets et ne fournit pas de seuils limites de déplacement tolérable pour les patients (Visser, et al., 2012). Une approche d'amélioration de design a été réalisée par Bernard et al. (2005) qui ont testé l'efficacité d'un corset monocoque en carbone considérant le mouvement respiratoire. Le but principal de l'amélioration du design était de donner plus de mobilité à la cage thoracique. La méthode utilisée impliquait de rendre mobile les appuis correctifs avec l'utilisation de carbone précontraint. Un questionnaire en 12 points a été remis à chaque patient dans le but d'évaluer le confort physique et esthétique du corset. Bien que le corset était efficace et bien toléré par 70% des patients, le design élaboré demeure lourd et peu esthétique à cause de la présence de mâts servant de structure de soutien à l'arrière et sur les deux côtés du corset (Bernard et al., 2005).

Il est possible de mesurer cliniquement les pressions exercées par le corset sur le tronc du patient. Même si, à la connaissance de l'auteure, il n'existe pas de charte indiquant des pressions maximales à respecter pour la conception de corset, la mesure de ces pressions peut être utilisée pour aider à prédire l'inconfort du patient. Plusieurs techniques existent pour faire l'acquisition de ce type de mesure. La plus courante implique 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 et pour l'étude des plaies de pression chez des patients à mobilité réduite se déplaçant en fauteuil roulant ou alités (Cousins, Morrison, & Drechsler, 2012; Lampe & Mitternacht, 2010). Dans une étude réalisée sur une nouvelle méthode de conception de corset, Desbiens-Blais (2012) a utilisé une technique développée dans les laboratoires de l'École Polytechnique de Montréal et du CHU Sainte- Justine. Deux matrices de pression ont été personnalisées 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 et permet une meilleure évaluation de l'ensemble des pressions en comparaison de l'utilisation de matrices ponctuelles (petites matrices positionnées au niveau des appuis principaux du corset). La matrice utilisée mesure 110 cm par 80 cm, a une épaisseur de 1 mm et comprend 192 capteurs de pression montés sur un tissu flexible. Chaque capteur est calibré afin de pouvoir mesurer une pression pouvant aller jusqu'à 200 mmHg avec une précision de ± 5 mmHg (Desbiens-Blais, et al., 2012; MacThiong, et al., 2004). Cet outil est complété par un système d'acquisition (FSA 4.0) fourni par le manufacturier de la matrice (Force SensingArray, Verg, Winnipeg, Canada) et un logiciel qui permet de visualiser la distribution des pressions en 2D. Ce type de matrice impliquant des capteurs piézo-électriques est utilisé depuis plus de 10 ans au laboratoire et ne présente aucun danger pour le patient ou l'utilisateur.

1.2.3.10 Système de vérification du temps de port des corsets

Un paramètre important à considérer lors de l'évaluation de l'efficacité du traitement par corset est l'assiduité du patient à suivre le traitement. En effet, en ce qui concerne les corsets de jour, le patient doit le plus souvent porter son corset entre 20 et 23 heures par jour et ce, pendant toute la durée du traitement. Le taux d'assiduité des patients varie entre 20% et 85% par rapport au nombre d'heures indiquées pour le traitement (DiRaimondo & Green, 1988; Fallstrom, Cochran,

& Nachemson, 1986; Willers, et al., 1993). L'atteinte de l'assiduité maximale du patient est un défi majeur dans le traitement par corset. Le peu d'esthétisme et l'inconfort du traitement sont des facteurs qui affectent grandement l'acceptation et la participation du patient (Nicholson, et al., 2003; Visser, et al., 2012). De plus, il est souvent difficile de juger de l'efficacité du traitement si aucune indication objective n'est collectée ou mesurée concernant le respect du nombre d'heures de port du corset. La plupart du temps, le nombre d'heures de port est jugé cliniquement par le médecin ou l'orthésiste en évaluant l'apparence et l'usure du corset, de façon verbale par le patient ou encore par le biais d'un questionnaire. Ces techniques restent toutefois subjectives et il reste difficile de se baser sur celles-ci pour juger de la réelle assiduité du patient à son traitement. Pour pallier à ce manque d'information, différentes techniques permettant d'enregistrer électroniquement le nombre d'heures passées dans le corset ont été développées.

On distingue deux catégories principales de dispositifs d'enregistrement: les moniteurs déclenchés par la pression et ceux sensibles à la température. Les capteurs de température sont les plus souvent utilisés puisqu'ils sont plus discrets et assez fiables. Leur fonctionnement est souvent basé sur le calcul de la différence de température enregistrée à l'intérieur du corset et la température ambiante. Le principe de base est que si le corset est porté, la température enregistrée à l'intérieur du corset sera très proche de la température corporelle (37°C). Il y aura donc une différence significative entre la température ambiante qui oscille habituellement entre 20°C et 25°C (Helfenstein et al., 2006; Rahman et al., 2010; Takemitsu, Bowen, Rahman, Glutting, & Scott, 2004). Un dispositif nommé Cricket (© CreativeMicroDesign Inc., Newark, États-Unis) a récemment été développé et commercialisé par Boston Brace (Avon, États-Unis). Le dispositif a une épaisseur de 0.9 cm et un diamètre de 3 cm. Il peut être inséré discrètement dans la région lombaire du corset et doit être positionné très près de la peau (au plus 5 mm). Il est possible d'utiliser des dispositifs calculant le temps de port du corset par une moyenne de température observée à l'intérieur du corset. Lorsque le corset est porté, la température interne est plus élevée que lorsque le corset n'est pas porté. Le programme de traitement de données associé au dispositif permet de faire une moyenne des températures hautes et une moyenne des températures basses. Ainsi, les données de température relevées par le dispositif sont classées comme "portées" si elles sont égales ou supérieures à la moyenne de température haute ou classées comme "non portées" si elles sont sous le seuil de la moyenne de température basse (Donzelli, Zaina, & Negrini, 2012). Un exemple de ce type de dispositif est le ibutton (© Maxim IntegratedProducts Inc., Sunnyvale,

États-Unis). C'est un petit appareil qui mesure 2,5 cm en diamètre et a une épaisseur d'environ 1 cm. Il peut être inséré discrètement dans un coussin correctif ou dans la coque du corset. Bien entendu, il peut être plus difficile d'utiliser ces dispositifs dans les pays chauds puisqu'il n'y aura pas de différence significative entre les deux mesures. À ce moment, il peut être plus utile d'utiliser des dispositifs activés par l'application d'une pression. Lou et al. (2010) ont mis en place un dispositif utilisant un capteur sensible à la pression relié à moniteur qui permet l'enregistrement des données. Le dispositif est positionné sous un coussin correctif en thoracique ou en lombaire et permet l'enregistrement du temps de port du corset ainsi que l'enregistrement des pressions appliquées. Il permet donc d'obtenir des informations sur la quantité et la qualité de la participation du patient au traitement. Par contre, le dispositif est plus gros car le moniteur d'enregistrement n'est pas intégré avec le capteur de force. Bien que ce dispositif permet de recueillir plus d'informations, le fait qu'il soit moins discret pourrait affecter négativement l'assiduité au traitement par le patient (Lou, et al., 2010).

Des études ont démontré que le nombre d'heures total de port du corset rapporté subjectivement par les patients était la plupart du temps surestimé par rapport au nombre d'heures enregistrées par le dispositif (Lou et al., 2011; Nicholson, et al., 2003; Rahman, et al., 2010). Les études réalisées à long-terme avec ces dispositifs pourraient permettre de mieux évaluer l'efficacité des corsets en fonction de la participation du patient au traitement.

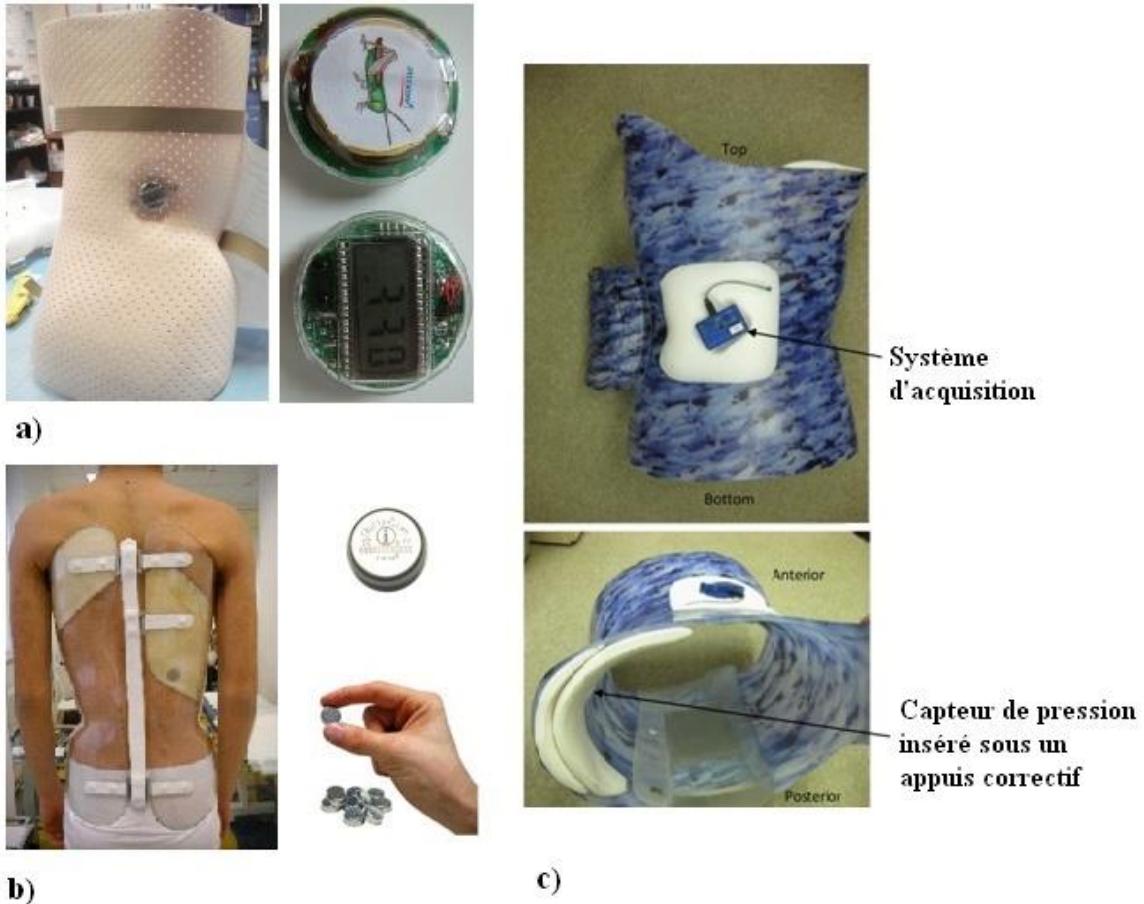


Figure 1-28: Dispositifs de calcul de temps de port des corsets a) Cricket b) ibutton c) capteur de pression

1.3 Techniques de modélisation biomécanique

1.3.1 Approches de caractérisation des déformations scoliotiques en 3D

La scoliose étant une déformation 3D, l'évaluation et les traitements de la scoliose nécessitent des indices cliniques permettant d'évaluer la composante des déformations en trois dimensions. L'utilisation des techniques de reconstruction 3D de la colonne vertébrale ont permis une meilleure caractérisation de la maladie. Depuis quelques années, les techniques de reconstruction 3D du rachis ont été développées et raffinées pour être utilisées dans le traitement de la scoliose. Le CT-scan a d'abord été utilisé afin d'effectuer des reconstructions de groupements osseux (Kamimura, Ebara, & al., 1999; Levy, Goldberg, & al., 1996; Nakajima, Kawakami, & al., 2007). Cependant, cette méthode est très ionisante et les radiographies prises pour le traitement de

la scoliose doivent comprendre tout le tronc. Pour cette raison, d'autres techniques ont été développées. Une de ces techniques inspirée de la stéreoradiographie consiste à utiliser trois radiographies: PA-0°, PA-20° et une radiographie en LAT pour procéder à la reconstruction 3D du squelette (Bertrand, Laporte, Parent, Skalli, & Mitton, 2008; Dansereau & Stokes, 1988). Des repères géométriques sont sélectionnés sur les radiographies 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 et al., 1995).

Toutefois, avec le perfectionnement des techniques de reconstructions, la radiographie PA-20° a été retirée du protocole d'acquisition stéreoradiographique afin de réduire davantage l'exposition aux rayons X des patients (Benameur et al., 2003). Une technique de reconstruction 3D à l'aide des deux radiographies restantes (PA et LAT) a donc été développée (Cheriet & Meunier, 1999). Cette technique implique l'utilisation d'un objet de calibration radio transparent sur lequel sont fixés des marqueurs radio opaques. Cet objet est présenté sous la forme d'une ceinture qui doit être portée par le patient lors de la prise des radiographies (Cheriet & Meunier, 1999). Pour l'utilisation de cette technique, un minimum de six repères anatomiques doit être repérable sur chacune des radiographies. Les repères sont alors associés l'un avec l'autre sur les radiographies. La reconstruction 3D de chaque repère est obtenue à l'aide d'un algorithme de calibration explicite (Cheriet, 1999). Toutefois, cette technique est limitée au niveau de la reconstruction de la cage thoracique en comparaison avec la technique impliquant trois radiographies. En effet, l'information complémentaire manquante de la radiographie PA-20° rend plus complexe la reconstruction de cette structure osseuse. La précision de cette technique est de 3.3 ± 3.8 mm (Delorme et al., 2003).

Finalement, un système d'imagerie à basse dose EOS (EOS *imaging*, France) permettant de réduire de 8 à 10 fois les radiations par rapport aux radiographies conventionnelles bidimensionnelles d'un patient complet a été implanté au CHU Sainte-Justine(Parent, Newton, & al., 2005). Le système permet de faire l'acquisition des radiographies PA et LAT en même temps et les images sont calibrées automatiquement (la ceinture de calibrage n'est plus nécessaire). Le

logiciel de ce système, IdefX (EOSimaging, France), permet de faire la reconstruction 3D du squelette avec une précision de 1,0 mm pour le rachis et le bassin (Dubousset, Charpak, & al., 2005; Humbert et al., 2009). Il permet également de faire la reconstruction de la cage thoracique à l'aide d'une méthode semi-automatisée. Un spécialiste doit identifier des repères anatomiques des côtes et du sternum sur les radiographies puis le logiciel reconstruit la cage thoracique à l'aide d'une banque de modèles 3D (Bertrand, et al., 2008). La reconstruction 3D de la géométrie squelettique du patient permet la mesure de nouveaux indices. Par exemple, la rotation vertébrale qui était généralement estimée en 2D sur la radiographie PA par l'observation des pédicules de chaque vertèbre et qui dépendait du niveau de visibilité (O'Brien, et al., 2005; Rigo, et al., 2006). Maintenant, le modèle géométrique 3D permet de la mesurer plus précisément dans le plan transverse (Labelle, Aubin, & al., 2011).



Figure 1-29: Comparaison entre l'image 2D et la reconstruction 3D pour l'étude de la rotation vertébrale (les processus épineux sont identifiés d'un point noir sur la reconstruction 3D)

1.3.2 Modélisation géométrique du tronc

La méthode pour modéliser la géométrie du patient peut être divisée en trois étapes. Tout d'abord, on procède à l'acquisition de la surface externe du tronc (section 1.3.3). La technique de topographie de surface utilisée au CHU Ste-Justine est le système Inspeck 3D Capturor (3-dimensional Capturor, Creaforminc., Québec, Canada) ainsi que son logiciel d'acquisition Inspeck FAPS (Pazos et al., 2007). Ce système a été développé en utilisant quatre caméras CCD possédant chacune un projecteur de franges de lumière blanche. La technique se base sur le principe de projection, de détection et de reconstruction de quatre patrons consécutifs de franges de lumière blanche obtenus par des photographies du 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. Le logiciel dédié (InSpeckEM) permet la reconstruction et l'assemblage des surfaces, permettant de former un modèle 3D personnalisé du tronc du patient. Cette technique est sans effets secondaires et non ionisante pour le patient. L'étape suivante est de procéder à l'acquisition des composantes internes du tronc obtenues par les techniques de reconstruction 3D du squelette expliquées à la section 1.4.1.



Figure 1-30: Reconstruction 3D de la géométrie externe du patient obtenue par topographie de surface à l'aide du système Inspeck

Finalement, l'étape du recalage permet la superposition de la reconstruction 3D du squelette et de la surface externe du tronc. Cette étape est réalisée en utilisant des marqueurs 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 1-31: Recalage des géométries interne et externe du patient

1.3.3 Modélisation par éléments finis du tronc

Plusieurs modèles différents dédiés à l'étude des déformations scoliotiques sont présentés dans la littérature. Le modèle utilisé dans ce projet prend comme point de départ un modèle éléments finis (MEF) initialement développé par Desrimes et Aubin en 1995 (Aubin, et al., 1995). Le modèle permet de bien représenter le comportement des structures squelettiques du tronc des patients scoliotiques. Il est composé de 2947 éléments qui représentent les différentes structures anatomiques du tronc et le type d'interactions entre ces structures.

Les vertèbres sont représentées dans le détail: les corps vertébraux, les pédicules, les apophyses, les lames, les jonctions des centres des corps vertébraux et les facettes articulaires sont représentés par des éléments poutres. Les côtes, les cartilages costaux et le sternum sont représentés par des éléments poutres. Les surfaces zygapophysaires sont représentées par des éléments coques et les liaisons entre les surfaces articulaires zygapophysaires de deux vertèbres consécutives sont représentés par des éléments de contact surface-surface. Les liaisons des joints

costaux-transverses sont représentées par des poutres ou des éléments multilinéaires. Les ligaments du rachis sont représentés par des poutres, des ressorts et des câbles.

Ce modèle tient compte des non-linéarités telles que les grands déplacements, les grandes déformations, les rigidités sous contraintes et les contacts. Les propriétés mécaniques proviennent de la littérature et ont été trouvé au travers d'expérimentations (Boudreault, 1994; Lavaste, Asselineau, & al., 1990; Martin, 1990; Roberts & Chen, 1970; Saint-Cyr, 1994).

Depuis, plusieurs améliorations se sont greffées à ce modèle notamment celles apportées par Perié (2002) et Clin (2005 et 2007) (Clin, Aubin, & Labelle, 2007a; Gignac, Aubin, Dansereau, & Labelle, 2000; Petit, et al., 2002). Perié a ajouté une représentation de l'abdomen par des éléments volumiques dont les propriétés mécaniques sont issues de la littérature (Sundaram, 1977). L'ajout de l'abdomen permet alors de combler le vide sous la cage thoracique entre la colonne vertébrale et la surface externe antérieure du tronc. Par la suite, les travaux de Clin ont permis d'ajouter la peau et les tissus mous au modèle. Les tissus mous et l'abdomen sont représentés par des poutres élastiques. Pour cette section du modèle, l'utilisation des techniques de topographie de surface qui permet d'obtenir la géométrie surfacique externe du tronc et du recalage des géométries interne et externe permet d'obtenir une géométrie basée sur la géométrie réelle du patient.

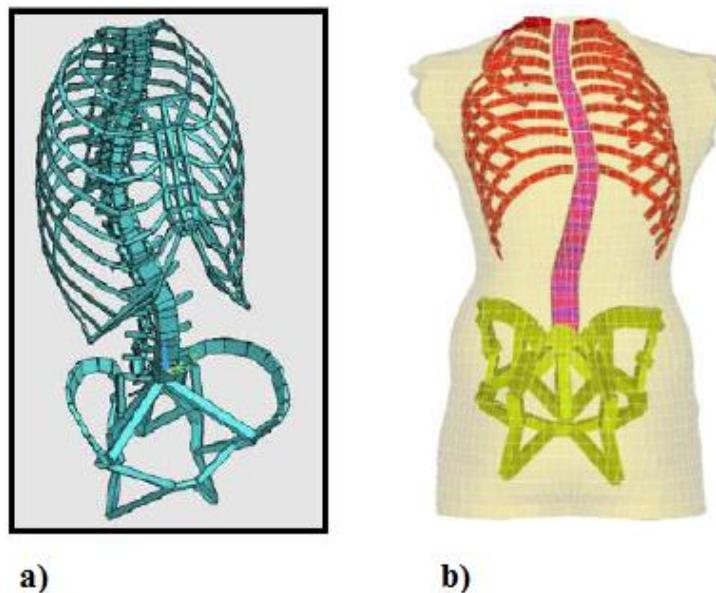


Figure 1-32: a) MEF de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (Descrimes, 1995) b) MEF amélioré du tronc (Clin, 2010)

1.3.4 Simulation du traitement par corset

Différents outils de simulation ont été conçus dans le but d'améliorer l'efficacité des corsets orthopédiques (Aubin, et al., 2007; Aubin, Dansereau, & Labelle, 1993; Petit, et al., 2002; Wynarsky & Schultz, 1991). Une méthode permettant de simuler l'application de forces nettes sur un MEF du tronc d'un patient scoliotique a été développée (Aubin, et al., 1995; Perie, Aubin, Lacroix, Lafon, & Labelle, 2004), et a permis de montrer l'action correctrice d'un corset de type boston (Lacroix, 2003; Perie, et al., 2004). Par la suite, les travaux de Clin ont permis de modifier cette approche en remplaçant les forces nettes par une action plus réaliste. Entre 2005 et 2010, un MEF paramétrique et personnalisé de corset a été développé sur le logiciel Ansys (©Ansys inc., Canonsburg, États-Unis) (Clin, 2005; Clin, et al., 2007a; Clin, et al., 2010). Le modèle est composé d'une coque externe rigide qui représente la surface du corset à laquelle sont fixées des courroies et qui inclut un système d'amortissement intérieur en mousse et une ouverture. Le résultat de l'installation du corset et du serrage des courroies peut être simulé sur le modèle de tronc décrit à la section précédente. La mise en place se déroule en trois étapes virtuelles: l'ouverture du corset, la mise en place sur le modèle du patient et le serrage des courroies. Cette dernière étape est réalisée en appliquant des forces de traction sur les nœuds correspondants à l'emplacement des attaches des courroies. Le MEF du tronc se déforme en conséquence de la simulation de l'installation du corset. Cette déformation donne une indication de l'effet correcteur immédiat en 3d du corset simulé sur les déformations scoliotiques. Le simulateur de corset permet aussi de calculer les principaux indices cliniques comme les angles de Cobb, la cyphose et la lordose en plus de donner des indications sur la rotation vertébrale et les moments appliqués sur les vertèbres. Cet outil permet de calculer les pressions appliquées sur le corps du patient et la distance entre la coque du corset et la peau du patient.

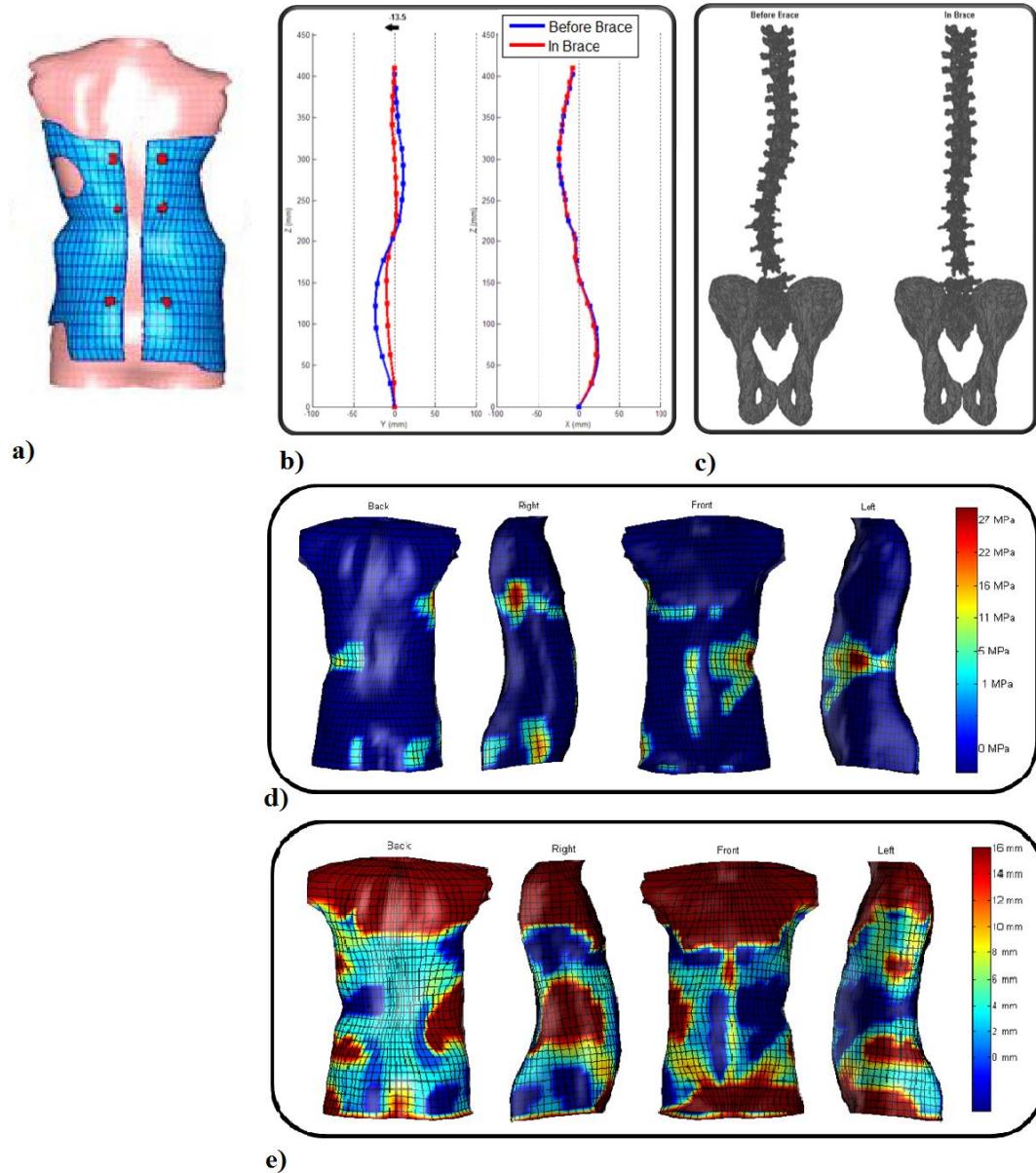


Figure 1-33: a) simulation de l'installation du corset sur le patient b) correction simulée montrant le centre des vertèbres c) correction simulée montrant le modèle 3D d) pressions simulées sur le tronc du patient e) distance simulée entre le corset et la peau du patient

Le simulateur de corset permet donc de tester virtuellement le design de différents corsets et de comparer l'efficacité de plusieurs types de corset pour un même patient. Le design le plus efficace peut être sélectionné et cela peut contribuer à améliorer les résultats d'efficacité des corsets. L'équivalence en clinique serait de faire fabriquer plusieurs corsets par patient et les installer un après l'autre en prenant une radiographie pour chacun pour observer l'efficacité initiale. Cette

procédure serait beaucoup trop ionisante pour les patients et cette comparaison serait donc impossible à réaliser en clinique. Cela démontre donc bien l'utilité d'un tel outil pour des orthésistes désirant prévoir le résultat et le choix de leurs corsets. L'étude réalisée par Desbiens-Blais (2012) a permis de valider les résultats issus du simulateur par une étude clinique réalisée au CHU Ste-Justine. Cette étude a permis de comparer les résultats prédits par le simulateur avec les résultats cliniques réellement obtenus. La méthode de simulation est précise à environ $\pm 5^\circ$ de l'angle Cobb prédit par le simulateur de corset en comparaison avec l'angle de Cobb obtenu en clinique (Desbiens-Blais, et al., 2012).

Une autre approche a été décrite dans la littérature en ce qui concerne l'amélioration de la conception de corsets. Des travaux sur l'optimisation de l'effet des corsets ont été entamés et ceux-ci seront décrit à la section suivante (Clin, et al., 2007a).

1.3.5 Optimisation du traitement par corset

Afin d'optimiser les résultats obtenus lors d'un traitement par corset, une étude d'optimisation peut être réalisée dans le but de déterminer le meilleur ensemble de solutions répondant à une la problématique. Prenons par exemple une situation dont l'objectif serait d'obtenir la meilleure correction possible d'une colonne vertébrale scoliotique. Il peut s'agir, par exemple, de réduire le plus possible la déformation du rachis lors de simulations appliquées au traitement par corset. Dans ce cas, les différents sous-objectifs seraient de minimiser les angles de Cobb, d'améliorer la cyphose et la lordose et de réduire la rotation vertébrale. Il serait aussi possible d'ajouter des paramètres de confort comme le contrôle des valeurs de pressions appliquées et la limitation de l'aire de surface du corset. Pour regrouper tous ces éléments qui peuvent parfois être contradictoires et trouver la meilleure solution possible, une fonction d'optimisation peut être créée. Elle serait utilisée pour définir le meilleur design de corset qui permettrait l'optimisation de chaque paramètre. Un exemple de fonction d'optimisation est présenté ci-dessous. Cette fonction développée par Gignac et al. (2000) a été créée dans le but d'optimiser la méthode de correction 3D des corsets orthopédiques pour la scoliose (Gignac, et al., 2000).

$$\Phi = W_1 \cdot (G)^2 + W_2 \cdot [(Y_T)^2 + (Y_L)^2] + W_3 \cdot [(X_K)^2 + (X_L)^2]$$

Cette fonction d'optimisation implique l'utilisation de facteurs de pondération (entre 0 et 100%) afin de mettre plus d'importance sur certains sous-objectifs. Dans le cas de Gignac, des poids différents sont assignés à la correction dans le plan frontal, sagittal et transverse (W_{1-3}). Des éléments comme la distance entre les vertèbres thoraciques et lombaires et l'axe vertébral (Y_{T-L}), la cyphose et la lordose (X_{K-L}) et la gibbosité (G) sont compris dans chacune des sous-catégories et sont pondérés individuellement. À l'aide de méthodes de calculs (gradients, d'ordre zéro, etc.), cette fonction peut être minimisée et une solution optimale peut être obtenue. Il est possible de créer ou d'adapter une fonction d'optimisation pour la résolution de différentes problématiques qui se rapportent au traitement de la scoliose idiopathique (Carrier, Aubin, Trochu, & Labelle, 2003; Gignac, et al., 2000; Majdouline, Aubin, & al., 2009; Wynarsky & Schultz, 1991).

Clin et al. (2010) se sont intéressés à l'effet relatif de chaque paramètre de design de corset par l'élaboration d'un plan d'expérience qui a permis de faire ressortir les paramètres ayant le plus d'influence sur la correction en simulant 12,288 types de corsets différents sur trois patients virtuels. L'étude portait sur 15 paramètres de conception de corset. Les paramètres qui sont ressortis comme ayant le plus d'influence sur la correction sont l'emplacement de l'ouverture du corset (postérieur ou antérieur), la tension dans les courroies, le côté de l'extension trochantérienne, l'appui de la lordose et la géométrie de la coque du corset (Clin, et al., 2007a). Par la suite, Desbiens-Blais, Clin et al. (2012) ont poussé plus loin l'analyse des paramètres de conception de corset. Dans son étude précédente, Clin utilisait, pour les simulations, des géométries génériques de corset qui pouvaient difficilement être testées en clinique. Des modifications ont été apportées à la plateforme de simulation pour inclure un logiciel de design de corset. Le logiciel Rodin4D (© Groupe Lagarrigue, Toulouse, France) a été utilisé pour la conception et la fabrication des corsets. Avec cette plateforme, ils ont fait varier plus de 20 paramètres de conception pour produire un design de corset amélioré qui pouvait être fabriqué et testé cliniquement. Toutefois, il s'est avéré que le processus d'optimisation des paramètres était très long (5 heures de calcul et plusieurs jours d'analyse de données) et peu reproductible (Desbiens-Blais, 2012). C'est pour cette raison qu'ils ont développés une technique de design de corset novatrice permettant d'améliorer l'efficacité de correction lors de la conception de corset. La nouvelle technique consiste à appliquer des déplacements directement sur la modélisation de la colonne scoliotique pour simuler une correction du rachis. Puisque le MEF utilisé permet la liaison de la géométrie interne avec la géométrie externe, cette correction du rachis entraîne une

modification de la surface externe du tronc. La géométrie externe ainsi obtenue correspond à un moule pré-corrigé du tronc du patient et devient la forme brute optimisée du corset. Des modifications itératives pour finaliser le design comme l'application de découpes peuvent alors être apportées sur la forme optimisée (Desbiens-Blais, et al., 2012). Cette méthode d'optimisation a été utilisée comme technique de base pour le design des corsets présentés dans ce mémoire.

CHAPITRE 2 OBJECTIFS DU PROJET ET ORGANISATION GÉNÉRALE DU DOCUMENT

2.1 Résumé de la revue de littérature

La revue de littérature présentée au Chapitre 1 permet de dégager les points suivants:

- ❖ La scoliose est une déformation 3D de la colonne vertébrale qui inclut une courbure anormale dans le plan frontal, une rotation des vertèbres dans le plan transverse et un déséquilibre des courbes dans le plan sagittal. L'angle de Cobb, une mesure 2D réalisée sur une radiographie prise dans le plan frontal, est utilisé pour mesurer les déformations scoliotiques.
- ❖ Peu d'importance est mise sur la mesure tridimensionnelle de la déformation lors du diagnostic et du traitement.
- ❖ Il existe plusieurs types de corsets orthopédiques pour traiter de façon non-chirurgicale les déformations scoliotiques. Bien que les différents types de corset aient tous comme objectif commun de stopper la progression de la courbure, il n'existe pas de consensus sur le meilleur type de traitement par corset pour un patient donné.
- ❖ L'efficacité d'un corset dépend de plusieurs facteurs: la hauteur de l'apex, la flexibilité rachidienne du patient, la localisation et l'intensité des appuis correctifs du corset, la correction immédiate de la courbure dans le corset et l'assiduité au traitement du patient.
- ❖ En recherche, il a été observé qu'il y avait une corrélation entre la correction immédiate d'un corset et son effet à long terme. Généralement, le corset est considéré efficace si la correction immédiate obtenue est de 50 % pour les patients flexibles et de 30% pour les patients rigides.
- ❖ Le manque d'assiduité d'un patient à son traitement est un facteur qui peut affecter de façon importante les résultats à long terme du traitement par corset. C'est en fait une problématique récurrente et la surestimation des patients par rapport à leur temps de port du corset peut atteindre jusqu'à 85%.
- ❖ La tolérance du patient et sa son assiduité au traitement peut être affectée par différents facteurs comme le manque d'esthétisme et l'inconfort du traitement par corset.

- ❖ Les paramètres d'inconfort les plus souvent nommés sont: la présence d'humidité dans le corset, le manque de mobilité au niveau du rachis et de la cage thoracique et l'application de pressions trop grandes générant de la douleur.
- ❖ Un outil numérique de simulation permettant la prédition de l'efficacité immédiate d'un corset a été développé et évalué cliniquement sur une cohorte de patients scolioïques. D'autres paramètres comme les pressions appliquées et la distance entre le corset et la peau du patient. L'outil de simulation développé permet de tester plusieurs designs de corset différents pour un même patient (ce qui serait irréalisable cliniquement puisque l'évaluation des corsets est effectuée à l'aide de radiographies dont la prise expose le patient à des radiations). L'outil de simulation permet donc d'améliorer et de valider le design d'un corset pour obtenir un meilleur résultat correctif.
- ❖ L'étude précédemment réalisée par Desbiens-Blais (2012) a permis de démontrer qu'il était possible d'utiliser l'outil de simulation pour fabriquer des corsets présentant une correction équivalente ou supérieure au corset TLSO standard habituellement prescrit au CHU Ste-Justine. Toutefois, l'étude n'intégrait pas de paramètres de confort comme l'étude des pressions appliquées et l'analyse de l'aire de la surface de la coque du corset en contact avec la peau du patient.

2.2 Question de recherche

À la lumière des points énoncés plus haut, il est possible d'énoncer la question de recherche suivante: « *Comment peut-on améliorer le confort des corsets orthopédiques pour la scoliose tout en conservant l'efficacité biomécanique?* »

2.3 Objectif principal

L'objectif principal de ce projet de recherche est donc de développer une approche pour concevoir un corset orthopédique plus confortable et biomécaniquement efficace en intégrant des critères qui représentent le confort à une méthode de design de corset combinant la technologie CFAO et un outil de simulation numérique d'installation de corset.

2.4 Objectifs spécifiques

Objectif 1: Identifier différents paramètres biomécaniques pouvant influencer le confort des corsets orthopédiques.

Objectif 2: Établir des seuils limites pour ces paramètres en fonction de différentes zones anatomiques du tronc humain.

Objectif 3: Améliorer la méthode de conception pour le design de corset orthopédique en intégrant les critères reliés au confort.

Objectif 4: Valider l'efficacité biomécanique et le confort des corsets sur une cohorte de sujets scoliotiques par une étude clinique.

2.5 Bases généralement reconnues

En réponse aux objectifs spécifiques et aux points relevés dans la littérature, il est possible de poser les trois suppositions suivantes pour l'analyse des paramètres de confort et le raffinement de la méthode de design des corsets. Ces suppositions sont des pistes de réflexion pour l'amélioration du design et du confort des corsets orthopédiques.

Base 1: L'intensité et la localisation des pressions générées par le corset influencent le confort: l'inconfort peut augmenter en fonction de pressions plus grandes et certaines zones peuvent être plus sensibles.

Base 2: L'aire de contact à l'interface corps-corset influence le confort relié à l'humidité ressentie dans le corset: un corset comportant plus d'ouvertures permettrait un meilleur confort.

Base 3: Le manque de mobilité de la cage thoracique du patient lors du port du corset influence le confort: une plus grande flexibilité du corset au niveau de la cage thoracique et de l'abdomen permettrait d'augmenter le confort.

2.6 Organisation générale du document indiquant la cohérence de l'article par rapport aux objectifs de recherche

La méthode utilisée pour la réalisation de ce projet de recherche sera détaillée au chapitre 3 par la présentation d'un article scientifique. L'article présenté décrit la méthode générale qui a été utilisée pour intégrer l'utilisation de critères ayant un impact sur le confort dans une méthode de design de corset combinant la CFAO et une plateforme de simulation d'installation de corset. La méthode de conception de corset développée dans le cadre de ce projet a été évaluée par le biais d'une étude expérimentale réalisée sur des patients scoliotiques du CHU Ste-Justine. Une section supplémentaire a été ajoutée au chapitre 3 afin d'expliquer plus en détails la méthode de conception et la méthode d'évaluation du confort. Par la suite, une discussion complémentaire à l'article scientifique est présentée au chapitre 4. Pour finir, une conclusion et des recommandations sont présentées à la fin de ce mémoire.

CHAPITRE 3 DÉVELOPPEMENT D'UNE MÉTHODE DE CONCEPTION DES CORSETS POUR AMÉLIORER LE CONFORT ET L'EFFICACITÉ DU TRAITEMENT POUR LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE

3.1 Présentation de l'article

L'article présenté dans cette section porte sur l'intégration des paramètres de confort dans une méthode de design de corset pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent.

Cet article intitulé «New Optimized Braces Using Computer-Assisted Design and Simulations Are Lighter and More Comfortable Than Standard Braces in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis», et a été soumis pour publication à la revue «Spine» au mois d'août 2013. Le premier auteur a contribué à environ 80% de la rédaction de l'article.

3.2 Article: New optimized braces using computer-assisted design and simulations are lighter and more comfortable than standard braces in the treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis

Nikita Cobetto, B.Eng., Carl-Éric Aubin, PhD, P.Eng, Julien Clin, PhD, M.Sc.A., Sylvie Le May, RN., PhD, Frederique Desbiens-Blais, B. Eng., Hubert Labelle, MD, PhD, Stefan Parent, MD, PhD

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

3.2.1 Abstract

Study design. Prospective study to compare two brace design methods.

Objective. To improve brace design by integrating comfort criteria in a new computational brace design method.

Summary of background data. Important factors for brace efficiency are initial in-brace correction and patient's compliance to treatment. Negative cosmetic appearance and functional discomfort resulting from pressure points, humidity and restriction of movement can cause poor compliance with prescribed wearing schedule.

Methods. Each patient received two braces: a standard TLSO brace fabricated using a plaster/cast method and an improved brace for comfort (NewBrace) fabricated using a computational method combining a CFAO software (Rodin4D) and a simulation platform. The 3D reconstructions of the torso and the trunk skeleton were used to create a patient personalized finite element model. A corrected model of the patient's torso was generated by applying virtual forces on the vertebrae and was used for the brace design. The brace installation was simulated to obtain the predicted correction, applied pressures on the torso and distance between the brace and the patient's skin. The simulated pressures were compared and adjusted to consider algometric pressure thresholds and brace material situated at more than 6 mm of the patient's skin was removed. Bi-planar radiographs were taken with both braces to compare brace effectiveness. Patients filled out a questionnaire to compare comfort for both braces.

Results. For all cases, the NewBrace correction was equivalent to the standard brace and was precise within 6° compared to the simulated correction for the frontal and sagittal

plans. The NewBrace was 61% thinner and had 32% less material than the standard brace.

Conclusions. This study demonstrated the feasibility of integrating comfort parameters in the design of braces. This design platform has the potential to improve brace design by fully integrating comfort parameters without compromising the correction.

3.2.2 Introduction

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) is a complex deformity of the spine and rib cage. For moderate spinal curvatures (Cobb angle 20° to 40°) an orthopaedic brace treatment is prescribed to control curve progression. For thoraco-lumbar and lumbar curves, a common brace prescribed is a thoraco-lumbo-sacral orthosis (TLSO) (Lou, Hill, Raso, Moreau, & Mahood, 2005). Bracing has been the mainstay regarding non-operative treatment for AIS but has not gained complete acceptance; the treatment's long-term effectiveness is still questioned(Dickson, 1999; Dolan & Weinstein, 2007). Other studies demonstrated bracing as an effective non-surgical treatment to prevent curve progression compared to no bracing (Castro, 2003; Nachemson & Peterson, 1995; Negrini, Atanasio, Fusco, & Zaina, 2009; Rowe, et al., 1997). A correlation was found between immediate in-brace correction and long-term effectiveness of brace treatment (Clin, et al., 2010; Landauer, Wimmer, & Behensky, 2003). The treatment's final results depend on multiple factors; timing with the adolescent growth curve acceleration phase, initial brace correction, patient's flexibility, brace wear time and patient compliance to the treatment (Donald, Katz, Durrani, 2001; Lou, et al., 2005; Nault et al., 2010; Negrini, et al., 2012).

Negative cosmetic appearance and functional discomfort resulting from pressure points, humidity and restriction of movement can cause poor compliance with prescribed wearing schedules (Fayssoux, et al., 2010; Jonathan, et al., 2009; Nicholson, et al., 2003). Compliance is evaluated subjectively by the patient and clinicians rely on patient's report to evaluate if the brace is worn as prescribed (Lonstein & Winter, 1994; Wiley, Thomson, & Mitchell, 2000). Groups have studied brace wear time by embedding small temperature or pressure sensors to the brace to record average wear time (Harvey, Gavin, & Patwardhan, 2002; Lou, et al., 2005; Rahman, et al., 2010; Takemitsu, et al., 2004). Compliance ranged around 33% to 82% of prescribed wear time and 80% of patients had a tendency to overestimate their brace wear time (Lou, et al., 2010; Rahman, et al., 2005; Takemitsu, et al., 2004). Studies suggest that brace efficiency is related to brace wear time. The more patients complied with brace treatment, the better were their chances to obtain a positive outcome (Katz, Herring, Browne, Kelly, & Birch, 2010; Katz & Richards, 1997; Rahman, et al., 2005).

Brace comfort is evaluated qualitatively by the patient during brace installation and at follow-up visits. Pressure and friction ulcers are frequent in brace that exerts excessive pressures. To our knowledge, no published studies describe optimal pressure distribution and maximal pressures that can be applied when installing the brace in regard to patient's comfort. There are algometric studies defining pressure pain thresholds for different anatomical regions indicating that all body regions are not equally sensitive (Dahl, et al., 1990; Dhondt, et al., 1999; Duarte, et al., 2000; Rasmussen, et al., 2009; Schenk, et al., 2007). These data do not consider AIS patient characteristics and brace design. Visser (Visser, et al., 2012) studied brace discomfort using a Visual Analog Scale (VAS) and

pressure sensors. Results showed that discomfort increases with the corrective pad height but did not establish pressure thresholds. Pham (Pham, Herbaux, Schilla, & Thevenona, 2007) used pressure sensors to investigate daily activities pressure variations at different locations in the brace. Comfort related to pressures and positions was not evaluated and the tolerable pressure thresholds remained unknown.

Finite element models (FEM) were developed to analyze brace biomechanics (Aubin, et al., 1995; Gignac, et al., 2000; Perie, et al., 2004; Perie, Aubin, Petit, Labelle, & Danserau, 2004) and rationalize brace design (Clin, Aubin, & Labelle, 2007b; Clin, Aubin, Parent, & Labelle, 2011). Combined to a Computer-Aided-Design and Computer-Aided-Manufacturing (CFAO) system, FEM now allows the simulation of brace correction, as well as the computation of pressures applied (Desbiens-Blais, et al., 2012). A clinical evaluation of the in-brace predicted correction using FEM was done on scoliotic patients (Desbiens-Blais, et al., 2012). This work did not include the brace design optimization to improve comfort and compliance.

The goal of this study was to improve the design of braces by integrating comfort criteria in this new brace design method.

3.2.3 Methods

Experimental study design

15 female patients aged between 11 and 14 years were recruited over a 6 months period. All participants received a diagnosis of AIS, had a curve between 20° and 45° of Cobb angle and an immature skeleton presenting a Risser sign of 0 or 1. An additional inclusion criterion was a standard full-time TLSO prescription. The study was approved

by our institutional ethical committee and each participant and their parents gave a written consent.

To compare brace effectiveness, two braces were designed for each participating patient: a standard TLSO Boston brace-type (StdBrace) and a TLSO brace computationally improved for comfort (NewBrace). Both braces were installed on the patient by the same orthotist who had more than 10 years of experience. The StdBrace was fabricated using the plaster/cast method. A mould of the patient's body was formed for the brace fabrication. A 5 mm foam layer and a heated copolymer sheet were molded on the plaster to create the brace shell. During the brace installation, 15 mm corrective pads were added towards the trochanter, thoracic and lumbar regions. The NewBrace was fabricated using a CFAO and simulation brace design method linked to a carving machine. A polyurethane hard foam bloc was carved according to the CAD model for the brace fabrication. A heated copolymer sheet was employed for the brace shell thermoforming. No foam layer and no corrective pads were added. Depending on the type of curve, NewBraces were provided with diagonal tightening straps (from above the apical vertebra to the inferior end vertebra) in order to apply a greater lever arm for the force imposed without adding pressure.

Simultaneous bilateral low-dose radiographs (postero-anterior and lateral) (EOSTM, EOS imaging, France) were taken with both braces to evaluate the immediate brace efficacy. The following correction parameters were measured on the patient's spine: main thoracic (MT) and thoraco-lumbar/lumbar (TL/L) Cobb angles, kyphosis (between T4-T12) and lordosis (between L1-L5) angles.

Brace design simulation

The CFAO and simulation brace design method was based on the design platform described by Desbiens-Blais (Desbiens-Blais, et al., 2012). A 3D reconstruction of the patient's spine, rib-cage and pelvis was done using the calibrated postero-anterior (PA) and lateral (LAT) radiographs (Pazos, et al., 2007) (Fig.1A). The patient's external torso geometry was obtained using a surface topography system (3-dimensional Capturor, Creaforminc., Levis, Qc, Canada) (Pazos, et al., 2007) (Fig 1A). Radio-opaque markers visible on both X-rays and trunk surface were a priori positioned on anatomical points of the patient's torso and used to register the internal and external geometry reconstructions (Fig.1B). With a previously validated method, the trunk's overall geometry was used to create a personalized FEM using Ansys 13.0 software package (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) (Clin, et al., 2011; Clin, et al., 2010) (Fig.1B). The FEM principal structure includes the thoracic and lumbar vertebrae, intervertebral discs, ribs, sternum, pelvis and costal cartilages which are represented by elastic beam elements. The zygapophyseal joints are represented by shells and surface-to-surface contact elements, thus the spine model can act in bending, flexion/extension and torsion. The ligaments are represented by tension-only spring elements. The abdominal cavity and the external soft tissues are represented by beam and quadrilateral shell elements. Mechanical properties for anatomical structures were taken from published data (Aubin, Dansereau, De Guise, & Labelle, 1996; Bischoff, Arruda, & Grosh, 2000; Clin, et al., 2011; Desbiens-Blais, et al., 2012; Desrimes et al., 1995; Dietrich, Hedzior, & Zagrajek, 1991; Perie, et al., 2004).

A "corrected" model of the patient's torso was generated by applying virtual forces on the vertebrae, in such a way to realign the spine in the frontal plane. Since the patient's

internal and external geometries are linked together, the force applied on the selected vertebrae created a deformation of the external trunk model using an iterative non-linear resolution method. This corrected geometry was introduced into a CFAO software specialized for the design of orthoses (Rodin4D, GroupeLagarrigue, Bordeaux, France) and used as a basis for the brace design. Using the software's virtual tools, the corrective regions were accentuated and material was added in order to define relief zones for the iliac crests.

The resulting brace was used to generate a brace FEM modeled by 4-node quadrilateral linear elastic shell elements using the polyethylene mechanical properties (Katz & Richards, 1997). In order to model the friction and the force transfer from the brace shell to the patient's trunk surface, a surface-to-surface contact interface was made (Zhang & Mak, 1999). The simulation boundary conditions included a fixed pelvis in rotation/translation. T1 vertebra was limited to the transverse plan movements. For each patient, the brace installation was simulated using the personalized FEM. It was also possible to use a flexibility parameter (from flexible to rigid) while simulating the correction (Clin, et al., 2011; Desbiens-Blais, et al., 2012).

Integration of comfort parameters in the brace design method

The brace installation simulation provided the spinal correction with the main curves initial and predicted in-brace Cobb angles, T4-T12 kyphosis and L1-L5 lordosis angles were computed using a validated method (Aubin et al., 2008). Different brace designs (10-15 for each patient) were iteratively tested using the simulation tool (Fig.3A). The design selected showed the best biomechanical efficiency based on the in-brace spinal

correction (Fig.3B). Applied pressures on the torso and distance between the brace and the patient's skin surface were also computed (Fig.3C).

Pressure threshold values were established for anatomical regions of the torso to represent the maximum pressures that could be applied by the brace to be comfortable. The anatomical regions were delimited using anatomical references: manubrium, xiphoid process, iliac crest, greater trochanter, T1, T6, T12 and L5 vertebral center, fifth and tenth rib (shown in Figure 2). Algometric pressure pain threshold data, found in the literature, were used to calculate an average threshold for each anatomical region (Table 1). The NewBrace design was modified to correspond to these threshold pressure values.

In order to biomechanically compare pressures applied by both braces on the patient's torso, a thin and flexible pressure mat was inserted under both braces for a 30 seconds acquisition (Fortin et al., 2007). The measured pressures were also compared to the simulated pressures to validate the simulation tool.

A questionnaire on comfort related to pressures was developed and validated using a small sample of patients and professionals. For each brace, all patients had to fill out the questionnaire. Using a color code (green, yellow and red) corresponding to three different discomfort levels (respectively light, moderate and severe discomfort), participants were asked to draw the location and the intensity of discomfort felt during brace wear on figures similar to those shown on Figure 2.

Based on the simulation, brace material was removed when situated at more than 6 mm of the patient's skin. This width was selected for the necessary expansion related to the thorax breathing movement and to ensure that pressure regions were large enough to avoid pressure points and pinching the patient's skin. Using this strategy, one-third of the

brace material recovering the abdomen was removed and large openings were practiced on the brace at the opposite side of the corrective areas and at each iliac crest relief area, in order to lighten the brace design. The lightened brace design was simulated again to verify the biomechanical efficiency. Brace thickness and total surface area of both braces were measured for comparison purposes.

3.2.4 Results

The average Cobb angle prior to bracing was 31° for the main thoracic curve (MT) and 32° for the thoraco-lumbar/lumbar curve (TL/L). The average initial T4-T12 kyphosis and L1-L5 lordosis angles were respectively 21° and 62° .

The NewBrace reduced Cobb angles by 42% (39% for the MT curve and 49% for the TL/L curve) which were predicted with a difference of 5° by the simulation. The StdBrace reduced these angles by 43% (42 %for the MT curve and 45% for the TL/L curve).

The mean kyphosis and lordosis angles were slightly less reduced with the NewBrace than with the StdBrace (respectively 17° and 55° for the NewBrace versus 16° and 51° for the StdBrace), which were predicted by the simulation with a difference of 7° . Both braces corrected similarly patient's balance. The mean initial imbalance was 10 mm and was corrected to 5 mm for the NewBrace versus 4 mm for the StdBrace.

Globally, 92% of the NewBrace measured pressures were similar to the simulation with regard to the pressure localization and intensity. The highest pressures were located on the thoracic and lumbar regions and at the axillary and the trochanter extensions.

Comparison between simulated and measured pressures is shown for a typical patient in Figure 4.

For 13 patients, NewBrace pressures did not exceed light or moderate discomfort (shown on the figures in the questionnaire). Eleven patients found the NewBrace more comfortable than the StdBrace. The other 4 patients considered the Newbraces as comfortable as the StdBrace.

The NewBrace did not include a foam layer and corrective pads. It was in average 61% thinner than the StdBrace. Approximately 32% of the NewBrace material was removed to create the large openings. Detailed results for one clinical case comparing the NewBrace to the StdBrace are shown on Fig.5.

3.2.5 Discussion

This study is a first attempt to define and include comfort parameters in an optimized brace design method using a FEM (brace simulator) associated to a CFAO system. The outcomes show that the comfort parameters integration is possible with consistent clinical results. This study allows a further extension of the simulation platform established by Desbiens-Blais (Desbiens-Blais, et al., 2012). Results demonstrate the feasibility of an approach to design braces with optimal efficacy while minimizing discomfort parameters.

NewBracecorrection was equivalent compared to the StdBrace correction for all cases (in-brace Cobb angle difference less or equal to 5°). The design platform allows testing different brace design which can be useful to establish a personalized treatment strategy. The difference between the predicted and the clinical results for the frontal and sagittal angles can be partly explained by the boundary conditions imposed for the simulation. It

can also be explained by the fact that a TLSO brace has less control over the thoracic segment above T6 (Howard, Wright, & Hedden, 1998) . This couldn't be considered by the simulation since T1 was constrained by the boundary conditions.

Since the simulation tool helps optimizing the immediate in-brace correction, the result combining muscle activation and passive forces and the long-term progression of the deformity can still not be predicted. However, the correlation between the immediate in-brace outcomes and the long-term treatment effectiveness was already reported by different studies (Castro, 2003; Clin, et al., 2010; Donald, et al., 2001; Emans, et al., 1986).

NewBraces were more comfortable than StdBraces based on the pressures applied and the lightened brace design. Since the torso geometry was acquired in a standing position, the NewBrace was found to better fit the patient's physiological shape (plaster mould was taken in a supine position). As it was observed, positioning the patient in a supine position changed the patient's natural shape by flattening the back and the abdomen region and creating greater pressures on the rib cage and the abdomen.

The time allocated for the NewBrace design and installation was reduced in comparison to the StdBrace (half of the time needed for the plaster method). Adjustments such as cutting the openings and the brace length needed to be done to complete brace installation. The external geometry acquisition process was also simplified. It was acquired during the medical visit and took less than one minute. In comparison, the plaster mould method required 24h for the plaster application and drying time.

The differences between the simulated and measured pressures were mainly located at the pressure mat extremities (at the axilla, trochanter and gluteal regions). Aside from this

technical detail, this lack of data does not constitute an obstacle for validating the pressures predicted by the simulation. The simulated pressures concurred with 92% of the clinically monitored pressures showing that the pressure simulation can be used as a reliable tool to verify the pressure thresholds or to predict intensity and location of the corrective pressures, as also demonstrated by Labelle (Labelle, Bellefleur, Joncas, Aubin, & Cheriet, 2007).

Using the same pressure thresholds for all patients remains a limitation since each person has a different tolerance. The algometric pressure thresholds data used for this study were collected from healthy subjects and may not be adapted for all AIS patients. Scoliosis also affects the muscular and ligamentous systems and it could reduce pain tolerance. Even if the pressure thresholds were respected, patients still felt discomfort. However, algometric thresholds can be used as a guide for brace design. It would be even more interesting to create a pressure pain threshold chart for AIS patients and to customize the brace design by considering a personalized threshold for each patient.

3.2.6 Conclusion

This study demonstrated the feasibility of integrating comfort parameters in the brace design, while maintaining the biomechanical efficiency. This platform allowed the iterative design of improved brace for comfort using a CFAO system combined with a computational simulation tool. Each patient received a standard TLSO brace and an improved brace for comfort and the biomechanical efficiency was clinically assessed using the 3D reconstruction of the spine and a patient's measurement software. The NewBraces were 61 % thinner and had 32% less material. They were considered more comfortable in most instances. The simulated correction and pressures were similar to

those measured and NewBraces were equivalent in correction compared to the StdBrace. This study should be repeated with a larger sample of patients to pursue the validation of the platform and verify the long-term effect of the NewBrace. Finally, we believe that this design platform has the potential to improve brace design by fully integrating comfort parameters without compromising the correction.

3.2.7 Reference List

Aubin, C.E., Desrimes J., et al. (1995). "Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method." Annales de chirurgie **49**(8): 749-761.

Aubin, C. E., Dansereau , J., 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., Labelle, H. et al. (2008). "Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries." Spine **33**(20): 2143-2152.

Bischoff, J., Arruda, E. et al. (2000). "Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive mode." Journal of biomechanics **33**: 645-652.

Castro, F. (2003). "Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkmann principle." Spine **3**(3): 182-185.

Clin, J., Aubin, C.E. et al. (2007). "Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities." Medical and Biological Engineering and Computing **45**: 467-473.

Clin, J., Aubin, C. E. 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., Aubin, C. E. et al. (2011). "Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads." Medical and Biological Engineering and Computing **49**(7): 743-753.

Dahl, J. B., Rosenberg, F. et al. (1990). "Pressure pain thresholds in volunteers and herniorrhaphy patients." Acta Anaesthesiol Scand **34**: 673-676.

Desbiens-Blais, F., Clin, J. et al. (2012). "New Brace Design Combining CFAO and Biomechanical Simulation for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis." Clinical biomechanics **27**(10): 999-1005.

Descrimes, J., Aubin, C.E. et al. (1995). "Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: aspects mécaniques." Rachis **7**: 301-314.

Dhondt, W., Willaeys, T. et al. (1999). "Pain threshold in patients with rheumatoid arthritis and effect of manual oscillations." Scandinavian Journal of Rheumatology **28**(2): 88-93.

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

Dietrich, M., Hedzior, K. et al. (1991). "A biomechanical model of the human spinal system." Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers **205**(19-26).

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

Donald, E., Katz, B. S. et al. (2001). "Factors that influence outcome in bracing large curves in patients with adolescent idiopathic scoliosis." Spine **26**(21): 2354-2361.

Duarte, M. A., Goulart, E. M. et al. (2000). "Pressure pain threshold in children with recurrent abdominal pain." Journal of Pediatric Gastroenterology and Nutrition **31**(3): 280-285.

Emans, J. B., Kaelin, A. et al. (1986). "The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients." Spine **11**(8): 792-801.

Fayssoux, R. S., Cho, R. H. et al. (2010). "A history of bracing for idiopathic scoliosis in North America." Clinical Orthopaedics and Related Research **468**: 654-664.

Fortin, D., Cherrier, F. et al. (2007). "A 3D visualization tool for the design and customisation of spinal braces." Computerized Medical Imaging and Graphics **31**: 614-624.

Gignac, D., Aubin, C.E. et al. (2000). "Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model." European Spine Journal **9**(3): 185-190.

Harvey, R., Gavin, T. et al. (2002). "A reliable and accurate method for measuring orthosis wearing time." Spine **27**: 211-214.

Howard, A., Wright, J. G. et al. (1998). "A comparative study of TLSO, Charleston and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis." Spine **23**(22): 2404-2411.

Jonathan, R., Schiller, M. D. et al. (2009). "Brace management in adolescent idiopathic scoliosis." Clinical Orthopaedics and Related Research **468**: 670-678.

Katz, D. E., Herring, J. A. et al. (2010). "Brace wear control of curve progression in adolescent idiopathic scoliosis." The Journal of Bone and Joint Surgery **92**(6): 1343-1352.

Katz, D. E. and Richards, B. S. (1997). "A comparison between the Boston brace and the Charleston bending brace in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **22**(12): 1302-1312.

Labelle, H., Bellefleur, C. 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.

Landauer, F., Wimmer, C. et al. (2003). "Estimating the final outcome of brace treatment for idiopathic thoracic scoliosis at 6-month follow-up." Pediatric rehabilitation **6**(3-4): 201-207.

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

Lou, E., Hill, D. L. et al. (2005). "Smart orthosis for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis." Medical and Biological Engineering and Computing **43**: 746-750.

Lou, E., Hill, D. L. et al. (2010). "A wireless sensor network system to determine biomechanics of spinal braces during daily living." *Medical and Biological Engineering and Computing* **48**: 235-243.

Nachemson, A. L. and Peterson, L. E. (1995). "Effectiveness of treatment with brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society." *The Journal of Bone and Joint Surgery* **77**: 815-822.

Nault, M., Parent, S. et al. (2010). "A modified Risser grading system predicts the curve acceleration phase of female adolescent idiopathic scoliosis." *The Journal of bone and joint surgery American volume* **92**(5): 1073-1081.

Negrini, S., Atanasio, S. et al. (2009). "Effectiveness of complete conservative treatment for adolescent idiopathic scoliosis (bracing and exercises) based on SOSORT management criteria: results according to the SRS criteria for bracing studies-SOSORT Award 2009 Winner." *Scoliosis* **4**: 19.

Negrini, S., Aulisa, A. G. et al. (2012). "2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth." *Scoliosis* **7**(3): 1-35.

Nicholson, G. P., Ferguson-Pell, M. W. et al. (2003). "The objective measurement of spinal orthosis use for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis." *Spine* **28**: 2243-2251.

Pazos, V., Cheriet, F. et al. (2007). "Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions." *European Spine Journal* **16**(11): 1882-1891.

Perie, D., Aubin, C.E. et al. (2004). "Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface." Medical and Biological Engineering and Computing **42**: 339-344.

Perie, D., Aubin, C. E. et al. (2004). "Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis." Clinical Biomechanics **19**(2): 190-195.

Pham, V.M., Herbaux, B. et al. (2007). "Évaluation du résultat du corset de Chêneau dans la scoliose idiopathique de l'adolescent." Annales de réadaptation et de médecine physique **50**: 125-133.

Rahman, T., Bowen, J. R. et al. (2005). "The association between brace compliance and outcome for patients with idiopathic scoliosis." Journal of Pediatric Orthopaedics **25**(4): 420-422.

Rahman, T., Borkhuu, B. et al. (2010). "Electronic monitoring of scoliosis brace wear compliance." Journal of Children's Orthopaedics **4**: 343-347.

Rasmussen, J. W., Grothusen, J. R. et al. (2009). "Atypical chest pain: evidence of intercostobrachial nerve sensitization in complex regional pain syndrome." Pain Physician **12**: E329-E334.

Rowe, D. E., Bernstein, S. M. et al. (1997). "A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis." Journal of Bone and Joint Surgery **79**: 664-674.

Schenk, P., Laebli, T. et al. (2007). "Validity of pressure pain thresholds in female workers with and without recurrent low back pain." European Spine Journal **16**: 267-275.

Takemitsu, M., Bowen, J. R. et al. (2004). "Compliance monitoring of brace treatment for patients with idiopathic scoliosis." Spine **29**(18): 2070-2074.

Visser, D., Xue, D. et al. (2012). "Computer-aided optimal design of custom scoliosis braces considering clinical and patient evaluations." Computer Methods and Programs in Biomedicine **107**(3): 478-489.

Wiley, J. W., Thomson, J. D. et al. (2000). "Effectiveness of the Boston brace in treatment of large curves in adolescent idiopathic scoliosis." Spine **25**: 2326-2332.

Zhang, M. and Mak, A. (1999). "In vivo friction properties of human skin." Prosthetics and Orthotics International **23**: 135-141.

Table 1: Algometric pressure pain thresholds for each anatomical region

Anatomical region (Fig.2 corresponding)	Maximum pressure threshold (KPa)
Pectoral (1)	121
Abdomen (2)	97
Pelvis (3)	331
Scapular(4)	272
Thoracic (5)	157
Lumbar (6)	379
Axillary (7) and side (8)	85
Trochanter (9)	301

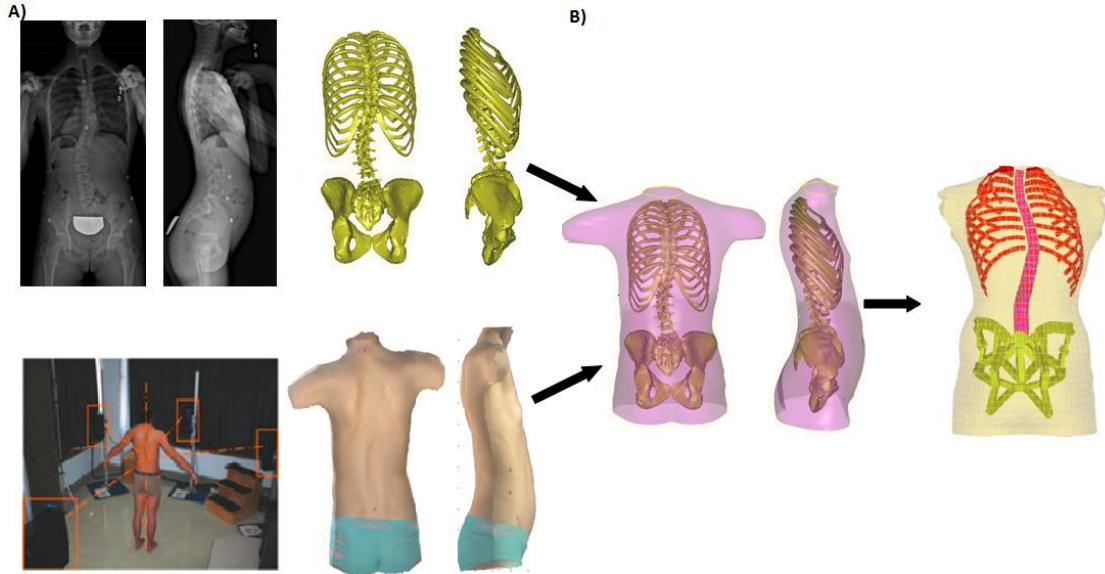


Figure 3-1 : A) Acquisition of the internal and external geometry using respectively bi-planar radiographic 3D reconstruction and a surface topography system; B) Geometries registration and finite element model of the trunk (for clarity, only the skin, spine, partial ribs and pelvis are shown)

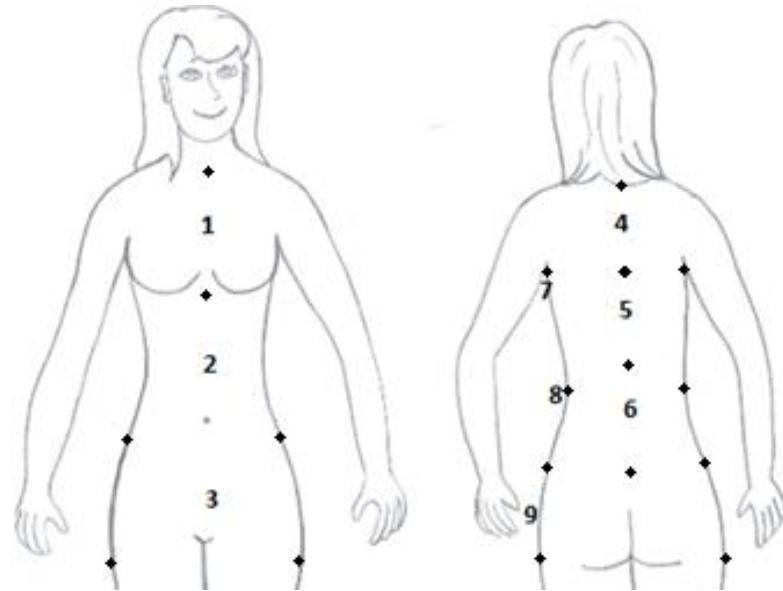


Figure 3-2 : Reference points delimiting the anatomical regions

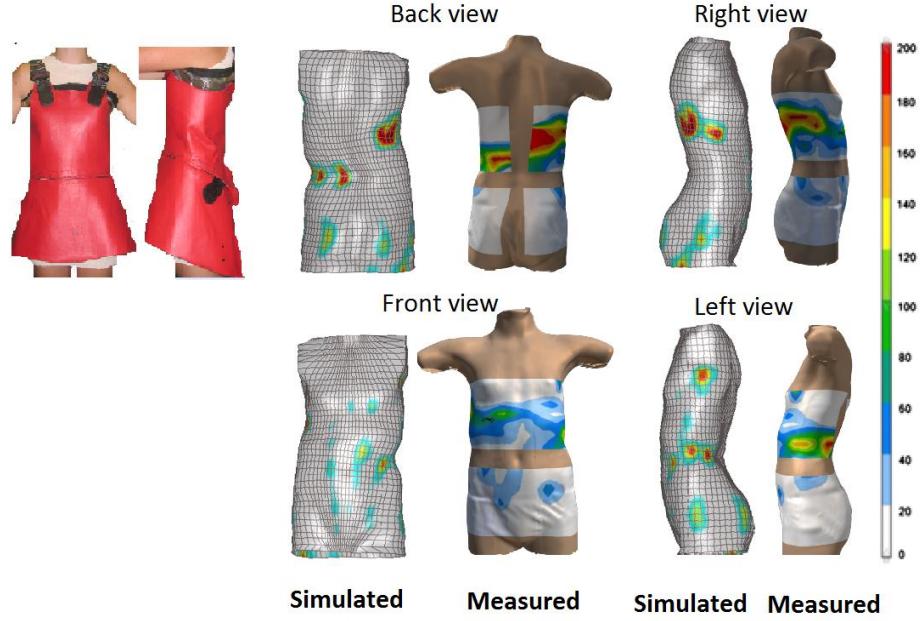
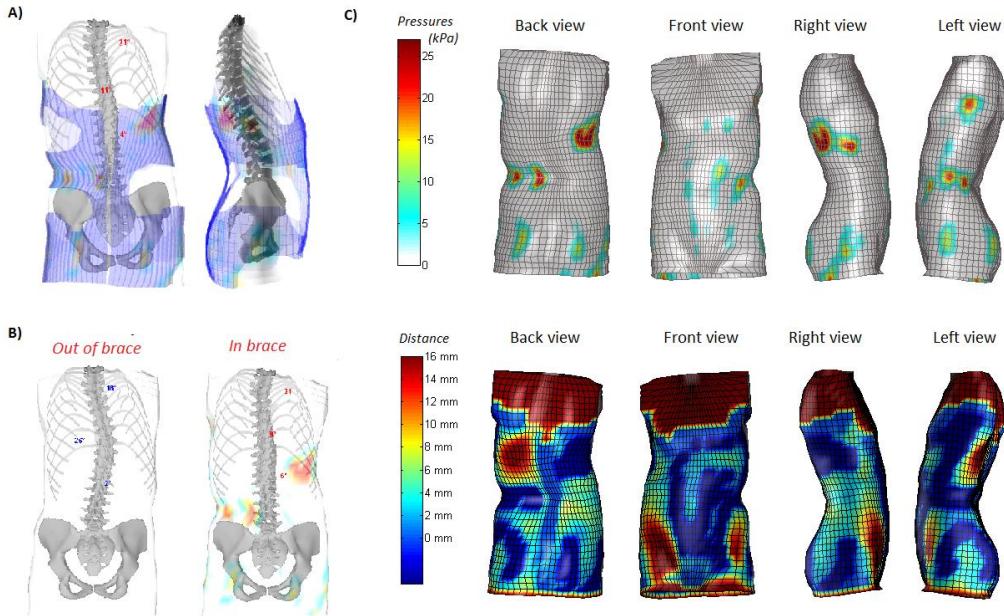


Figure 3-4: The pressure mat worn by a patient and an example of the comparison between the simulated and the measured pressures. For the simulated pressures, the grey color represents an area without pressures and for the measured pressures, the white color represents the area without pressures

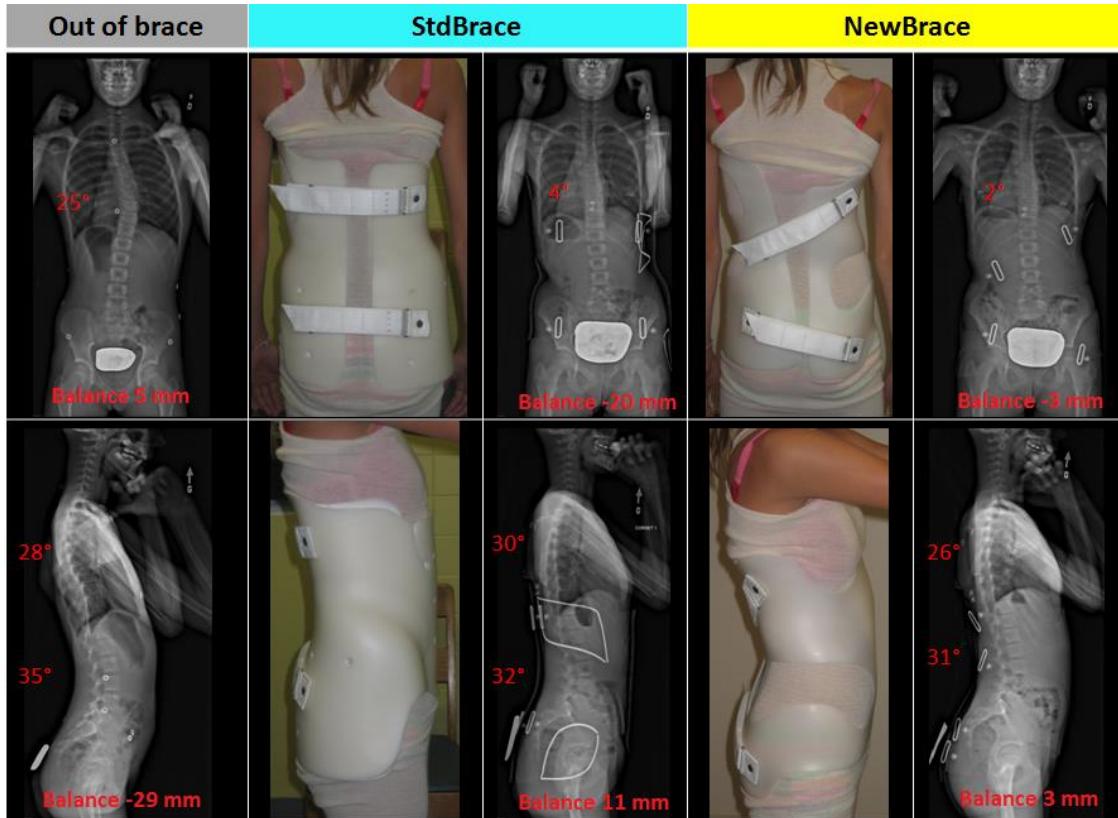


Figure 3-5: Radiographic results for a typical patient: out of brace (initial curve), with the StdBrace and with the NewBrace, in the postero-anterior and lateral views. Patient's balance is shown in millimeters.

3.3 Section complémentaire à l'article: Méthode de conception et d'évaluation du confort des corsets

Cette section a pour but d'expliquer plus en détails la méthode qui a été utilisée pour la conception et l'évaluation du confort des corsets fabriqués dans le cadre de ce projet. Le NouveauCorset a été fabriqué en utilisant une plateforme de simulation qui combine l'utilisation d'un logiciel CFAO de design d'orthèse relié à une fraiseuse numérique et d'un simulateur de corset. L'intégration du confort dans la méthode se traduit par la prise en compte de deux critères d'études: les pressions appliquées et l'aire de surface de la coque du corset. Ces deux critères visent à améliorer le confort physique et fonctionnel

du corset. La méthode d'évaluation du confort a été réalisée par le biais d'un questionnaire sur le confort. Le questionnaire et la méthode d'analyse des résultats pour le confort sont expliqués en détail dans cette section.

3.3.1 Méthode de conception du NouveauCorset

La méthode de design utilisée pour la conception du NouveauCorset est une méthode itérative qui vise à améliorer le design du corset par rapport à l'observation de trois paramètres spécifiques: la maximisation de la correction de l'angle de Cobb, la minimisation de l'aire de surface de la coque du corset et la limitation des pressions en fonction des seuils algométriques établis précédemment à l'aide de données retrouvées dans la littérature. La première étape était d'obtenir le modèle éléments finis (MEF) du patient généré à partir des reconstructions 3D. La géométrie interne (squelette) a été obtenue par des radiographies bi-planaires et la géométrie externe par topographie de surface. Puis un recalage entre les deux géométries a été réalisé pour obtenir la géométrie globale du patient et créer le MEF (voir sections 1.3.1, 1.3.2, 1.3.3). Sur 5 vertèbres ciblées du MEF du patient, des déplacements ont été imposés afin de générer une forme de tronc pré-corrigée. La stratégie pour appliquer les déplacements reste la même pour chaque patient mais les vertèbres ciblées changent puisque chaque courbe scoliotique est différente. La stratégie pour sélectionner et appliquer les déplacements sur les vertèbres est montrée à la figure 3.6. En partant du haut, la dernière vertèbre qui est alignée sur l'axe de référence (à 0 mm sur la figure 3.6), est contrainte à un déplacement de 0 mm. Pour l'exemple montré à la figure 3.6, cette vertèbre correspond à T4, donc la quatrième vertèbre à partir du haut. Le but est donc que cette vertèbre reste en position neutre afin d'éviter un déjettement trop important. La deuxième vertèbre ciblée est la vertèbre apicale de la courbure thoracique. Un déplacement correspondant à l'inverse de la distance qui sépare la vertèbre apicale avec l'axe de référence est imposé. La troisième vertèbre ciblée est la vertèbre charnière entre les courbes thoracique et lombaire (donc la vertèbre la plus proche de l'axe de référence entre les deux courbes). Le déplacement de cette vertèbre est imposé à 0 mm dans le but de garder l'équilibre de correction entre les segments thoracique et lombaire. La quatrième vertèbre ciblée est la vertèbre apicale de la courbe lombaire et la cinquième vertèbre est la deuxième vertèbre suivant la vertèbre apicale

lombaire. Les déplacements imposés correspondent à l'inverse de la distance qui sépare les vertèbres avec l'axe de référence. Cette méthode permet de mettre automatiquement la priorité de correction sur la courbure principale du patient tout en permettant de maintenir la courbe secondaire. Ainsi, si la courbe lombaire est plus importante que la courbure thoracique, les déplacements imposés sur ce segment seront plus importants. Les déplacements imposés sont illustrés en 2D et s'appliquent sur le MEF dans le plan frontal. Dans le plan sagittal, aucun déplacement n'est imposé dans le but de conserver le plus possible la cyphose et la lordose naturelle du patient.

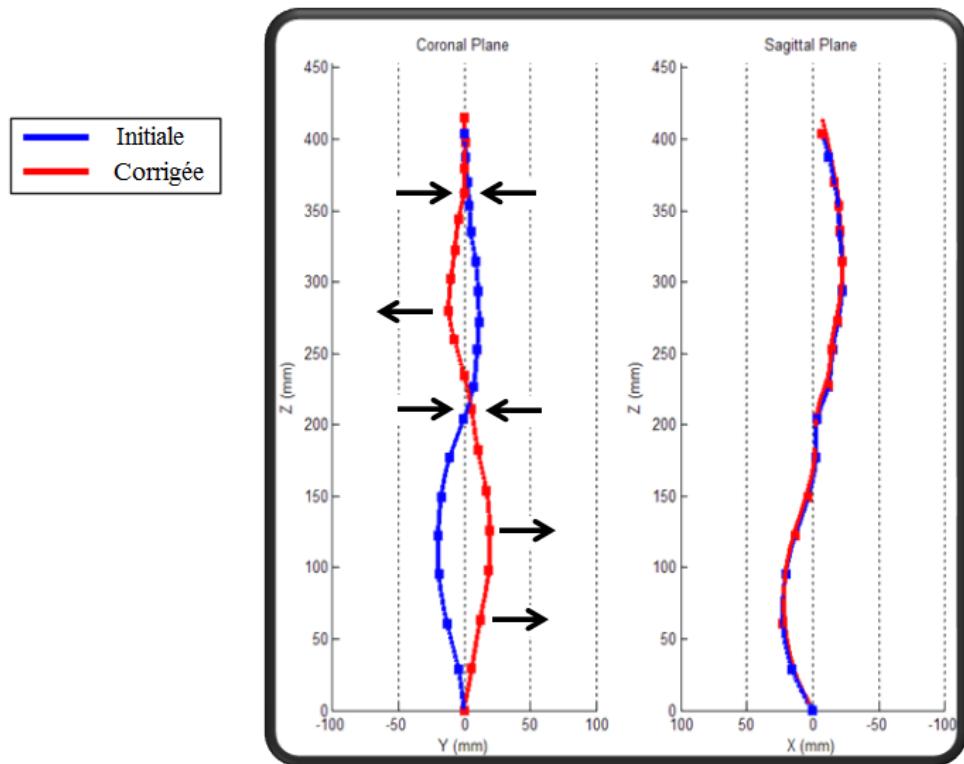


Figure 3-6: Stratégie pour appliquer des déplacements sur les 5 vertèbres ciblées du MEF du patient. La courbe bleue représente la courbure initiale et la courbe rouge représente les déplacements imposés.

Dans le MEF utilisé, les géométries interne et externe sont reliées ensemble. L'étape des déplacements imposés sur la géométrie interne (déplacements sur les vertèbres) mène donc à la génération d'une forme "corrigée" du tronc du patient. Les déplacements imposés sur les vertèbres ne visent pas à obtenir un rachis droit mais plutôt à obtenir un rachis surcorrige qui présente une courbure inverse à sa courbure scoliotique. La courbe

inverse est recherchée car les tests précédemment réalisés avec le simulateur montrent qu'il faut surcorriger afin que la forme finale, suite à la prise en compte de l'équilibre des forces, revienne vers un rachis droit. Ceci peut être expliqué par le retour élastique des tissus mous du MEF et du corset. En fait, les déplacements pour corriger le tronc sont imposés directement sur les vertèbres tandis que le corset est installé sur la peau du patient. En simulant l'installation du corset sur la géométrie externe (donc en appliquant les forces sur la peau du patient), les forces alors appliquées sur le rachis sont moins importantes puisque une partie de l'énergie de déformation est absorbée par les tissus mous (peau, tissus musculaires et adipeux). C'est pour cette raison qu'une surcorrection est alors recherchée pour le rachis afin que des forces maximales soient appliquées par le corset. Cette forme corrigée du tronc ainsi créée peut être importée dans le logiciel de design d'orthèse Rodin4D et servir de base pour la conception du corset. La figure 3.7 montre une forme de tronc importée dans Rodin4D. À cette étape, il est déjà possible d'observer que les appuis correctifs thoracique et lombaire et les évasements sont intégrés dans la forme générée.

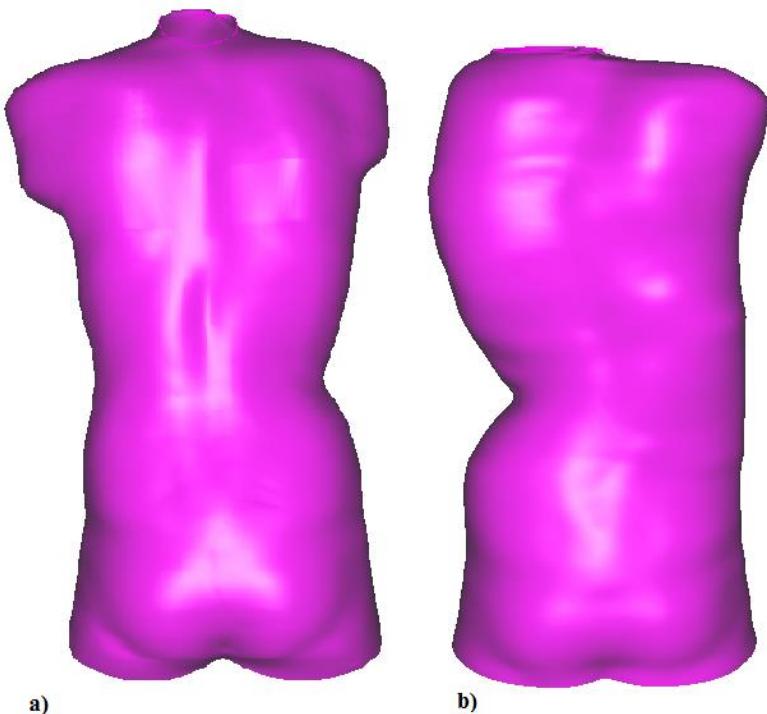


Figure 3-7: Forme du tronc du patient vue de dos a) forme du tronc initial du patient avant les déplacements imposés sur les vertèbres b) forme du tronc "corrigé" importée

dans Rodin avec un appui thoracique en haut à droite, un appui lombaire à gauche et des évasements du côté opposé aux appuis correctifs

Cette méthode de design qui implique d'imposer des déplacements sur des vertèbres pour obtenir un design de corset avait déjà été mise en place par Desbiens-Blais et Clin (2012). À partir de ce design, il est possible de faire fabriquer le corset à l'aide d'une fraiseuse numérique pour le tester en clinique et la méthode a été validée sur 7 patients. Les prochaines étapes qui seront expliquées ont été mise en place pour la réalisation du projet de maîtrise détaillé dans ce mémoire.

Le processus itératif qui vise la combinaison de la maximisation de la correction et de la minimisation de l'inconfort commence à cette étape de la méthode de conception. En résumé, les étapes réalisées sont les suivantes. À partir du tronc "corrige" obtenu, un corset est créé dans le logiciel CFAO. Sur la forme, des découpes sont appliquées et une augmentation des appuis correctifs intégrés dans la forme de base est ajoutée. Puis, les contre-appuis sont ajoutés afin de balancer le design du corset.

La première étape du processus itératif est d'obtenir la meilleure correction possible. La priorité première est donc de vérifier si le corset aura une efficacité corrective maximisée. Les paramètres de design sont appliqués sur la forme et l'installation du corset ainsi créé est testée dans le simulateur de corset. À chaque modification du design, le corset doit être simulé. La simulation permet d'observer une prédiction de la correction de la courbure, les pressions appliquées et l'ajustement du corset sur le corps. Les paramètres de design testés durant le processus itératif sont les suivants:

Le contre-appui situé sur le grand trochantérien doit-il être positionné à gauche ou à droite? Les deux situations sont simulées et la position du contre-appui est définie par la solution présentant la moins grande force à la vertèbre T1 (voir figure 3.8)

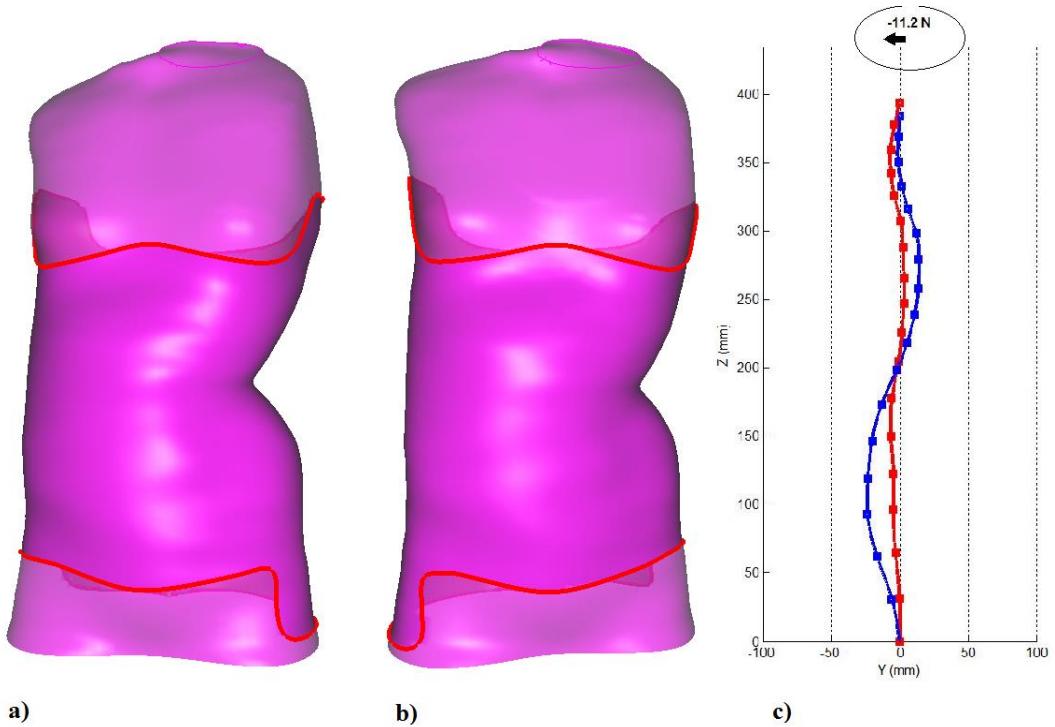


Figure 3-8: Comparaison de la simulation de la correction et de la force à la vertèbre T1 lorsque l'appui trochantérien est positionné à gauche (a) ou à droite (b) et exemple de la simulation obtenue pour la correction avec l'affichage de la force exercée à T1 (c)

Le contre-appui axillaire est ajouté du côté opposé de l'appui correctif thoracique. Pour l'intégrer sans modifier l'évasement ni créer de point de pression, la forme est modifiée pour présenter un design droit au niveau de l'aisselle au lieu d'un design bombé (voir figure 3.9). Le contre-appui est ajouté pour rééquilibrer les forces appliquées par le corset ce qui a pour conséquence de diminuer la force à T1. L'appui est positionné plus haut que l'appui thoracique pour ne pas influencer la correction et il "retient" le patient pour le positionner plus droit dans le corset afin d'éviter d'augmenter le déjettement. Le design intégrant le contre-appui est simulé pour vérifier ces éléments (correction non modifiée et force à T1 diminuée).

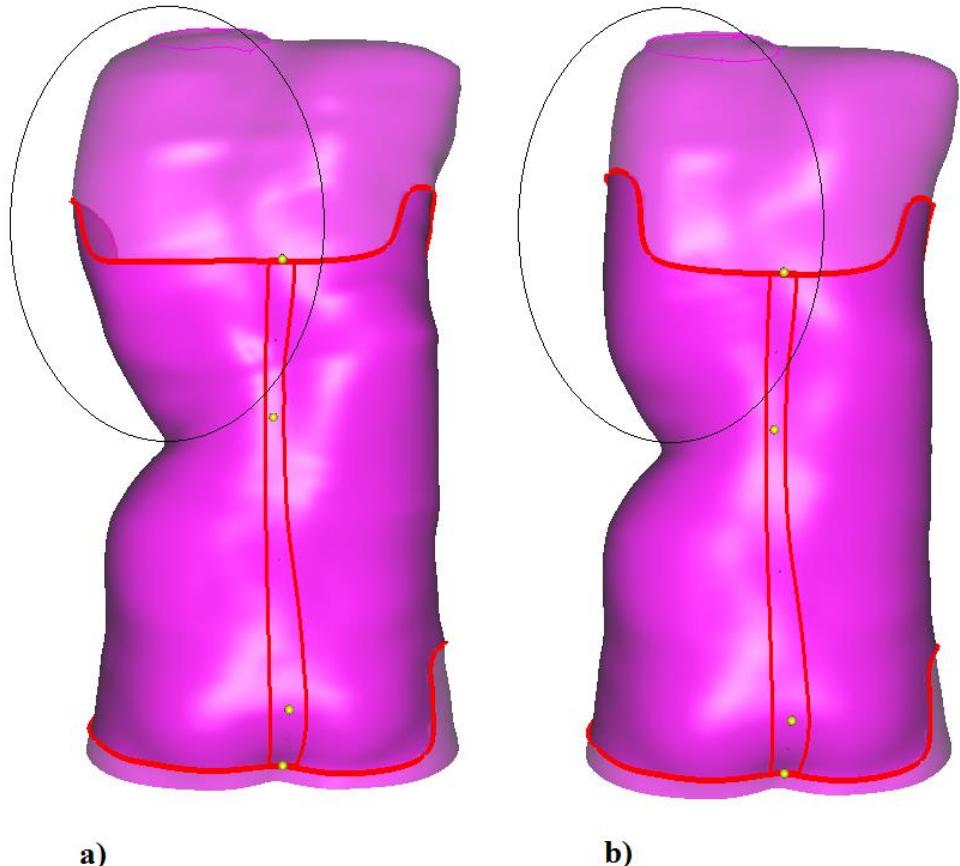


Figure 3-9: Ajout du contre-appui axillaire à l'opposé de l'appui correctif thoracique

Les appuis thoracique et lombaire sont augmentés par tranche de 3 mm à chaque itération. La modification des appuis correctifs est réalisée seulement au niveau de l'intensité et non au niveau de la localisation. On cesse d'augmenter les appuis lorsque les résultats de correction demeurent inchangés ($\pm 0,5^\circ$ pour la prédiction de l'angle de Cobb corrigé) même avec l'augmentation des appuis. Cette étape permet d'obtenir la meilleure correction possible sans augmenter les pressions inutilement (voir figure 3.10).

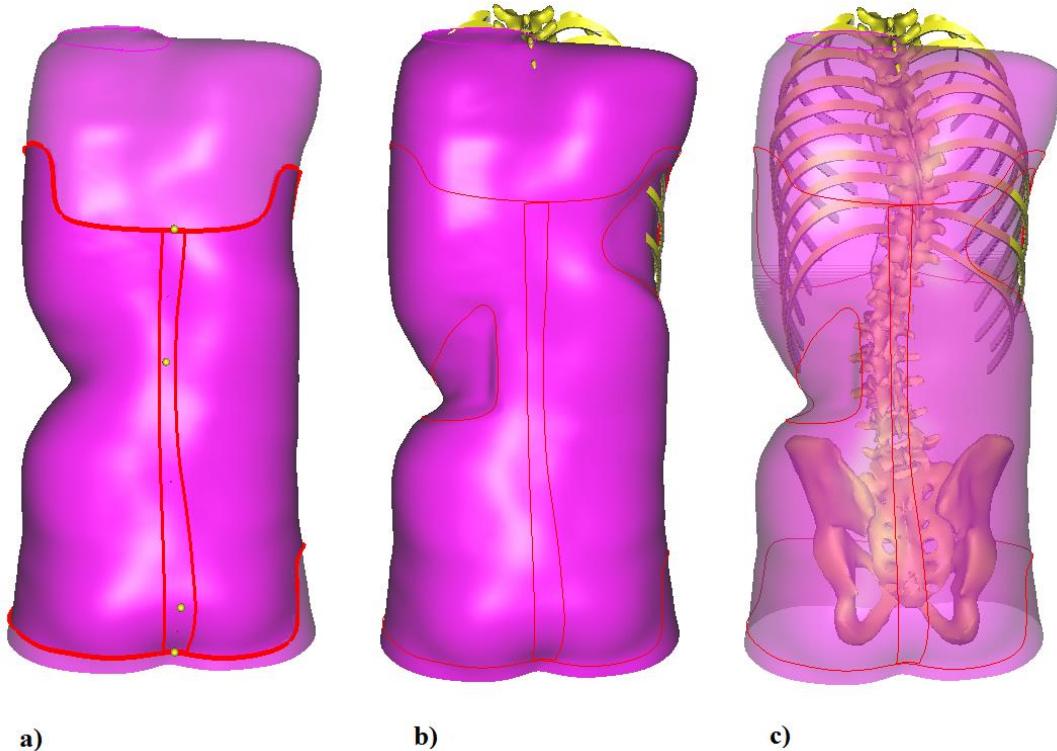


Figure 3-10: Augmentation des appuis thoracique et lombaire: a) forme sans l'augmentation des appuis b) forme avec l'augmentation des appuis c) forme avec l'augmentation des appuis mise en transparence pour voir la courbe initiale (reconstruction 3D du squelette)

L'application de courroies diagonales est testée par simulation et le résultat est comparé avec la simulation de l'application de courroies horizontales. Les courroies diagonales sont appliquées en partant de l'apex jusqu'à la vertèbre limite inférieure de la courbure principale (toujours en partant du haut vers le bas). Le meilleur résultat de correction est considéré pour la solution. Si le résultat de correction est le même pour les deux options de courroies, la force appliquée à T1 est évaluée et la solution présentant la force la plus petite est considérée. Peu importe le résultat obtenu, les courroies sont au nombre de trois: une courroie thoracique, une courroie lombaire et une courroie glutéale.

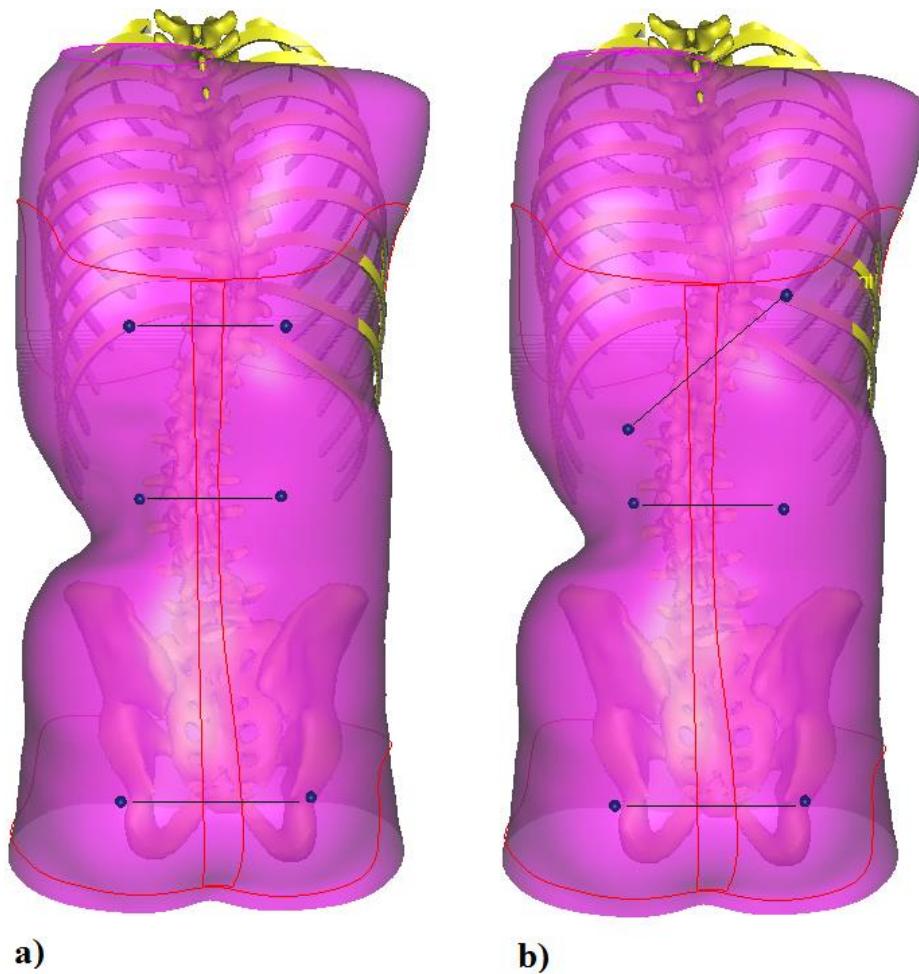


Figure 3-11: Application des courroies: a) courroies horizontales b) courroies diagonales

Lorsque la meilleure correction issue de ce processus est obtenue, les zones de pressions simulées sont analysées afin de vérifier si elles respectent les seuils algométriques définis auparavant. Lorsque les pressions appliquées sont inférieures aux seuils de pressions algométriques, elles ne sont pas augmentées. Toutefois, si les pressions appliquées sont supérieures aux pressions algométriques, l'appui correctif est diminué par tranches de 2 mm jusqu'à ce que la pression appliquée soit inférieure au seuil de pression maximal. Comme il a été expliqué plus tôt, il est important de distinguer l'inconfort de la douleur. En fait, les seuils algométriques permettent de savoir à partir de quelle valeur de pression la douleur est ressentie. L'atteinte des seuils algométriques n'est donc pas recherchée et les pressions appliquées doivent être très inférieures.

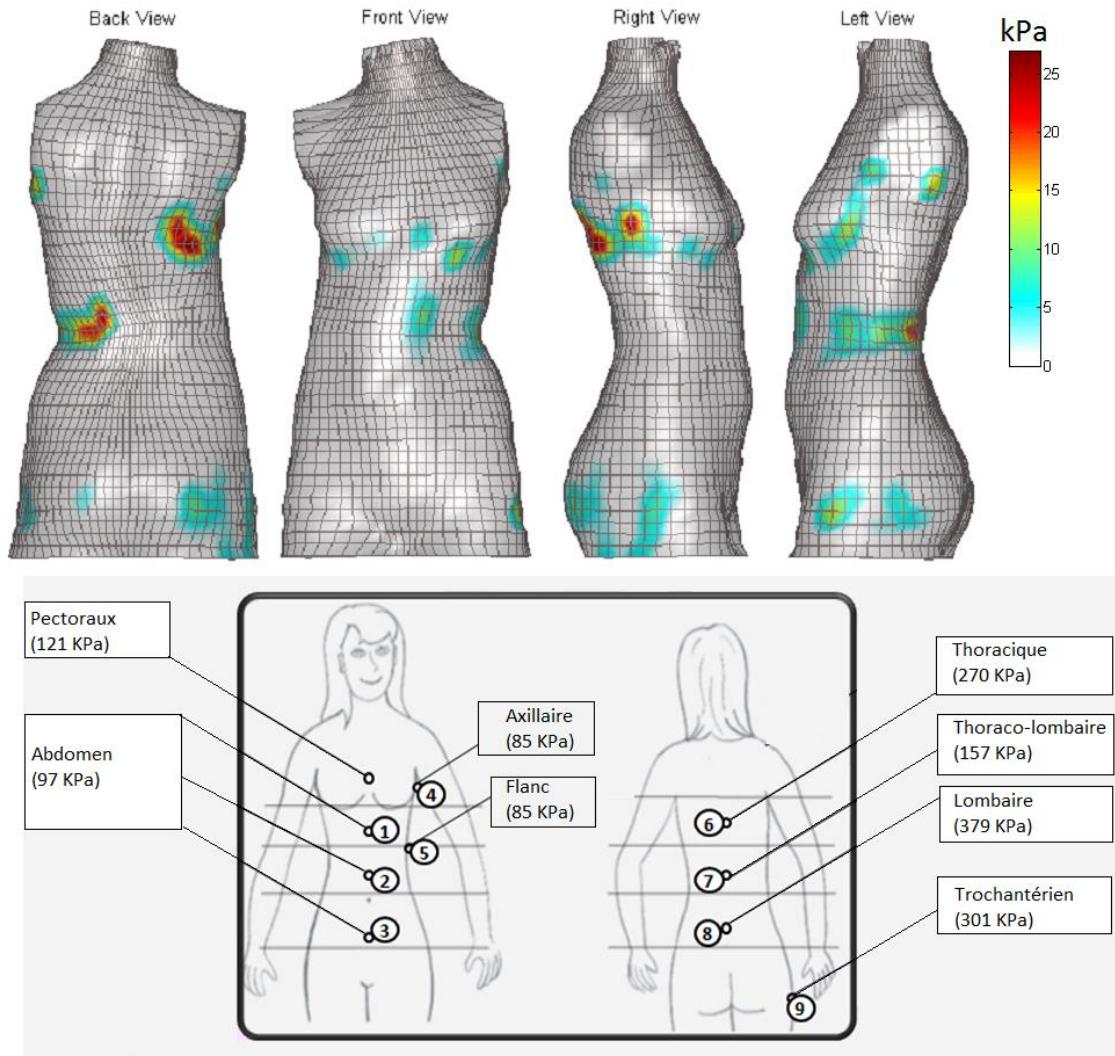


Figure 3-12: Analyse des pressions simulées et comparaison avec les seuils algométriques

Lorsque la correction obtenue est maximisée et que les pressions sont vérifiées, l'étape de minimisation de l'aire de surface de la coque est abordée. Sur la simulation finale du design présentant la correction et les pressions vérifiées, la simulation de l'ajustement du corset est aussi évaluée. Cette simulation de l'ajustement permet d'obtenir la distance entre la coque du corset et la peau du patient. Toute la matière du corset située à plus de 6 mm du corps du patient est d'abord retirée pour créer de grandes ouvertures. La valeur de 6 mm a été définie afin de considérer les mouvements de respiration et de laisser assez de

matière pour l'inspiration. Le simulateur permet la simulation de l'installation du corset sur une position neutre du tronc du patient (donc sans l'inspiration ou l'expiration). Cette limite de 6 mm évite aussi de créer des zones de pression trop mince qui pourraient pincer la peau lors des mouvements ou qui s'affaibliraient avec le port et le serrage du corset. Cette dernière modification est aussi simulée afin de vérifier que la correction et les pressions sont conservées intactes.

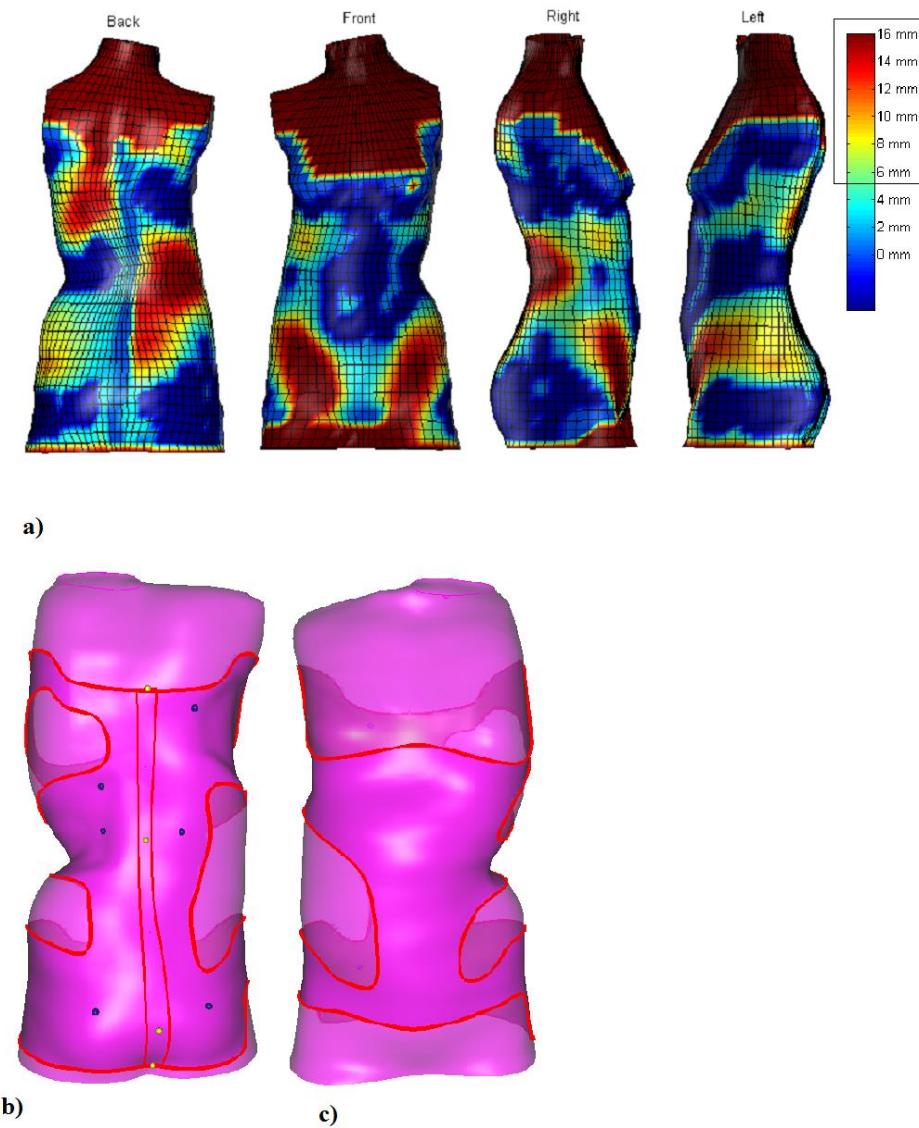


Figure 3-13: Retrait de la matière située à plus de 6mm de la peau: a) simulation de l'ajustement du corset b) corset allégé, vue de dos c) corset allégé, vue de face

Cette méthode permet d'obtenir un design visant la maximisation de la correction de la courbure, le contrôle des pressions appliquées et la minimisation de l'aire de surface de la coque du corset. Le corset ainsi obtenu a ensuite été fabriqué à l'aide d'une fraiseuse numérique et comme il a été mentionné dans l'article, aucun appui ni couche de mousse n'a été ajouté lors de l'installation en clinique. La figure 3.14 résume le processus itératif détaillé plus haut.

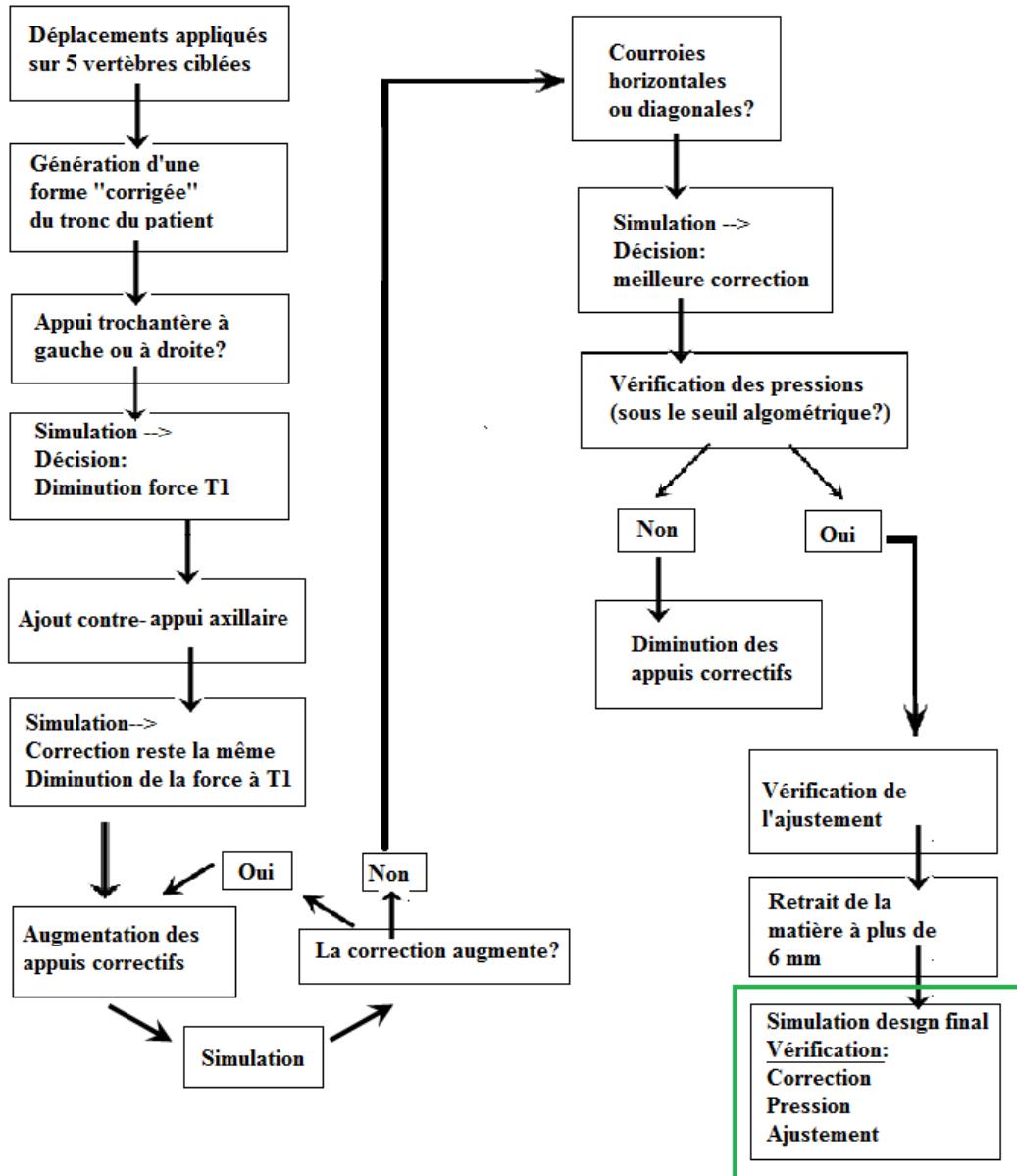


Figure 3-14: Résumé du processus itératif pour la conception d'un corset maximisant la correction et minimisant l'inconfort

3.3.2 Méthode d'évaluation du confort des corsets

3.3.2.1 Élaboration du questionnaire

Comme mentionné dans la revue de littérature, le confort est une donnée subjective qui peut dépendre de la perception de chacun. Le but du questionnaire était donc de caractériser objectivement le confort du corset en considérant un critère biomécanique (pression). Dans le cadre de ce projet et dans le développement de la méthode de conception, seulement l'inconfort physique et fonctionnel ont été abordés. L'inconfort psychologique n'a pas été pris en compte puisqu'il ne résulte pas de paramètres biomécaniques. Dans le cadre de ce projet, l'expression "corset confortable" se réfère à un corset qui présente un niveau de confort assez élevé pour pouvoir permettre au patient de le porter toute la journée.

Afin d'évaluer le confort, un questionnaire a été remis au patient. Ce questionnaire a été élaboré spécifiquement pour ce projet puisqu'il n'a pas été possible de trouver un questionnaire déjà existant correspondant au besoin du projet. L'âge de la population évaluée se situait entre 11 et 15 ans et une échelle visuelle analogue semblait compliquée à utiliser pour les plus jeunes patients. Les patients éprouvaient des difficultés à répondre seul au questionnaire et à choisir un seuil d'inconfort entre 0 et 10 sans l'aide des parents. Il existe aussi un questionnaire utilisé au CHU Ste-Justine pour quantifier la douleur en utilisant les figures suivantes :  . Toutefois, ce questionnaire n'était pas adapté pour le projet. En fait, les patients qui participaient à ce projet de recherche recevaient un corset pour la première fois. C'est une étape difficile pour eux qui n'est pas toujours facile à accepter. Dans le cadre de ce projet, l'utilisation de figures semblait plutôt évaluer le confort psychologique et il est peu probable que des patients auraient choisi la figure souriante. De plus, ce questionnaire ne permettait pas d'évaluer le confort séparément pour chaque zone anatomique. Un nouveau questionnaire a donc été créé. Celui-ci est composé de deux questions : une question pour évaluer le confort relatif aux pressions en position debout et une autre pour le confort relatif aux pressions en position assise. Il consiste à utiliser un code de couleur simple (vert, jaune ou rouge) afin d'illustrer la localisation et le niveau de l'inconfort sur des figures simples. Le vert était utilisé pour représenter un inconfort léger, le jaune pour représenter un inconfort modéré

et le rouge pour représenter un inconfort sévère. Pour chaque corset remis (CorsetStandard et NouveauCorset), le patient devait évaluer le confort relié aux pressions appliquées en dessinant des zones colorées sur les figures. La figure 3.15 montre un exemple de réponse recueillie pour un patient en clinique.

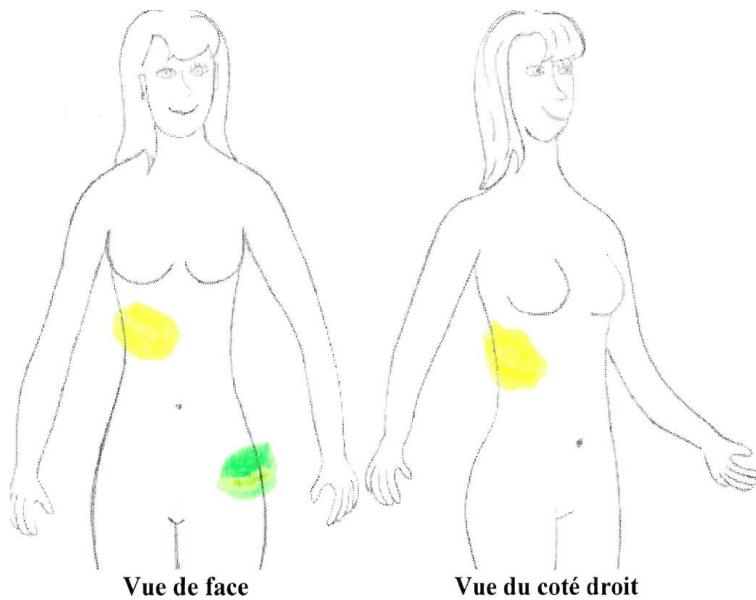


Figure 3-15: Exemple de réponse recueillie sur les figures du questionnaire sur le confort relié aux pressions appliquées

3.3.2.2 Validation du questionnaire

Avant d'être utilisé pour ce projet d'amélioration du confort des corsets, le questionnaire a été validé sur 10 patients scoliotiques en clinique lors de leur remise de corset. La validation du questionnaire a été réalisée dans le cadre d'une sous-étude avant le commencement de l'étude pour l'amélioration du confort des corsets. Les 10 patients considérés pour la validation du questionnaire ne sont donc pas les mêmes sujets que les 15 patients recrutés pour l'évaluation du confort et de l'efficacité du NouveauCorset. Comme pour tout instrument de mesure, la qualité du questionnaire devait être connue afin de pouvoir prendre en compte les données recueillies. Trois qualités fondamentales ont alors été vérifiées:

- Les mesures réalisées sont-elles reproductibles (fiabilité des données)?
- Le questionnaire permet-il de rendre compte d'une modification de la circonstance étudiée (sensibilité des données)?
- Le questionnaire mesure-t-il bien ce pourquoi il a été construit (validité des données)?

La reproductibilité et la sensibilité des données ont été testées en remettant deux corsets à chacun des 10 patients et en comparant les pressions appliquées (recueillies à l'aide de la matrice de pression installée sur le patient) avec les réponses du questionnaire. C'est 10 patients ont été recrutés seulement pour la validation du questionnaire. Le but était de tester si le niveau d'inconfort augmentait en fonction de l'augmentation des pressions. Les deux corsets présentaient un design similaire mais différaient au niveau de la méthode de fabrication. Le premier corset était un corset TLSO standard et le deuxième corset était un corset TLSO fabriqué avec la méthode CFAO (sans l'intégration des paramètres de confort). Le corset standard était fabriqué par un orthésiste d'expérience en utilisant la méthode du moule en plâtre. Le même orthésiste a été consulté pour élaborer le design du corset fabriqué avec la technique CFAO. Les deux corsets étaient installés par ce même orthésiste durant la même visite à la clinique de scoliose du CHU Ste-Justine. Les appuis des deux corsets étaient situés aux mêmes endroits (en thoracique ou en lombaire) mais présentaient parfois des niveaux de pressions différents. Avec ces dix patients, il a été possible de voir que les niveaux d'inconfort augmentaient en fonction de l'augmentation de pression et ce, même si le design présenté au patient était similaire. Pour des pressions similaires, la couleur utilisée pour illustrer les niveaux d'inconfort était la même. De plus, la simplicité du questionnaire (évaluation d'un seul paramètre, l'inconfort dû aux pressions, dans deux positions) le rendait facile à comprendre pour les jeunes patients. Aucun patient n'a évalué le mauvais paramètre. Toutefois, il fallait parfois aider le patient à différencier le côté droit du côté gauche sur les figures. Suite à cette brève validation, il a été jugé que le questionnaire pouvait être utilisé pour évaluer le confort des corsets fabriqués pour le projet d'amélioration du confort.

3.3.2.3 Comparaison du confort avec le questionnaire

Le questionnaire élaboré a donc été utilisé pour comparer le confort entre le NouveauCorset et le CorsetStandard. Pour chaque corset remis, le patient devait remplir le questionnaire après avoir porté le questionnaire au moins une demi-heure (le temps de se rendre en radiologie, d'attendre pour la prise de radiographies et de revenir à la salle de l'orthésiste). Une méthode simple a été mise en place pour comparer le confort entre les deux corsets. D'abord chaque zone anatomique est comparée entre elle. Par exemple, la zone thoracique du NouveauCorset est comparée avec la zone thoracique du CorsetStandard. La couleur utilisée est d'abord observée. Si aucune couleur n'est présente sur une zone anatomique de la figure, cela correspond à l'absence d'inconfort pour cette zone. La couleur verte est considérée comme une zone plus confortable que la couleur jaune qui est elle-même considérée comme une zone plus confortable que la couleur rouge. Prenons l'exemple suivant:

- Pour le NouveauCorset, la couleur verte est utilisée en thoracique et aucune couleur n'est utilisée en lombaire.
- Pour le CorsetStandard, la couleur jaune est utilisée en thoracique et aucune couleur n'est utilisée en lombaire.
- Alors le NouveauCorset est considéré plus confortable que le CorsetStandard.

Si la même couleur est employée pour la même zone correspondante (les deux corsets présentent du jaune sur la zone lombaire), le confort est considéré comme équivalent entre les deux corsets.

Si plusieurs zones sont colorées de façon différente, chaque zone est évaluée par rapport à la zone correspondante sur l'autre corset. Une "moyenne du confort" est considérée pour évaluer le confort global. Prenons les exemples suivants:

- Pour le NouveauCorset, la couleur verte est utilisée en thoracique et la couleur rouge est utilisée en lombaire.
- Pour le CorsetStandard, la couleur rouge est utilisée en thoracique et la couleur verte est utilisée en lombaire.
- Dans cette situation, la "moyenne du confort" correspond à léger+sévere pour le NouveauCorset en comparaison à sévère+léger pour le CorsetStandard. Alors le confort de ces deux corsets était considéré comme équivalent.

Voici un autre exemple:

- Pour le NouveauCorset, la couleur verte est utilisée en thoracique et la couleur rouge est utilisée en lombaire.
- Pour le CorsetStandard, la couleur jaune est utilisée en thoracique et la couleur jaune est utilisée en lombaire.
- Dans cette situation, la "moyenne du confort" correspond à léger+sévere pour le NouveauCorset en comparaison à modéré+modéré pour le CorsetStandard. Alors le confort de ces deux corsets était considéré comme équivalent.

CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette étude avait pour but d'intégrer des critères permettant de considérer le confort dans une méthode rationnelle de design afin de concevoir des corsets orthopédiques plus confortables. L'idée principale de ce projet était qu'une augmentation du confort pourrait aider à améliorer la tolérance et la participation du patient au traitement par corset. La méthode utilisée comprend l'utilisation d'un programme qui permet la simulation de l'installation d'un corset sur un patient combiné à un logiciel CFAO de design de corset et à une fraiseuse numérique. Cette méthode de conception de corset a été validée précédemment par Desbiens-Blais (2012) sur 7 patients scoliotiques. Dans le cadre de ce projet, la méthode de conception a été améliorée afin de mettre en place un processus itératif permettant de concevoir des corsets plus efficaces et plus confortables. Cette méthode améliorée permet de concevoir un corset présentant une correction maximisée, un design allégé comparativement au corset de Boston standard et un inconfort minimisé (limitation des pressions appliquées dans le but d'améliorer la tolérance du patient au port du corset et minimisation de l'aire de surface de la coque du corset pour créer un design allégé et diminuer le sentiment d'oppression). Pour ce projet, un questionnaire permettant d'évaluer et de comparer le confort relié aux pressions a aussi été élaboré. Finalement, le projet permet une validation plus poussée de la plateforme de simulation précédemment mise en place. Les résultats obtenus dans ce projet montrent que l'intégration de critères de confort dans la conception de corset est possible et applicable pour une utilisation en clinique. La plateforme de simulation permet d'obtenir une prédiction de la correction qui sera obtenue en clinique lors de l'installation du corset. Par la comparaison des résultats simulés avec ceux obtenus en clinique, la prédiction de correction s'est avérée précise à $\pm 5^\circ$ pour la mesure des angles de Cobb et à $\pm 7^\circ$ pour la mesure des angles de la cyphose et de la lordose. Comme mentionné dans l'article, la différence entre les résultats simulés et mesurés peut d'abord être expliquée par les approximations des conditions limites imposées lors de la simulation : le bassin était fixé en rotation et en translation et la vertèbre T1 ne pouvait bouger qu'en translation verticale. De plus, la simulation de la correction se fait sur le patient en supposant que celui-ci se tient debout et droit dans son corset. En réalité, il peut y avoir une variation des courbes dans le plan sagittal selon la position adoptée par le patient. Par exemple, même avec le corset serré, le patient peut se pencher vers l'avant (augmentation de la cyphose et diminution de la lordose) ou vers l'arrière (diminution de la cyphose et augmentation de la lordose). De ce fait, les résultats peuvent varier

lors de la prise des radiographies en fonction de la posture du patient. Il faut aussi considérer le fait que la position adoptée par le patient lors de la prise des radiographies dans le corset est de se tenir debout dans la cabine avec les bras pliés et levés vers l'avant. Cette position contribue à modifier la position naturelle du patient (comparativement à la position utilisée pour la simulation) et amène le patient à se pencher plus vers l'arrière. La différence observée entre les résultats peut aussi être expliquée par le fait qu'un corset de type TLSO ne permet pas de bien contrôler le segment thoracique supérieur à T6 (Howard 1998). Puisque le corset s'arrête sous la poitrine et sous les bras, le patient peut préserver la mobilité du segment supérieur. Cela peut être remarqué par une différence entre la hauteur des deux épaules suite à l'installation du corset (Desbiens-Blais 2012). Une différence de la hauteur des épaules indique un possible débalancement du patient. Cette inclinaison des épaules ne peut être considérée dans la simulation puisque T1 est contraint par les conditions limites. Il peut donc en résulter quelques imprécisions lorsque les forces appliquées par le corset sont élevées. Finalement, la flexibilité du patient n'a pas été évaluée avant la conception des corsets. Lors de l'utilisation du simulateur de corset, il était possible de choisir le niveau de flexibilité du patient (flexible, normal ou rigide) mais la sélection de cette variable reposait sur l'avis de l'orthésiste qui évaluait subjectivement la flexibilité du patient lors de sa visite en clinique. Il serait raisonnable de penser qu'une évaluation quantitative de la flexibilité permettrait d'obtenir des résultats plus précis et mieux adaptés pour chacun des patients. D'ailleurs, un projet de maîtrise présentement en cours au CHU Ste-Justine a comme objectif d'évaluer la flexibilité du patient par un test de suspension. Il serait intéressant d'intégrer les résultats de cette méthode à la plateforme de design pour évaluer la flexibilité des patients et mieux personnaliser le design des corsets.

La plateforme de simulation peut aussi être employée pour permettre à l'utilisateur de faire un choix en ce qui concerne la stratégie à adopter pour le design du corset. Elle élimine la pose empirique d'appuis correctifs et permet de positionner les appuis directement aux endroits désirés. Puisque le simulateur permet d'évaluer à l'avance la correction du corset, il est possible de tester plusieurs designs pour un même patient, chose impossible en clinique vu les radiations émises lors de la prise de radiographies. Cette technique itérative de design permet de concevoir un corset présentant une correction maximisée qui peut être approuvée avant la fabrication du corset. Dans le cadre de ce projet, l'approche testée par le simulateur s'applique au design de corset TLSO. Toutefois, dans le cadre d'une étude multicentrique sortant des limites de ce projet,

le simulateur de corset a aussi été employé pour évaluer le design de différents types de corset comme le corset de Chêneau et le corset de Providence. La plateforme de simulation pourrait donc permettre de comparer l'installation de différents types de corset pour un même patient afin d'analyser quel type d'orthèse serait la mieux adaptée.

En ce qui concerne l'intégration des critères représentant le confort, la méthode utilisée a d'abord permis d'obtenir des corsets au design plus allégé. Les appuis sont intégrés directement dans la coque du corset et aucun ajout de coussin correctif ou de mousse n'est nécessaire. Cela a donc permis d'obtenir des corsets 61% plus minces en comparaison aux corsets standard (75% plus mince aux endroits où le corset standard comportait des coussins correctifs et 50% plus mince partout ailleurs où le corset standard comporte une couche de mousse). Il existe déjà quelques designs de corset qui ne comportent pas de couche de mousse comme le corset de Chêneau, un corset populaire en Europe. À la connaissance de l'auteure, il n'y a pas d'étude qui compare le confort des corsets avec ou sans mousse. Toutefois, comme mentionné dans le mémoire de Desbiens-Blais (2012), les orthésistes de la compagnie Lagarrigue ont remarqué par expérience que les corsets munis d'une couche de mousse causent plus de friction sur la peau que les corsets sans mousse. Cette couche de mousse dont l'épaisseur initiale est de 15 mm contribuerait à causer plus d'irritation et plus de plaies dues au frottement. De plus, la mousse s'aplatit avec le temps et si le niveau de serrage du corset n'est pas ajusté, le corset peut perdre de son effet correctif. Ces propositions sont des observations cliniques rapportées par des orthésistes d'expérience et demeurent des données subjectives. Pour les 15 patients qui ont reçu un NouveauCorset dans le cadre de ce projet, l'absence de mousse n'a pas semblé être un problème au niveau du confort. Le fait que le corset soit plus mince et donc plus discret semblait au contraire satisfaire le patient. Toutefois, lorsque les deux corsets ont été présentés aux patients pour la première fois, ceux-ci semblaient penser que le corset standard muni de mousse serait plus confortable, avant même l'essayage des deux corsets. L'alternative qui a été testée a été d'insérer une mince couche de mousse (1 mm) au niveau des appuis de pression dans le NouveauCorset. Cette mousse, dont l'épaisseur est réduite de moitié lorsque le corset est serré, constituait un ajout négligeable lors de la mesure de l'épaisseur. L'ajout de la mince couche de mousse a été simulée et aucun effet significatif n'a été remarqué, tant au niveau de la correction qu'au niveau des pressions. Puisque le NouveauCorset était comparé à un corset avec mousse, l'ajout de cette couche semblait influencer favorablement l'acceptation du NouveauCorset par le

patient qui associait psychologiquement l'ajout de mousse avec une augmentation du confort. Avec l'analyse des réponses recueillies par le questionnaire (évaluation du confort relatif aux pressions), le NouveauCorset était plus confortable pour la grande majorité des patients (11 sur 15) en comparaison avec le CorsetStandard. Le confort du patient a seulement été évalué dans les positions debout et assise lors de l'installation initiale. Il n'a pas été analysé lors des mouvements quotidiens, ce qui peut faire varier les pressions appliquées (Aubin, 1997; Mac-thiong, 2004; Visser, 2011) et donc faire varier le confort. De plus, le niveau de douleur initial, avant la pose du corset, n'a pas été évalué pour permettre de nuancer l'inconfort associé au corset lui-même et l'impact d'une douleur initiale sur la mesure du confort associé au corset. Cela aurait pu avoir une certaine influence.

Comme expliqué dans l'article, il a été remarqué que le NouveauCorset semblait mieux s'ajuster à la forme naturelle du corps du patient puisque la géométrie externe du patient est acquise en position debout comparativement au CorsetStandard pour lequel la géométrie est acquise en position couchée. Le fait d'acquérir la géométrie en position debout et la création de grandes ouvertures sur l'abdomen a aidé à réduire le sentiment d'oppression. Cela pourrait aussi contribuer à expliquer pourquoi un plus grand nombre de patients semblaient plus confortables dans le NouveauCorset. Durant l'étude, il a été possible de revoir les premiers patients recrutés qui ont porté le NouveauCorset durant 4 à 6 mois (jusqu'au renouvellement de corset). La création des grandes ouvertures n'a pas affecté la durabilité du corset et les pressions appliquées étaient maintenues efficacement au niveau thoracique, lombaire et fessier à l'aide de trois courroies de serrage. Afin d'évaluer si l'intégration de critères de confort permet d'améliorer la tolérance au traitement, il serait intéressant d'inclure des dispositifs pour calculer le temps de port de chaque corset. Cela permettrait d'évaluer si le NouveauCorset permet une meilleure tolérance et une meilleure assiduité par le patient comparativement au CorsetStandard.

L'utilisation de la technique CFAO comporte plusieurs avantages comparativement à la technique de moule par plâtre. Tout d'abord, le temps d'installation du NouveauCorset est réduit de moitié par rapport au temps d'installation et de fabrication du CorsetStandard (environ 45 min pour le NouveauCorset comparativement à environ 1h30 pour le CorsetStandard). Aussi, le corset fabriqué à l'aide du logiciel de design d'orthèse peut être enregistré et réutilisé plus tard lors du renouvellement du corset. La technique CFAO implique que le processus d'acquisition de la géométrie externe est grandement simplifié pour le patient et l'orthésiste. Cela évite aussi à

l'orthésiste de manipuler un bloc de plâtre lourd et encombrant et au patient de se faire recouvrir de plâtre. Toutefois, l'apprentissage de la technique CFAO est difficile et nécessite du temps. C'est un défi pour les orthésistes de passer d'une méthode manuelle à une méthode virtuelle. Pour cette raison, les corsets standards ont été fabriqués en utilisant la méthode de moule par plâtre. Il aurait été intéressant de comparer les corsets simulés avec des corsets standards fabriqués par la méthode CFAO car cela aurait pu diminuer le biais introduit par la différence entre les techniques de fabrication. Afin de compenser ce biais, le NouveauCorset et le CorsetStandard ont été installés par le même orthésiste, lors de la même visite du patient et avec une attente de plus d'une heure entre l'installation des deux corsets.

La matrice de pression insérée sous chaque corset serré a permis d'observer que les pressions appliquées par les deux corsets étaient semblables à 80%. La différence entre les mesures résidait surtout au niveau du site de ces pressions. L'intensité des pressions étaient souvent comparable et la différence de confort notée par le questionnaire pourrait s'expliquer par la façon dont les pressions étaient appliquées : de façon graduelle et uniforme, sur de plus ou moins grandes surfaces ou à des endroits différents sur le corps. Il se peut aussi que les grandes ouvertures et la forme physiologique du NouveauCorset aient contribuées à améliorer le confort par rapport aux pressions ressenties. En effet, si le corps a plus d'espace pour se déplacer dans le corset lors de l'application des forces (par les ouvertures ou les zones d'évasement remplies par la déformation du tronc), cela pourrait mieux distribuer les pressions et les rendre moins inconfortables. Une imprécision réside au niveau de la matrice de pression utilisée puisque la mesure maximale est de 200 mmHg. Lors des mesures en clinique, la matrice était souvent saturée. Pour valider les pressions simulées avec les pressions mesurées seulement les valeurs inférieures ou égales à 200 mmHg ont donc été utilisées. Puisque la correspondance entre les pressions simulées et celles mesurées en clinique était bonne à 92%, l'outil de simulation a été utilisé pour estimer les pressions appliquées qui étaient supérieures à cette valeur. Ce manque de mesure ne constituait toutefois pas un obstacle pour la validation des pressions simulées. Cette validation montre que l'outil de simulation peut être particulièrement utile pour vérifier si les pressions appliquées respectent les seuils de pressions établis et si les pressions sont localisées aux endroits désirés.

L'évaluation de l'humidité dans le corset n'a pas pu être réalisée dans le cadre de ce projet. Les tests étant réalisés durant la période d'installation du corset, le temps alloué était trop court pour évaluer l'humidité qui est créée dans le corset. Il est toutefois possible de supposer que les

grandes ouvertures permettraient une meilleure aération du corps du patient lors du port du corset puisqu'il y a moins de matière du corset en contact avec la peau du patient. La tolérance du patient par rapport à l'humidité serait améliorée puisque moins de zones corporelles se retrouvent à l'intérieur du corset. Pour mieux évaluer si le NouveauCorset crée moins d'humidité que le CorsetStandard sur les zones comportant de la matière plastique, des capteurs de température ou d'humidité pourraient être intégrés au design du corset.

Limiter les pressions appliquées en utilisant le même seuil de pressions pour tous les patients demeure un défi puisque, comme il a été observé lors de la remise des corsets aux patients participants, chaque personne présente un seuil de tolérance différent. Aussi, les données qui ont été trouvées dans la littérature et qui ont utilisées pour cette étude sont des données recueillies auprès de patients sains et elles peuvent ne pas être adaptées pour des patients scoliotiques. À la connaissance de l'auteure, il n'existe pas de données algométriques ou de données caractérisant un seuil de douleur réalisées auprès de patients scoliotiques. C'est pourquoi des données recueillies auprès de patients sains ont été utilisées. La scoliose est une pathologie qui affecte aussi les systèmes musculaires et ligamentaires et cela peut avoir un effet sur le seuil de tolérance à la douleur. Les seuils algométriques maximaux trouvés dans la littérature variaient entre 80 et 300 kPa (600 et 2250 mmHg). Ces valeurs représentent la pression à partir de laquelle une douleur est ressentie pour des patients sains. Dans la littérature, les pressions maximales appliquées par les corsets varient entre 23 kPa (175 mmHg) pour un corset de type Boston (Visser, et al., 2012) et 37 kPa (382 mmHg) pour le corset de Providence (D'Amato, 2003). Les données recueillies par le simulateur montrent que les pressions maximales appliquées par le NouveauCorset se situaient autour de 35 kPa (262 mmHg). Comme le montre les réponses du questionnaire, même si les seuils de pression étaient respectés, deux patients ont déclarés ressentir un inconfort sévère pour le NouveauCorset (comparativement à quatre patients pour le CorsetStandard). Avec un seuil maximal très inférieur aux limites algométriques, les pressions appliquées par le corset ont permis d'obtenir des réponses d'inconfort léger et modéré pour la plupart des corsets. Par contre, il a été possible d'observer que les valeurs des données algométriques ne semblent pas toujours adaptées aux patients scoliotiques. Ces données nous permettent aussi de voir que le seuil maximal de pression pouvant être appliqué par les corsets n'est pas encore bien connu. Les données algométriques peuvent toutefois être utilisées à titre de guide pour le design des corsets. Elles peuvent indiquer quelles régions sont plus sensibles et au

niveau de quels régions anatomiques les patients sont plus susceptibles de ressentir de la douleur. Il serait intéressant de créer une charte de seuil de pression adaptée au design de corset pour les patients scoliotiques et de personnaliser le design des corsets en fonction de la tolérance de chaque patient. Cette charte permettrait un meilleur contrôle des pressions appliquées et une amélioration plus poussée du confort.

Bien que l'outil de simulation permette de faire plusieurs itérations pour améliorer la correction initiale du corset, la prédition de l'effet long-terme du corset et de la progression de la courbure ne peut être simulée. Bien que ces résultats n'aient pas été présentés dans ce mémoire, il est possible de simuler les charges appliquées sur chaque vertèbre avant et après l'installation du corset. Il est donc possible de voir si les pressions asymétriques sont rééquilibrées avec l'application du corset. Comme énoncé dans les travaux de Clin et al. (2010), un rééquilibre ou une inversion de ces pressions sur les côtés concaves et convexes des vertèbres permettrait d'augmenter les chances de réussite du traitement. On peut donc supposer qu'il serait possible d'estimer si le corset permettra un bon résultat à long terme. La simulation n'intègre pas non-plus l'activation musculaire et il est seulement possible de simuler l'action passive du corset (les forces appliquées et la déformation résultante du tronc). L'action active du corset a été peu étudiée dans la littérature (Nachemson & Peterson, 1995; Odermatt, et al., 2003; Wynarsky & Schultz, 1991). Les muscles entourant le rachis rigidifient le tronc du patient et peuvent se contracter lors du serrage du corset. Ils peuvent aussi participer à la correction en étant activés pour «fuir» les zones de pressions et placer le patient dans une position corrigée. Toutefois, même sans cette inclusion, les simulations ont permis d'obtenir de bonnes prédictions pour la correction en clinique. Comme proposé dans le mémoire de Desbiens-Blais (2012), l'hypothèse qui pourrait être posée serait que l'activation musculaire aurait des résultats plus significatifs à long terme que lors de la correction immédiate. On peut affirmer que l'outil de simulation est assez précis pour être utilisé en clinique afin de valider le design du corset et s'assurer que le patient aura à sa disposition un corset efficace. Plusieurs études montrent une corrélation entre l'efficacité immédiate d'un corset et son effet long-terme (Castro, 2003; Clin, et al., 2010; Donald, et al., 2001; Emans, et al., 1986). Le standard pour considérer qu'un corset est efficace est d'obtenir une correction initiale de 50% pour une courbe flexible ou de 30% pour une courbe rigide (Castro, 2003; Clin, et al., 2010). Les résultats du NouveauCorset montrent une correction

moyenne de 40% en incluant tous les types de courbes (flexible, normale et rigide), ce qui peut être considéré comme efficace pour le traitement de la scoliose.

Ce projet visait à vérifier s'il était possible d'intégrer des paramètres de confort dans le design de corset tout en assurant une bonne efficacité biomécanique. Il a été montré que le confort pouvait être amélioré et que le design pouvait être allégé dans le but d'avoir une meilleure tolérance du patient par rapport à son traitement tout en conservant l'efficacité biomécanique. La plateforme de design et de simulation mise en place pourrait être utilisée en clinique par des orthésistes, des orthopédistes ou toute autre personne désirant évaluer, valider ou étudier le design des corsets. Cette plateforme a le potentiel d'améliorer le confort et de l'efficacité des corsets et ainsi d'influencer favorablement la tolérance et le résultat du traitement par corset. Une étude randomisée subventionnée par les IRSC démarra à l'été 2013 au CHU Ste-Justine afin de valider de façon plus extensive la plateforme de simulation. Dans le cadre de cette étude, chaque patient recruté recevra un seul corset (NouveauCorset ou CorsetStandard) et tous les corsets seront conçus par le même orthésiste d'expérience en utilisant la technique CFAO. Une étude multicentrique a aussi débutée afin de tester l'outil dans différents contextes cliniques et hospitaliers. Cela permettra de valider l'outil auprès de différents utilisateurs et d'apporter des améliorations pour perfectionner la technique.

CONCLUSION

Le projet présenté dans ce mémoire a permis de démontrer qu'il est possible d'intégrer des paramètres de confort dans une méthode de design de corset tout en maintenant l'efficacité biomécanique du corset. Cette plateforme permet le design itératif de corset amélioré pour le confort en combinant un logiciel CFAO spécialisé pour le design d'orthèse et un outil de simulation numérique. Au total, 15 patients ont été recrutés et chacun a reçu deux corsets : un corset TLSO standard et un corset amélioré pour le confort (NouveauCorset). Exploitant l'approche développée dans ce mémoire, le NouveauCorset a permis d'obtenir une correction équivalente au CorsetStandard pour tous les patients. Lorsque comparés aux résultats de la simulation, les résultats du NouveauCorset se sont avérés exacts à $\pm 5^\circ$ pour la correction et à 92% pour les pressions appliquées. Le NouveauCorset était 61% plus mince et comportait 32% moins de matière. Pour 11 patients, il était considéré plus confortable que le CorsetStandard (et équivalent en confort pour les 4 autres patients). La discussion présentée au chapitre 4 permet de poser des recommandations pour la poursuite du projet.

- ❖ Il serait utile de modifier la plateforme pour simuler l'installation du corset dans d'autres positions (assis, couché sur le dos, couché sur le ventre, etc.) et durant des activités quotidiennes (marcher, se pencher, etc.).
- ❖ Il serait utile de valider de façon plus extensive les simulations réalisées pour d'autres types de corset que les TLSO. Par exemple, la simulation d'un corset haut ayant une attache au-dessus de la poitrine ou encore d'un corset de Milwaukee permettrait de voir s'il est possible de mieux contrôler le segment thoracique supérieur à T6. Cela permettrait d'une part d'améliorer le design des corsets hauts qui reste encore lourd et mal toléré par les patients. D'un autre côté, l'outil de simulation pourrait permettre de comparer les résultats de corrections de différents corsets pour un même patient et permettre de choisir quel type d'orthèse serait le plus adapté.
- ❖ Il faudrait intégrer la flexibilité du patient dans le MEF afin d'obtenir une représentation plus personnalisée du patient. Un indice quantitatif de flexibilité pourrait être obtenu en utilisant le test de suspension et cet indice pourrait être intégré à l'outil de simulation.

- ❖ Il faudrait que le CorsetStandard soit aussi fabriqué en utilisant la méthode CFAO (le logiciel de design d'orthèse relié à la fraiseuse numérique) afin de diminuer le biais dû à la technique de fabrication.
- ❖ Il faudrait aussi évaluer le confort durant la journée et lors de la réalisation des mouvements quotidiens. Le confort pourrait varier en fonction des activités ou du temps de port du corset.
- ❖ Pour mieux évaluer si le NouveauCorset crée moins d'humidité que le CorsetStandard, des capteurs de température ou d'humidité pourraient être intégrés au design du corset.
- ❖ Un dispositif permettant de calculer le temps de port du corset pourrait aussi être intégré au design des corsets. Cela permettrait d'évaluer s'il y a une amélioration de la participation au traitement lorsque les paramètres de confort sont intégrés au design.
- ❖ Il serait utile de mettre en place une charte de pressions adaptée à la pathologie et d'établir des seuils de pressions pour le design des corsets.
- ❖ Il serait aussi intéressant de personnaliser les corsets en fonction de la tolérance du patient. Avec des tests algométriques, il serait possible d'évaluer où le patient se situe par rapport à la moyenne de tolérance à la douleur et ainsi adapter le design du corset pour améliorer la tolérance du traitement.
- ❖ Finalement, il faudrait tester s'il est possible de prédire l'efficacité à long-terme du corset en évaluant les forces appliquées sur les plateaux vertébraux. Il serait alors possible d'optimiser le design des corsets en fonction d'un critère d'équilibre ou d'inversion des forces s'exerçant sur les plaques de croissance vertébrales.

En intégrant ces recommandations et les futures améliorations à la plateforme de simulation, cela augmenter la fiabilité des résultats obtenus pour le design des corsets. Cette étude devrait être poursuivie pour permettre une validation exhaustive sur un plus grand nombre de patient. Suivant cette validation, cette plateforme de design permettrait d'améliorer le design des corsets orthopédiques en intégrant complètement les paramètres de confort et en assurant une bonne efficacité biomécanique.

BIBLIOGRAPHIE

- Alfvén, G. (1993). The pressure pain threshold (PPT) of certain muscles in children suffering from recurrent abdominal pain of non-organic origin. An algometric study. *Acta Paediatrica*, 82, 481-483.
- Aronsson, D. D., & Stokes, I. A. (2011). Nonfusion treatment of adolescent idiopathic scoliosis by growth modulation and remodeling. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 31(1 Suppl), S99-106.
- Aubin, C., Labelle, H., Cheriet, F., Villemure, I., Mathieu, P. A., & Dansereau, J. (2007). Tridimensional evaluation and optimization of the orthotic treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Med Sci (Paris)*, 23(11), 904-909.
- Aubin, C. E., Dansereau, J., De Guise, J. A., & Labelle, H. (1996). A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. *Ann Chir*, 50(8), 641-650.
- Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (1993). Biomechanical simulation of the effect of the Boston brace on a model of the scoliotic spine and thorax. *Ann Chir*, 47(9), 881-887.
- Aubin, C. E., Desrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., & Labelle, H. (1995). Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Annales de chirurgie*, 49(8), 749-761.
- Aubin, C. E., Labelle, H., Chevrefils, C., Desroches, G., Clin, J., & Eng, A. B. (2008). Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine*, 33(20), 2143-2152.
- Benameur, S., Mignotte, M., Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., & De Guise, J. (2003). 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. *Computerized Medical Imaging & Graphics*, 27(5), 321.
- Bernard, J. C., Jemni, S., Schneider, M., Boussard, D., Saillard, V., Lecante, C., et al. (2005). Évaluation du résultat d'un corset monocoque carbone respectant la respiration (CMCR) dans la scoliose idiopathique chez l'enfant et l'adolescent : étude rétrospective sur 115 patients. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48, 637-649.
- Bertrand, S., Laporte, S., Parent, S., Skalli, W., & Mitton, D. (2008). Three-dimensional reconstruction of the rib cage from biplanar radiography. *Biomedical Engineering and Research (IRBM)*, 29(4), 278-286.
- Bischoff, J. E., Arruda, E. M., & Grosh, K. (2000). Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive mode. *Journal of biomechanics*, 33, 645-652.
- Boudreault, F. (1994). *Comportement mécanique des unités fonctionnelles : T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain*. Masters, Université de Montréal, École Polytechnique, Montréal.
- Carrier, J., Aubin, C. E., Trochu, F., & Labelle, H. (2003). Optimization of rib surgery parameters for the correction of scoliotic deformities using dual kriging. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(4), 680-691.

- Cassar-Pullicino, V. N., & Eisenstein, S. M. (2002). Imaging in Scoliosis: What, Why and How? *Clinical Radiology*, 57, 543-562.
- Castro, F. P. (2003). Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkmann principle. *Spine*, 3(3), 182-185.
- Chase, A. P., Bader, D. L., & Houghton, G. R. (1989). The biomechanical effectiveness of the Boston brace in the management of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 14(6), 636-642.
- Cheriet, F., & Meunier, J. (1999). Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 23, 133-141.
- Cheriet, F. M., J. (1999). Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 23, 133-141.
- Climent, J. M., & Sanchez, J. (1999). Impact of the type of brace on the quality of life of adolescents with spine deformities. *Spine*, 24, 1903-1908.
- Clin, J. (2005). *Simulation biomécanique du traitement de la scoliose idiopathique par orthèse: application à la conception rationnelle de corset*. Master, École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Clin, J., Aubin, C., & Labelle, H. (2007a). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 45(5), 467-473.
- Clin, J., Aubin, C., & Labelle, H. (2007b). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 45, 467-473.
- Clin, J., Aubin, C. E., Parent, S., & Labelle, H. (2011). Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 49(7), 743-753.
- Clin, J., Aubin, C. E., Sangole, A., Labelle, H., & Parent, S. (2010). Correlation between immediate in-brace correction and biomechanical effectiveness of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 35(18), 1706-1713.
- Coillard, C., Vachon, V., Circo, A. B., Beauséjour, M., & Rivard, C. H. (2007). Effectiveness of the SpineCor brace based on the new standardized criteria proposed by the scoliosis research society for adolescent idiopathic scoliosis. *The journal of Pediatric Orthopaedics*, 24(7), 375-379.
- Confort. (2012). Dans *Dictionnaire de français Larousse*. Consulté le 2 septembre 2013, tiré de <http://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/confort/18147>
- Confort. (2012). Dans *Mediadico*. Consulté le 2 septembre 2013, tiré de <http://www.mediadico.com/dictionnaire/expression/confort7>
- Confort. (2012). Dans *Wikipedia*. Consulté le 2 septembre 2013, tiré de <http://fr.wikipedia.org/wiki/Confort>

- Cousins, S. D., Morrison, S. C., & Drechsler, W. I. (2012). The reliability of plantar pressure assessment during barefoot level walking in children aged 7-11 years. *Journal of foot and ankle research*, 5(1), 8.
- D'Amato, C. (2003). *The Bracing manual, The Providence Brace*.
- Dahl, J. B., Rosenberg, F., Jensen, F. M., & Kehlet, H. (1990). Pressure pain thresholds in volunteers and herniorrhaphy patients. *Acta Anaesthesiol Scand*, 34, 673-676.
- Dalleau, G., Damavandi, M., Leroyer, P., C., V., Rivard, C. H., & Allard, P. (2011). Hozontale body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. *European Spine Journal*, 20, 123-128.
- Danielsson, A. J., Hasserius, R., Ohlin, A., & Nachemson, A. L. (2007). A prospective study of brace treatment versus observation alone in adolescent idiopathic scoliosis: a follow-up mean of 16 years after maturity. *Spine*, 32(20), 2198-2207.
- Dansereau, J., & Stokes, I. A. F. (1988). Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *Journal of Biomechanics*, 21(11), 893-901.
- Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(8), 989-998.
- Desbiens-Blais, F. (2012). *Approche intégrée de conception biomécanique de corsets pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent*
Master Degree, École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Desbiens-Blais, F., Clin, J., Parent, S., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2012). New Brace Design Combining CAD/CAM and Biomechanical Simulation for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Clinical biomechanics*, 27(10), 999-1005.
- Desrimes, J., Aubin, C., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J., & Lavaste, F. (1995). Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: aspects mécaniques. *Rachis*, 7, 301-314.
- DeWald, R., Arlet, V., Carl, A. L., & O'Brien, M. F. (2003). *Spinal Deformities, The Comprehensive Text*. New York: Thieme Medical Publishers, Inc.
- Dhondt, W., Willaeys, T., Verbruggen, L. A., Oostendorp, R. A., & Duquet, W. (1999). Pain threshold in patients with rheumatoid arthritis and effect of manual oscillations. *Scandinavian Journal of Rheumatology*, 28(2), 88-93.
- Dickson, R. A. (1999). Spinal deformity-adolescent idiopathic scoliosis. Nonoperative treatment. *Spine*, 24, 2601-2606.
- Dietrich, M., Hedzior, K., & Zagrajek, T. (1991). A biomechanical model of the human spinal system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers* 205(19-26).
- DiRaimondo, C. V., & Green, N. (1988). Brace-wear compliance in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 8, 143-146.
- Dolan, L. A., & Weinstein, S. L. (2007). Surgical rates after observation and bracing for adolescent idiopathic scoliosis: an evidence-based review. *Spine*, 32, S91-S100.

- Donald, E., Katz, B. S., Durrani, C. O., & A.A., D. (2001). Factors that influence outcome in bracing large curves in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 26(21), 2354-2361.
- Donzelli, S., Zaina, F., & Negrini, S. (2012). In defense of adolescents: They really do use braces for the hours prescribed, if good help is provided. Results from a prospective everyday clinic cohort using thermobrace. *Scoliosis*, 7(1), 12.
- Duarte, M. A., Goulart, E. M., & Penna, F. J. (2000). Pressure pain threshold in children with recurrent abdominal pain. *Journal of Pediatric Gastroenterology and Nutrition*, 31(3), 280-285.
- Dubousset, J., Charpak, G., & al., e. (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
- Emans, J. B., Kaelin, A., Bancel, P., Hall, J. E., & Miller, M. E. (1986). The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients. *Spine*, 11(8), 792-801.
- Fallstrom, K., Cochran, T., & Nachemson, A. (1986). Long-term effects on personality development in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Influence of type of treatment. *Spine*, 11, 756-758.
- Fayssoux, R. S., Cho, R. H., & Herman, M. J. (2010). A history of bracing for idiopathic scoliosis in North America. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468, 654-664.
- Fayssoux, R. S., Cho, R.H., Herman, M.J. (2010). A history of bracing for idiopathic scoliosis in North America. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468, 654-664.
- Fisher, A. A. (1987). Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility. *Pain*, 30, 115-126.
- Fortin, D., Cherrier, F., Beauséjour, M., Debanné, P., Joncas, J., & Labelle, H. (2007). A 3D visualization tool for the design and customisation of spinal braces. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 31, 614-624.
- Gignac, D., Aubin, C., Dansereau, J., & Labelle, H. (2000). Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *European Spine Journal*, 9(3), 185-190.
- Goldberg, C. J., Moore, D. P., Fogarty, E. E., & Dowling, F. E. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: the effect of brace treatment on the incidence of surgery. *Spine*, 26(1), 42-47.
- Gottrup, H., Andersen, J., Arendt-Nielsen, L., & Jersen, T. S. (2000). Psychophysical examination in patients with post-mastectomy pain. *Pain*, 87, 275-284.
- Grivas, T., & Kaspiris, A. (2011). The classical and a modified Boston brace: description et résultats. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(1), 47-53.
- Hall, J. S. (1995). *Basic Biomechanics, Fifth Edition*. Boston: McGraw-Hill.
- Harvey, R., Gavin, T., & Patwardhan, A. (2002). A reliable and accurate methos for measuring orthosis wearing time. *Spine*, 27, 211-214.

- Haumont, T., Gauchard, G. C., Lascombes, P., & Perrin, P. P. (2011). Postural instability in early-stage idiopathic scoliosis in adolescent girls. *Spine*, 36(13), E847-E854.
- Helfenstein, A., Lankes, M., O'hlert, K., Varoga, D., Hahne, H., Ulrich, H. W., et al. (2006). The Objective Determination of Compliance in Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis With Spinal Orthoses. *Spine*, 31(3), 339-344.
- Hogeweg, J. A., Langereis, M. J., Bernards, A. T. M., Faber, J. A. J., & Helders, P. J. M. (1992). Algometry. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 24, 99-103.
- Hooper, R. (2003). *The Bracing manual, The Charleston Brace*. Scoliosis Research Society (www.srs.org).
- Howard, A., Wright, J. G., & Hedden, D. (1998). A comparative study of TLSO, Charleston and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis. *Spine*, 23(22), 2404-2411.
- Humbert, L., De Guise, J., Aubert, B., Godbout, B., Skalli, W., & al., e. (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.
- Jonathan, R., Schiller, M. D., Nikhil, A., & Thakur, M. D. (2009). Brace management in adolescent idiopathic scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468, 670-678.
- Kamimura, M., Ebara, S., & al., e. (1999). Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study. *Journal of orthopaedic Science*, 4(3), 197-206.
- Katz, D. E., Herring, J. A., Browne, R. H., Kelly, D. M., & Birch, J. G. (2010). Brace wear control of curve progression in adolescent idiopathic scoliosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 92(6), 1343-1352.
- Katz, D. E., & Richards, B. S. (1997). A comparison between the Boston brace and the Charleston bending brace in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 22(12), 1302-1312.
- Khouri, N., Vialle, R., Mary, P., & Marty, C. (2004). Scoliose idiopathique. Stratégie diagnostique, physiopathologie et analyse de la déformation. *EMC - Rhumatologie Orthopédie*, 1, 17-44. doi: 10.1016/S1762-4207(03)00002-4
- Kosek, E., Ekholm, J., & Norfemar, R. (1993). A comparison of pressure pain thresholds in different tissues and body regions. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 25, 117-124.
- Labelle, H., Aubin, C. E., & al., e. (2011). Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 31(1), S37-S45.
- Labelle, H., Bellefleur, C., Joncas, J., Aubin, C. E., & Cheriet, F. (2007). Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study. *Spine*, 32(8), 835-843.
- Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., & Poitras, B. (1996). Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage. *Spine*, 21(7), 890.
- Lacroix, M. (2003). *Modélisation biomécanique de l'interaction entre le corset et le tronc dans le traitement de la scoliose*. École Polytechnique de Montréal, Montréal.

- Lamarre, M. E. (2008). *Conception d'une méthode standardisée pour évaluer la flexibilité de la colonne vertébrale. Mémoire de maîtrise électronique, École de technologie supérieure.* Maîtrise, École de Technologie Supérieure, Montréal.
- Lamarre, M. E., Parent, S., Labelle, H., Aubin, C. E., Joncas, J., Cabral, A., et al. (2009). Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: suspension versus side-bending radiography. *Spine, 34*(6), 591-597.
- Lampe, R., & Mitternacht, J. (2010). Correction versus bedding: wheelchair pressure distribution measurements in children with cerebral palsy. *Journal of Children's Orthopaedics, 4*, 291-300.
- Landauer, F., Wimmer, C., & Behensky, H. (2003). Estimating the final outcome of brace treatment for idiopathic thoracic scoliosis at 6-month follow-up. *Pediatric rehabilitation, 6*(3-4), 201-207.
- Lavaste, F., Asselineau, A., & al., e. (1990). Protocole expérimental pour la caractérisation mécanique de segments rachidiens et de matériaux d'osthéosynthèse dorso-lombaires. *Rachis, 2*(6), 435-446.
- Levy, A. R., Goldberg, M. S., & al., e. (1996). Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine, 21*(13), 1540-1547.
- Liu, R. W., Teng, A. L., Armstrong, D. G., Poe-Kochert, C., Son-Hing, J. P., & Thompson, G. H. (2010). Comparison of supine bending, push-prone and traction under general anesthesia radiographs in predicting curve flexibility and postoperative correction in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine, 35*(4), 416-422.
- Lonstein, J. E., & Winter, R. B. (1994). The Milwaukee brace for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A review of one thousand and twenty patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery, 76*(8), 1207-1221.
- Lou, E., Doug, H., Douglas, H., Mahood, J., Moreau, M., & Raso, J. (2011). An objective measurement of brace usage for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Medical Engineering & Physics, 33*, 290-294.
- Lou, E., Hill, D. L., & Raso, J. V. (2010). A wireless sensor network system to determine biomechanics of spinal braces during daily living. *Medical and Biological Engineering and Computing, 48*, 235-243.
- Lou, E., Hill, D. L., Raso, J. V., Moreau, M. J., & Mahood, J. K. (2005). Smart orthosis for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Medical and Biological Engineering and Computing, 43*, 746-750.
- Lou, E., Raso, J. V., Hill, D. L., Durdle, N. G., Mahood, J. K., & Moreau, M. J. (2002). The daily force pattern of spinal orthoses in subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthetics and Orthotics International, 26*, 58-63.
- MacThiong, J. M., Petit, Y., Aubin, C. E., Delorme, S., Dansereau, J., & Labelle, H. (2004). Biomechanical Evaluation of the Boston Brace System for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis.Relationship between StrapTension and Brace Interface Forces. *Spine, 29*(1), 28-32.

- Majdouline, Y., Aubin, C. E., & al., e. (2009). Computer simulation for the optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47(11), 1143-1154.
- Marieb, E. N. (2005). *Anatomie et physiologie humaines* (Troisième édition ed.). Saint-Laurent: Éditions du renouveau pédagogique Inc.
- Martin, F. (1990). *Analyse expérimentale du comportement du rachis lombaire*. ENSAM, Paris.
- Maruyama, T., Takesita, K., Kitagawa, T., & Nakao, Y. (2011). Milwaukee Brace State-of-the art. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(1), 43-46.
- Maruyama, T., Takesita, K., Kitagawa, T., Nakao, Y. (2011). Milwaukee Brace State-of-the art. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(1), 43-46.
- Min, K. (2011). Une scoliose chez une jeune fille: quelle approche? *Forum Médical Suisse*, 11(1-2), 16-17.
- Nachemson, A. L., & Peterson, L. E. (1995). Effectiveness of treatment with brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77, 815-822.
- Nakajima, A., Kawakami, N., & al., e. (2007). Three-dimensional analysis of formation failure in congenital scoliosis. *Spine*, 32(5), 562-567.
- Nault, M., Parent, S., Phan, P., Roy-Beaudry, M., Labelle, H., & Rivard, M. (2010). A modified Risser grading system predicts the curve acceleration phase of female adolescent idiopathic scoliosis. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 92(5), 1073-1081.
- Negrini, S., Atanasio, S., Fusco, C., & Zaina, F. (2009). Effectiveness of complete conservative treatment for adolescent idiopathic scoliosis (bracing and exercises) based on SOSORT management criteria: results according to the SRS criteria for bracing studies-SOSORT Award 2009 Winner. *Scoliosis*, 4, 19.
- Negrini, S., Aulisa, A. G., Aulisa, L., Circo, A. B., de Mauroy, J., J., D., et al. (2012). 2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis*, 7(3), 1-35.
- Nicholson, G. P., Ferguson-Pell, M. W., Smith, K., Edgar, M., & Morley, T. (2003). The objective measurement of spinal orthosis use for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 28, 2243-2251.
- Noonan, K. J., Weinstein, S. L., Jaconbson, W. C., & Dolan, L. A. (1996). Use of the Milwaukee brace for progressive idiopathic scoliosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 78(4), 557-567.
- O'Brien, M. F., Kuklo, T. R., Blanke, K. M., & Lenke, L. G. (2005). *Spinal Deformity Study Group Radiographic Measurement Manual*. Minneapolis: Medtronic Sofamor Danek.
- Odermatt, D., Mathieu, P. A., Beauséjour, M., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2003). Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. *Journal of Orthopaedic Research*, 21, 931-936.

- Parent, S., Newton, P. O., & al., e. (2005). Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing. *Instr Course Lect*, 54, 529-536.
- Pazos, V., Cheriet, F., Danserau, J., Ronsky, J., Zernicke, R. F., & Labelle, H. (2007). Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *European Spine Journal*, 16(11), 1882-1891.
- Perie, D., Aubin, C., Lacroix, M., Lafon, Y., & Labelle, H. (2004). Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42, 339-344.
- Perie, D., Aubin, C. E., Petit, Y., Beauséjour, M., Danserau, J., & Labelle, H. (2003). Boston Brace Correction in Idiopathic Scoliosis: A Biomechanical Study. *Spine*, 28(15), 1672-1677.
- Perie, D., Aubin, C. E., Petit, Y., Labelle, H., & Danserau, J. (2004). Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis. *Clinical Biomechanics*, 19(2), 190-195.
- Petit, Y., Aubin, C. E., & Labelle, H. (2002). Relation between patient positioning, trunk flexibility and surgical correction of the scoliotic spine. *Studies in Health Technology and Informatics*, 8, 400-403.
- Pham, V.-M., Herbaux, B., Schilla, A., & Thevenona, A. (2007). Évaluation du résultat du corset de Chêneau dans la scoliose idiopathique de l'adolescent. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 50, 125-133.
- Pham, V. M., Houilliez, A., Schilla, A., Carpentier, A., Herbaux, B., & Thevenona, A. (2008). Study of the pressures applied by a Chêneau brace for correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthetics and Orthotics International*, 32(3), 345-355.
- Price, C. T., Scott, D. S., Reed, F. R. J., Sproul, J. T., & Riddick, M. F. (1997). Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston Bending Brace: long-term follow-up. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 17, 703-707.
- Punter, J. (2002). *Dictionnaire des termes et techniques de radiologie conventionnelle*. Avignon: Springer-Verlag.
- Rahman, T., Borkhuu, B., Littleton, A. G., Sample, W., Moran, E., Campbell, S., et al. (2010). Electronic monitoring of scoliosis brace wear compliance. *Journal of Children's Orthopaedics*, 4, 343-347. doi: 10.1007/s11832-010-0266-6
- Rahman, T., Bowen, J. R., Takemitsu, M., & Scott, C. (2005). The association between brace compliance and outcome for patients with idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 25(4), 420-422.
- Rasmussen, J. W., Grothusen, J. R., Rosso, A. L., & Schwartzman, R. J. (2009). Atypical chest pain: evidence of intercostobrachial nerve sensitization in complex regional pain syndrome. *Pain Physician*, 12, E329-E334.
- Rigo, M., Negrini, S., Weiss, H. R., Grivas, T. B., Maruyama, T., & Kotwicki, T. (2006). SOSORT Consensus Paper on Brace Action: TLSO biomechanics of correction. *Scoliosis*, 1(11).

- Roberts, S. B., & Chen, P. H. (1970). Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *Journal of Biomechanics, 3*(6), 527-545.
- Rowe, D. E., Bernstein, S. M., Riddick, M. F., Adler, F., Emans, J. B., & Gardner-Bonneau, D. (1997). A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery, 79*, 664-674.
- Saint-Cyr, E. (1994). *Caractérisation et modélisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses*. B. Eng, Université de Montréal, École Polytechnique, Montréal.
- Sankar, W. N., Albrektson, J., Lerman, L., Tolo, V. T., & Skaggs, D. L. (2007). Scoliosis in-brace curve correction and patient preference of CAD/CAM versus plaster molded TLSOs. *Journal of Children's Orthopaedics, 1*, 345-349.
- Schenk, P., Laebli, T., & Klipstein, A. (2007). Validity of pressure pain thresholds in female workers with and without recurrent low back pain. *European Spine Journal, 16*, 267-275.
- Schiller, J. R., Thakur, N. A., & Vachon, V. (2010). Brace management in adolescent idiopathic scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 468*(3), 670-678.
- Simms, R. W., Goldenberg, D., L., Felson, D. T., & Mason, J. H. (1988). Tenderness in 75 anatomic sites. *Arthritis and Rheumatism, 31*, 182-187.
- Sriwatanakul, K., Kelvie, W., Lasagna, L., Calimlim, J. F., Weis, O. F., & Mehta, G. (1983). Studies with different types of visual analog scales for measurement of pain. *Clinical Pharmacology and Therapeutics, 34*, 234-239.
- Stokes, I. A. F. (2002). Mechanical effects on skeletal growth. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions, 2*(3), 277-280.
- Stokes, I. A. F. (2007). Analysis and simulation of progressive adolescent scoliosis by biomechanical growth modulation. *European Spine Journal, 16*, 1621-1628.
- Sundaram, S. H., Feng, C.C. (1977). Finite element analysis in the human thorax. *Journal of Biomechanics, 10*(8), 505-516.
- Takemitsu, M., Bowen, J. R., Rahman, T., Glutting, J. J., & Scott, C. B. (2004). Compliance monitoring of brace treatment for patients with idiopathic scoliosis. *Spine, 29*(18), 2070-2074.
- Trobish, P., Suess, O., & Schwab, F. (2010). Idiopathic Scoliosis. *Deutsches Ärzteblatt International, 107*(49), 875-884.
- Trochu, F. (1993). Contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering with Computers, 9*(3), 160-177.
- van den Hout, J. A. A. M., van Rhijn, L. W., van den Munckhof, R. J. H., & van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in Boston brace treatment. *European Spine Journal, 11*, 332-335.
- Versier, G. (2012). Biomécanique du rachis, 2013
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *European Spine Journal, 13*, 83-90.

- Visser, D., Xue, D., Ronsky, J. L., Harder, J., & Zernicke, R. F. (2012). Computer-aided optimal design of custom scoliosis braces considering clinical and patient evaluations. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 107(3), 478-489.
- Werner Fels, K., Sacramento Cunha, M., Pino Strutz, G., Gemperli, R., & Castro Ferreira, M. (2005). Evaluation of cutaneous abdominal wall sensibility after abdominoplasty. *Aesthetic Plastic Surgery*, 29, 78-82.
- Wiley, J. W., Thomson, J. D., & Mitchell, T. M. (2000). Effectiveness of the Boston brace in treatment of large curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 25, 2326-2332.
- Willers, U., Normelli, H., & Aaro, S. (1993). Long-term results of Boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *Spine*, 18, 432-435.
- Willner, S. (1984). Effect of the Boston thoracic brace on the frontal and sagittal curves of the spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 55, 457-460.
- Wong, M. S. (2011). Computer-aided design and computer-aided manufacture (CAD/CAM) system for construction of spinal orthosis for patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(1), 74-79.
- Wong, M. S., Mak, A. F., Luk, K. D., Evans, J. H., & Brown, B. (2000). Effectiveness and biomechanics of spinal orthoses in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *Prosthetics and Orthotics International*, 24(2), 148-162.
- Wynarsky, G. T., & Schultz, A. B. (1991). Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 24(8), 721-732.
- Wynne, J. H. (2008). The Boston brace and TriaC systems. . *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 3, 130-135.
- Zhang, M., & Mak, A. (1999). In vivo friction properties of human skin. *Prosthetics and Orthotics International*, 23, 135-141.

ANNEXE 1 – Résultats de correction

Cette section permet de présenter les résultats de correction obtenus pour chaque patient de l'étude. Chaque figure permet de montrer l'angle de Cobb initial et corrigé pour le CorsetStandard et le NouveauCorset. Il est aussi possible d'observer la mesure des angles de la cyphose et de la lordose ainsi que la mesure de l'équilibre dans le plan frontal pour chaque corset.

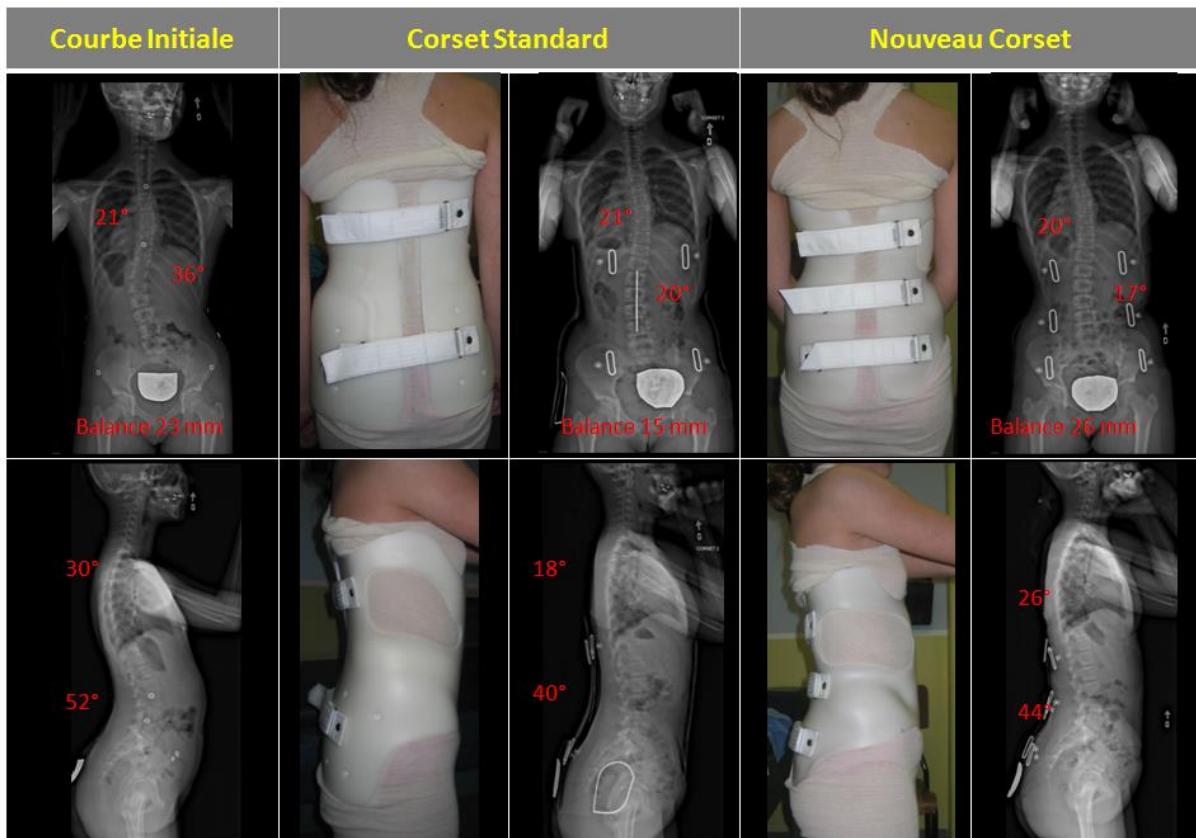


Figure 4-1 : Patient 1 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

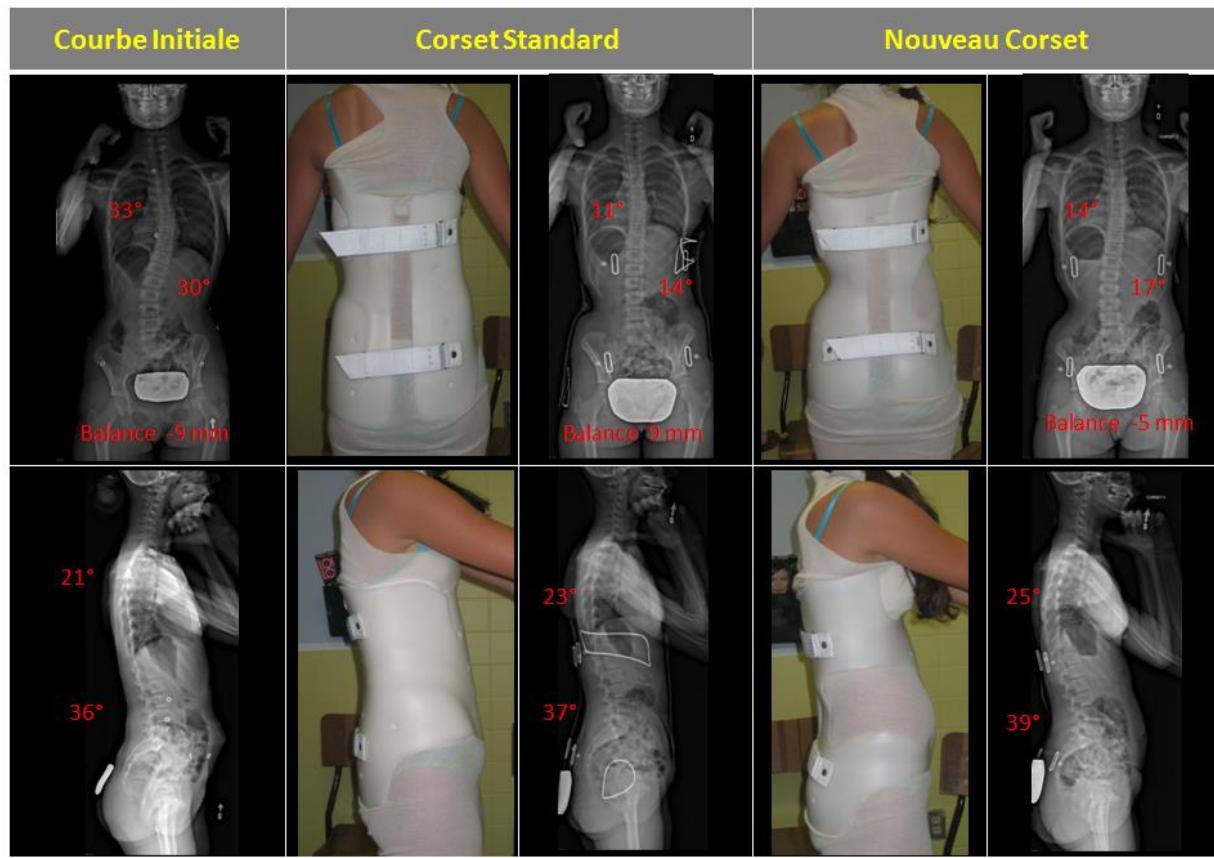


Figure 4-2 : Patient 2 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

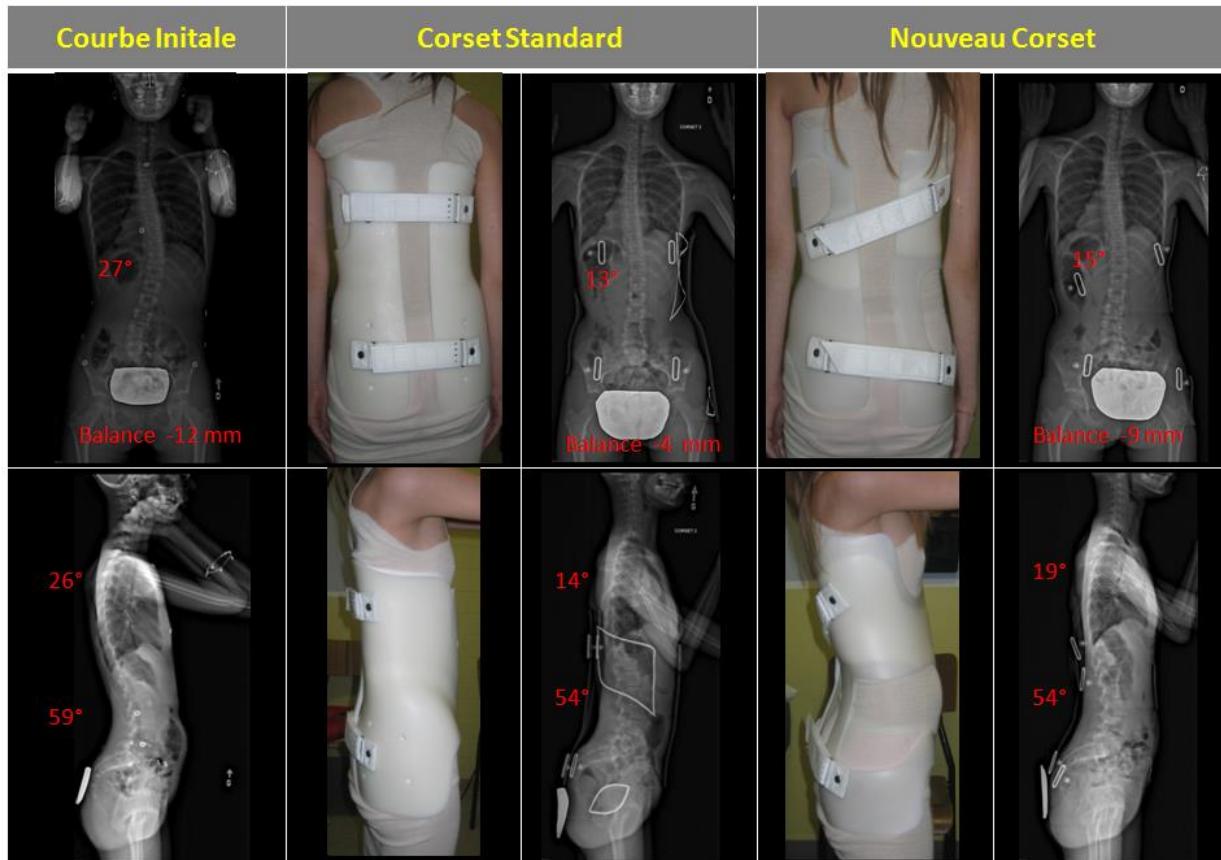


Figure 4-3: Patient 3 - Courbe initiale et résultats pour le Corset Standard et le Nouveau Corset

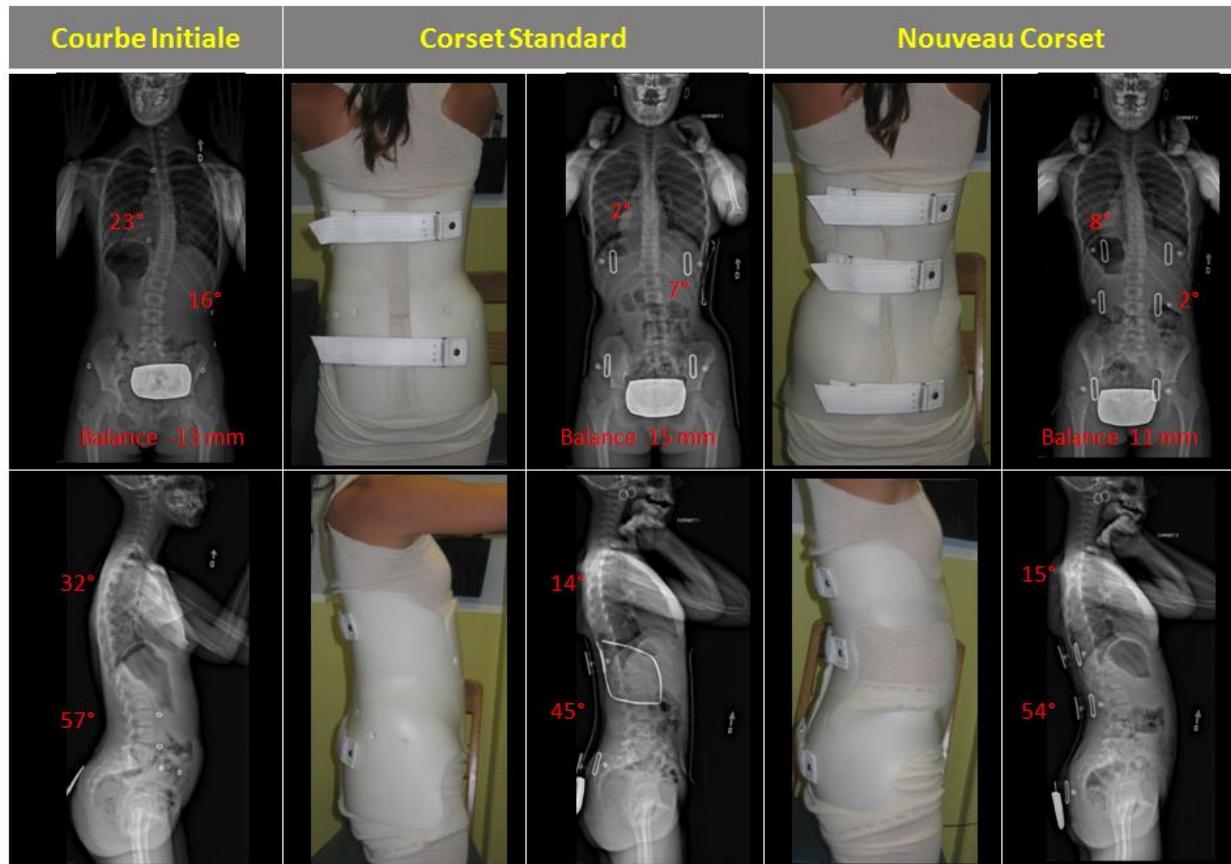


Figure 4-4: Patient 4 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

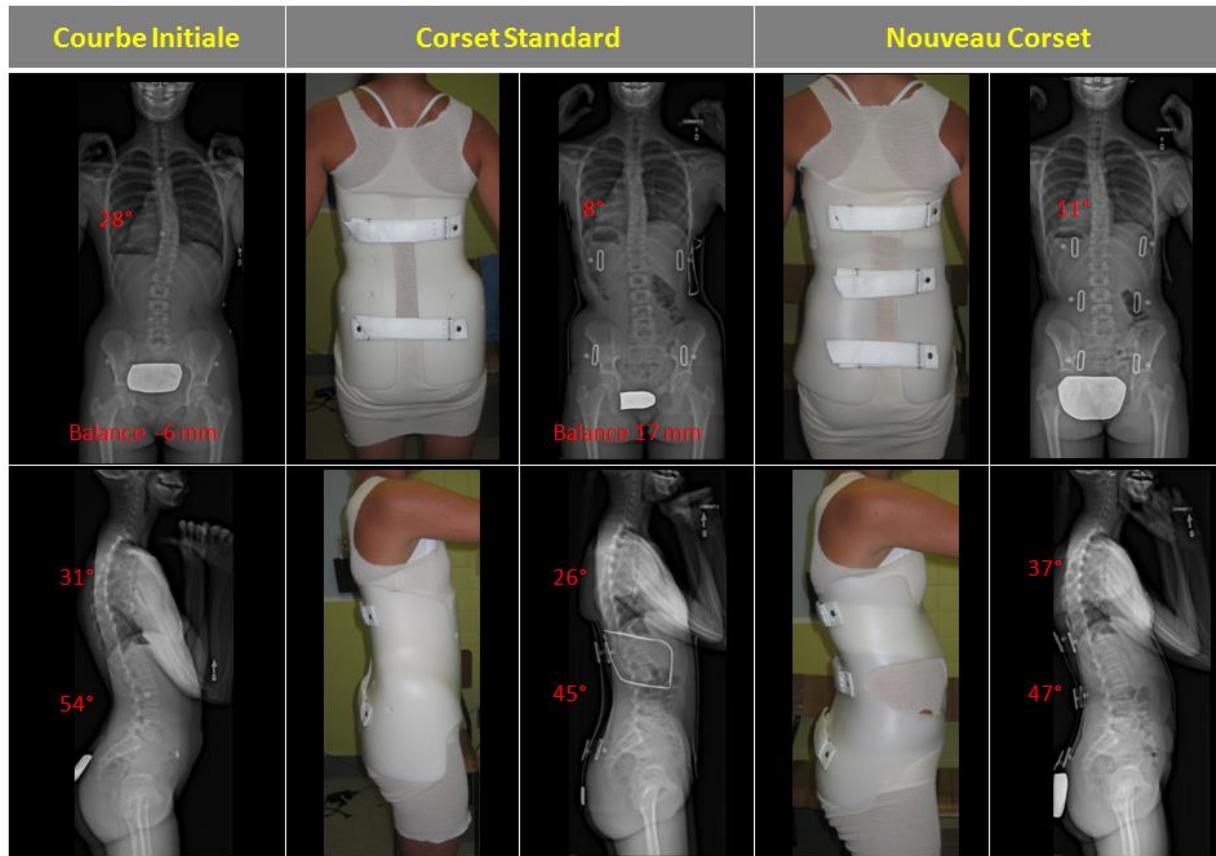


Figure 4-5: Patient 5 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

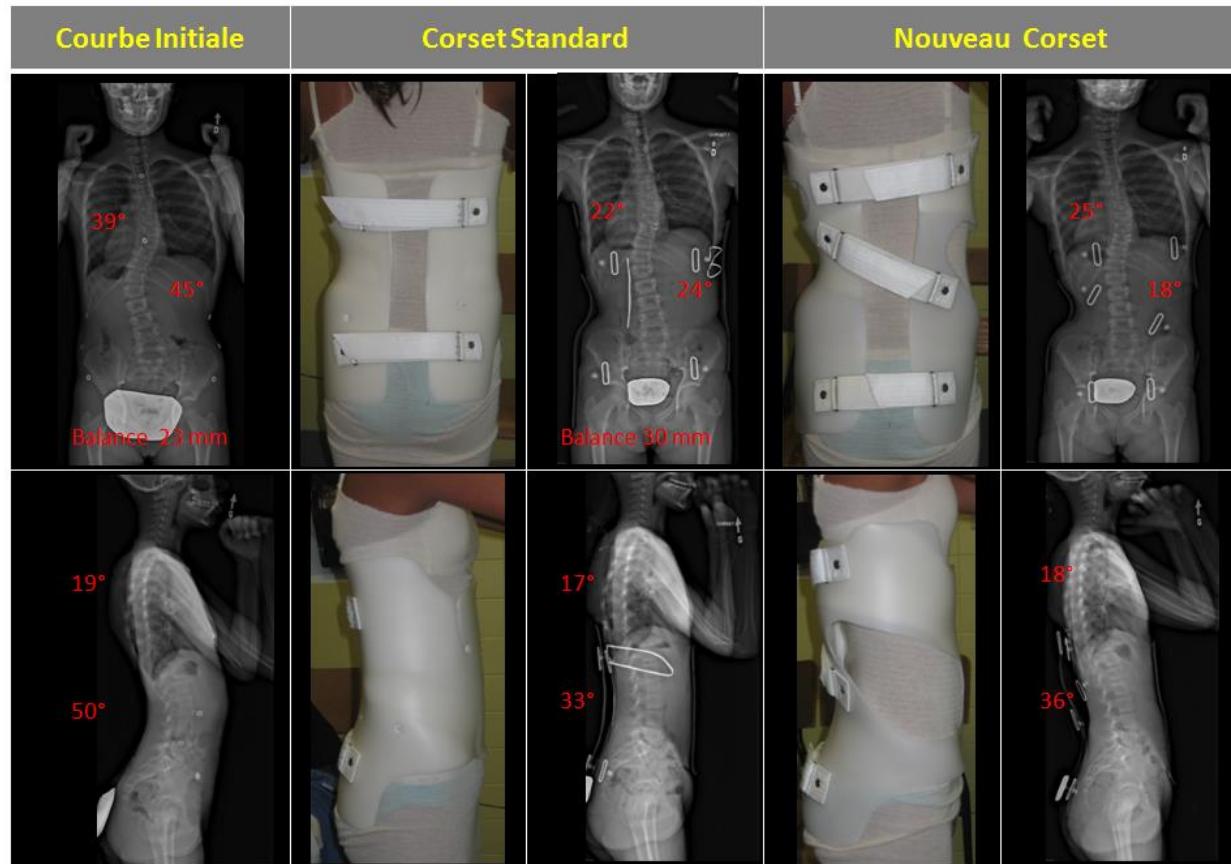


Figure 4-6: Patient 6 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

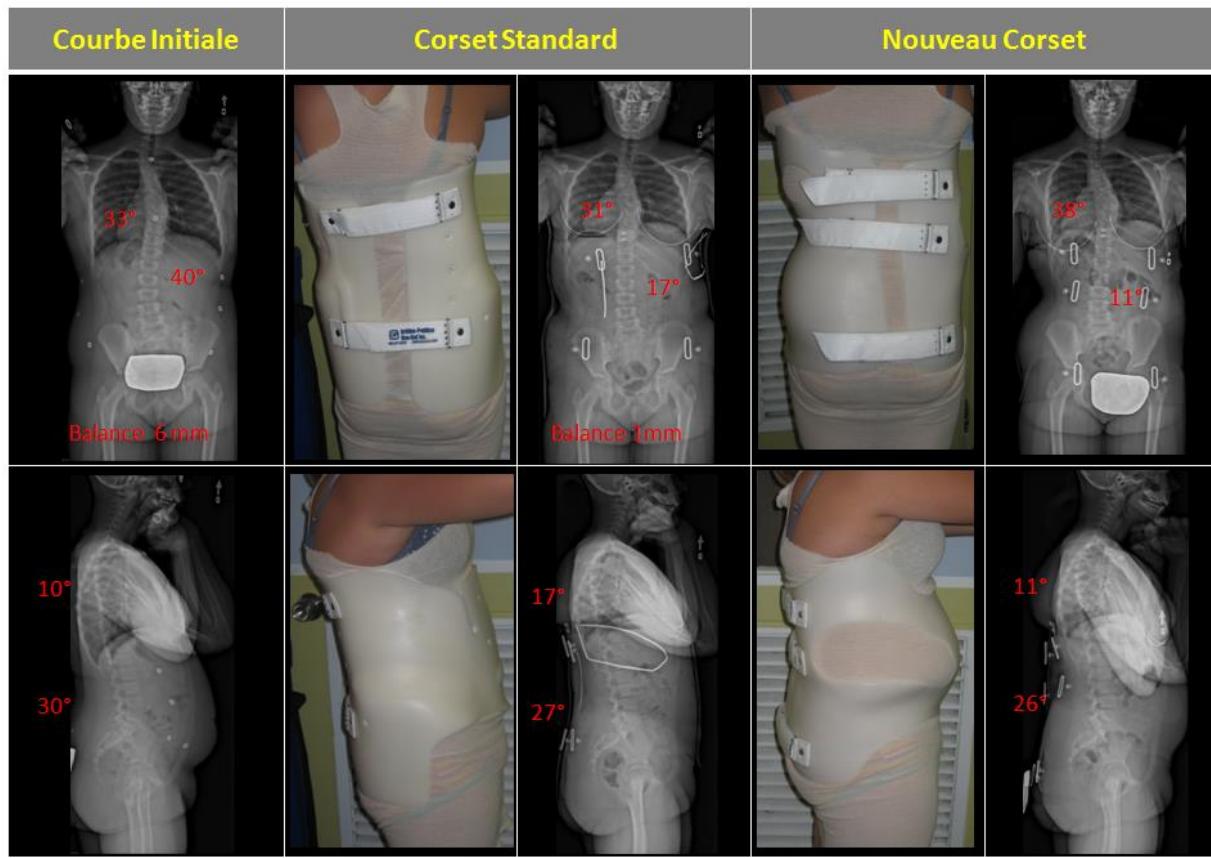


Figure 4-7: Patient 7 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

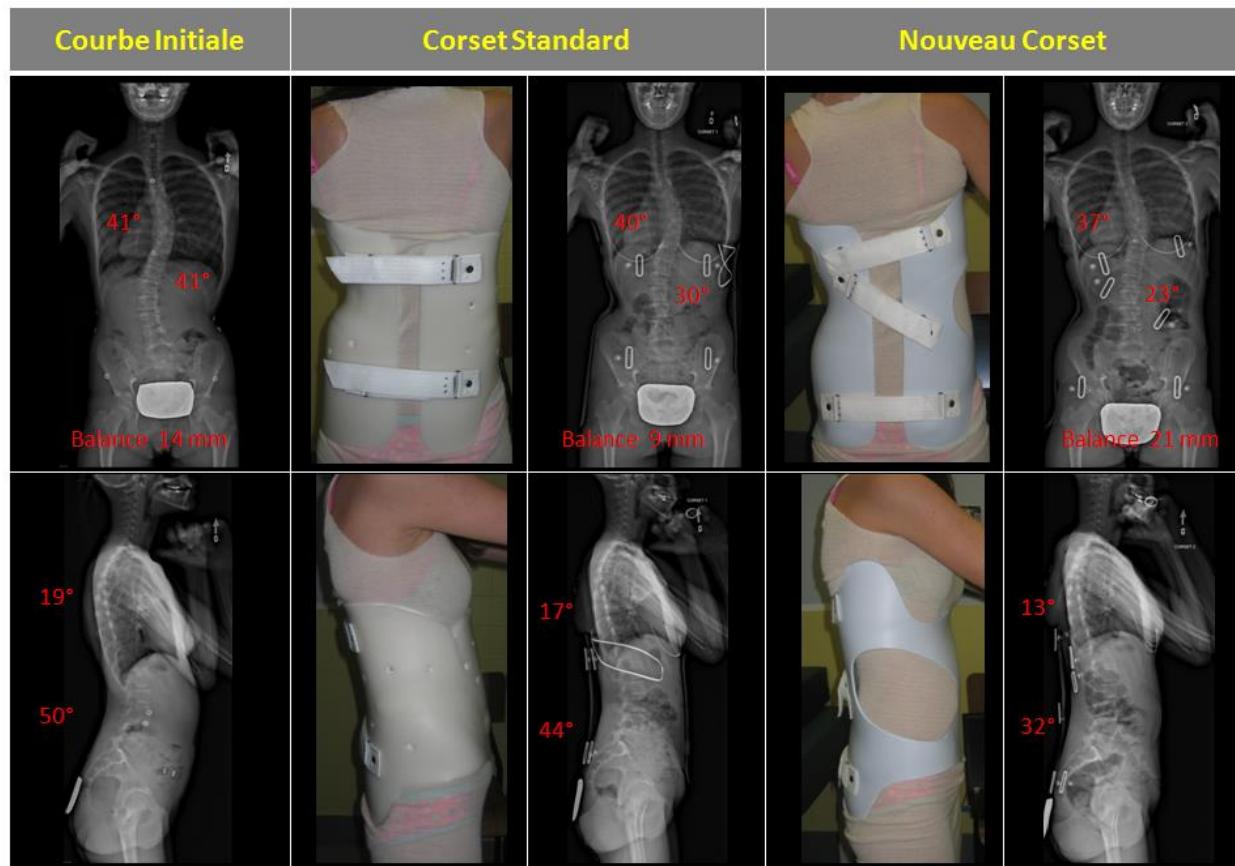


Figure 4-8: Patient 8 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

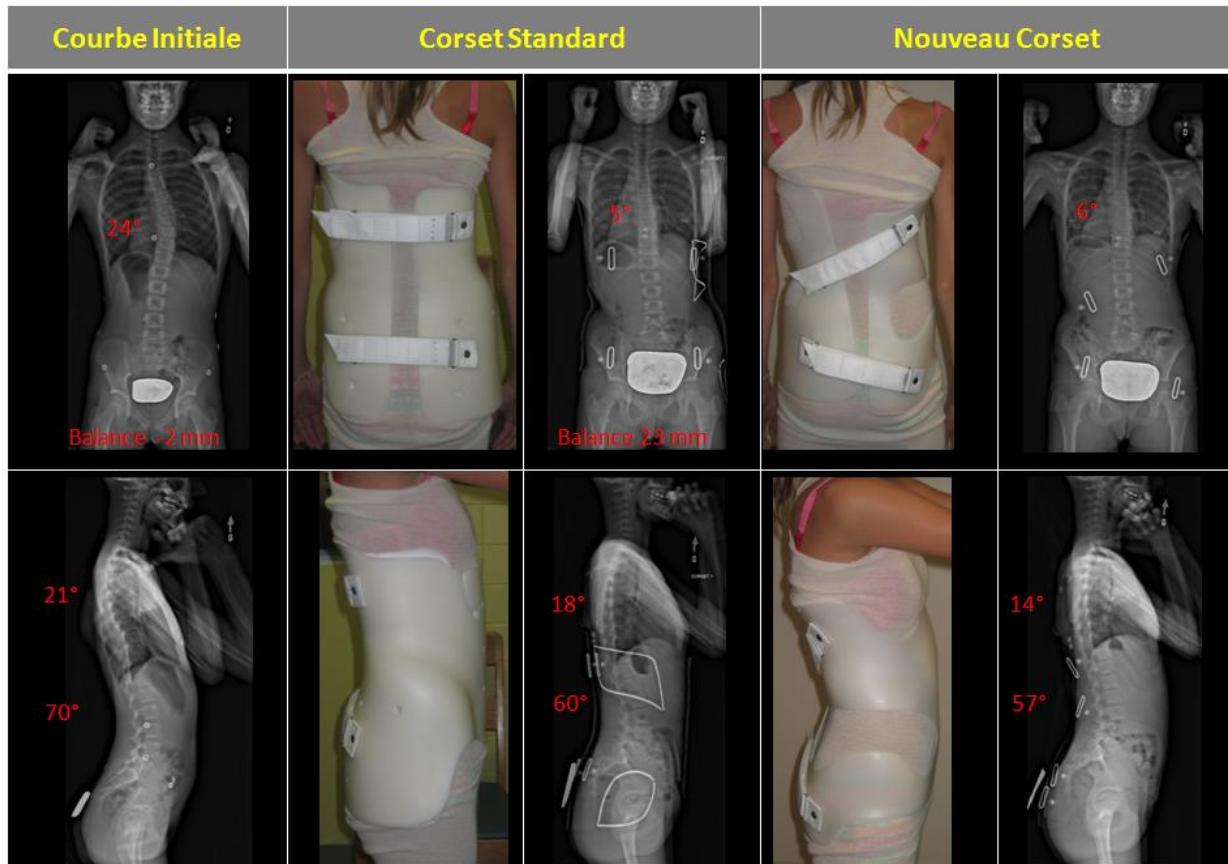


Figure 4-9: Patient 9 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

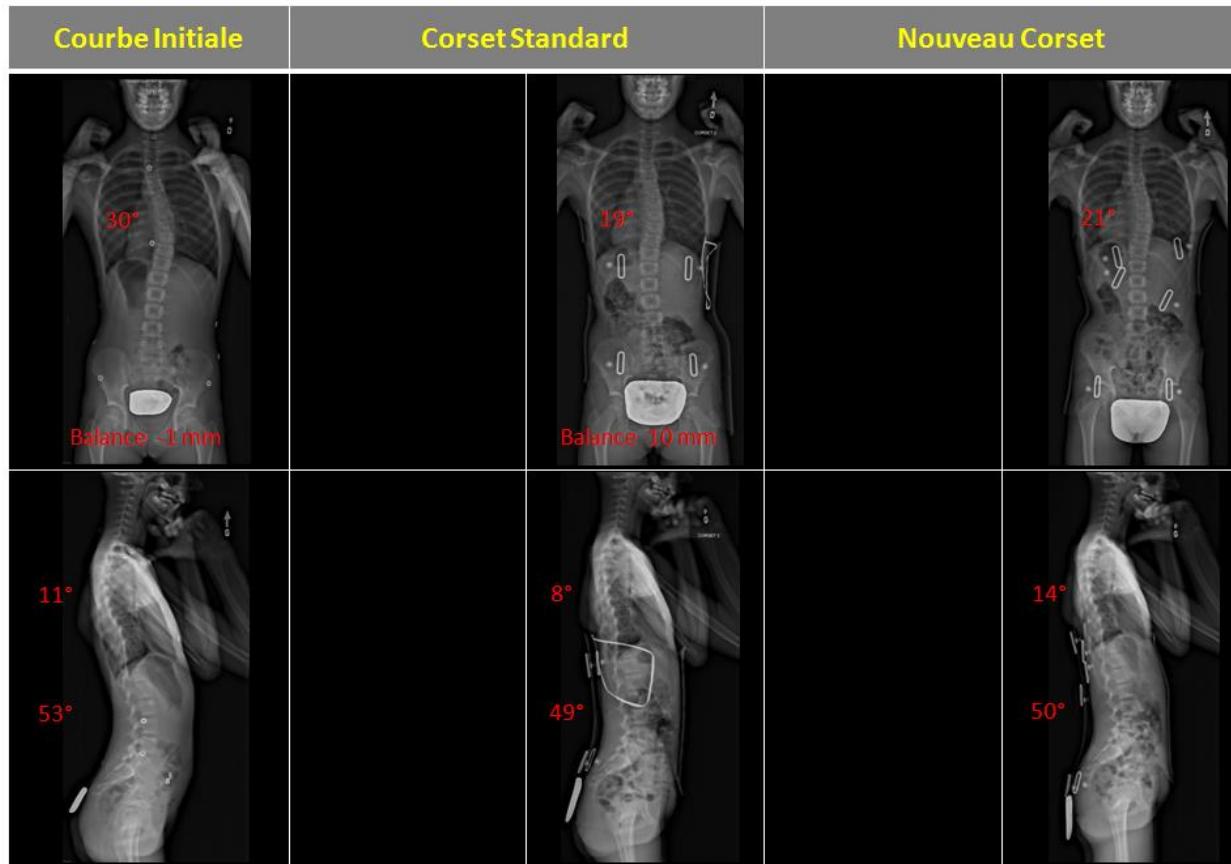


Figure 4-10: Patient 10 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

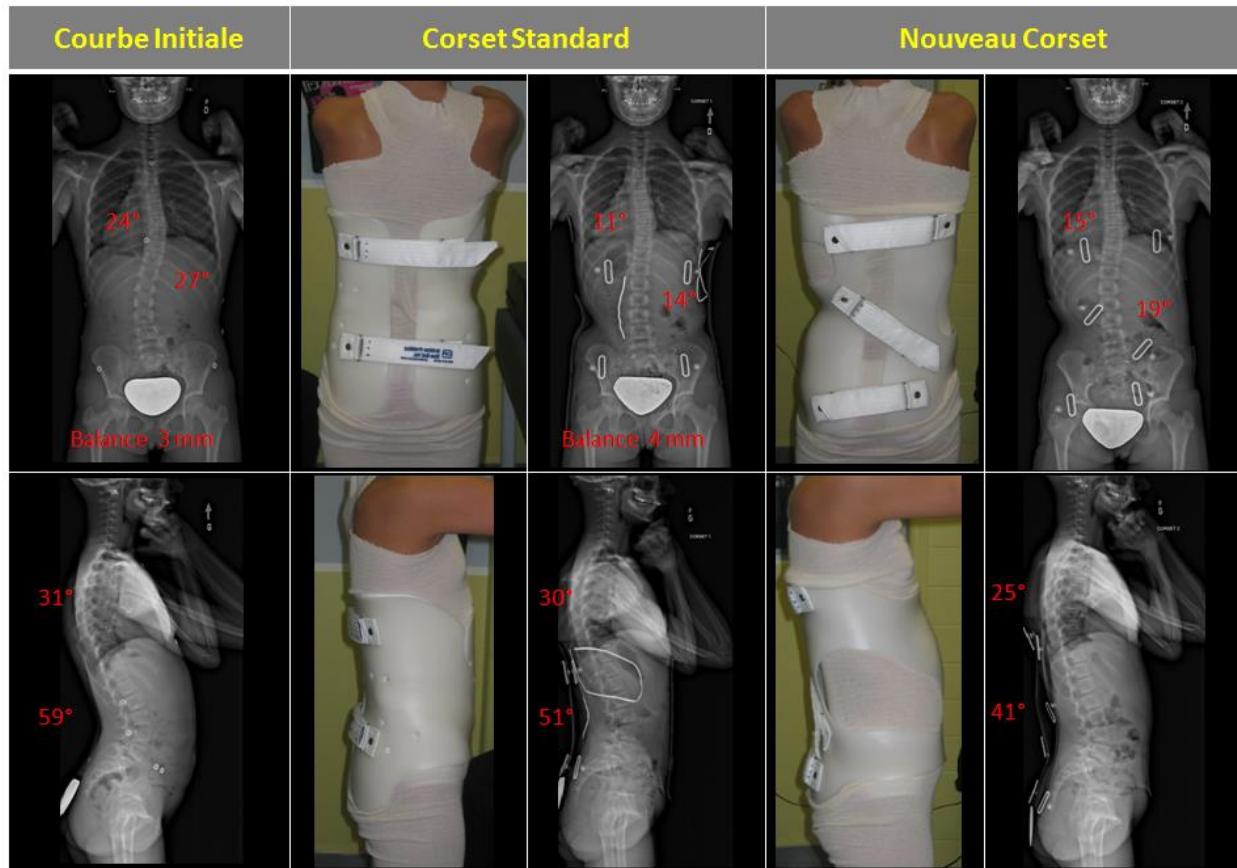


Figure 4-11: Patient 11 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

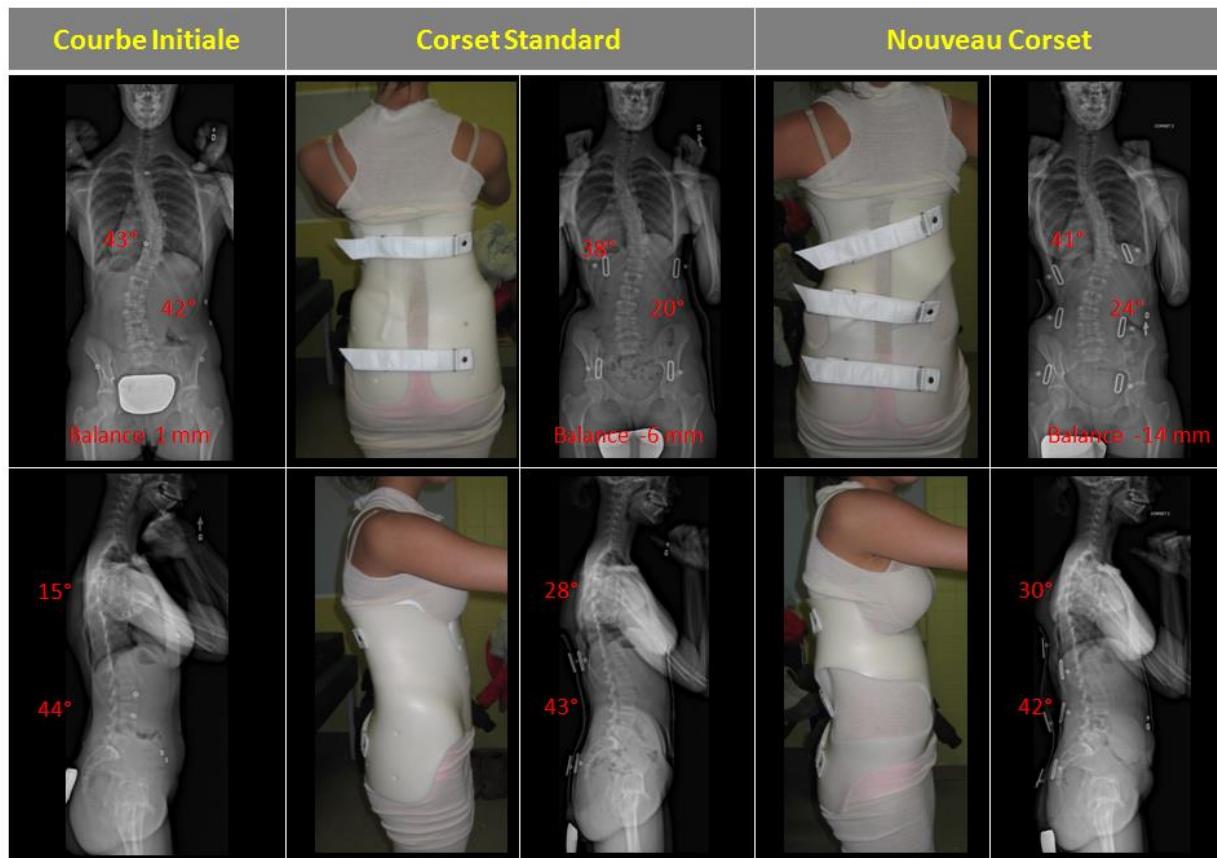


Figure 4-12: Patient 12 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

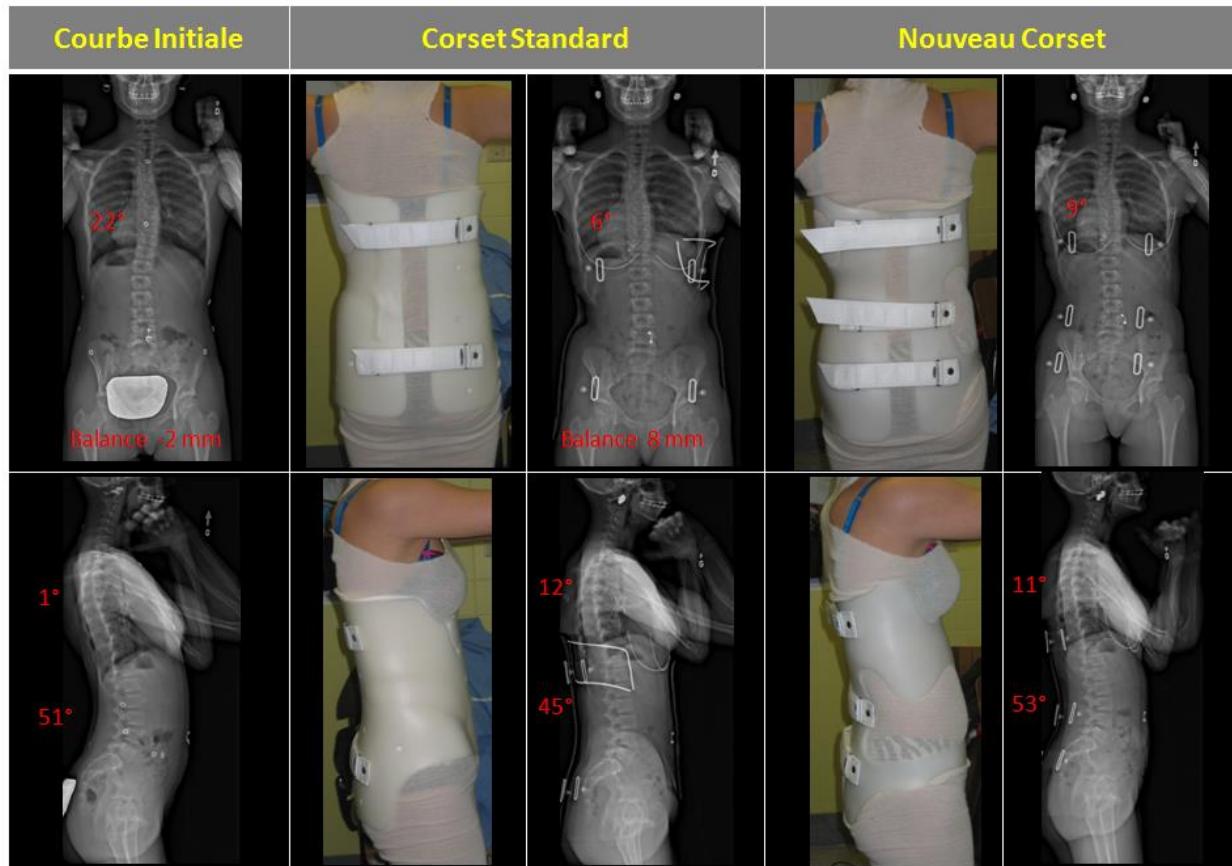


Figure 4-13: Patient 13 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

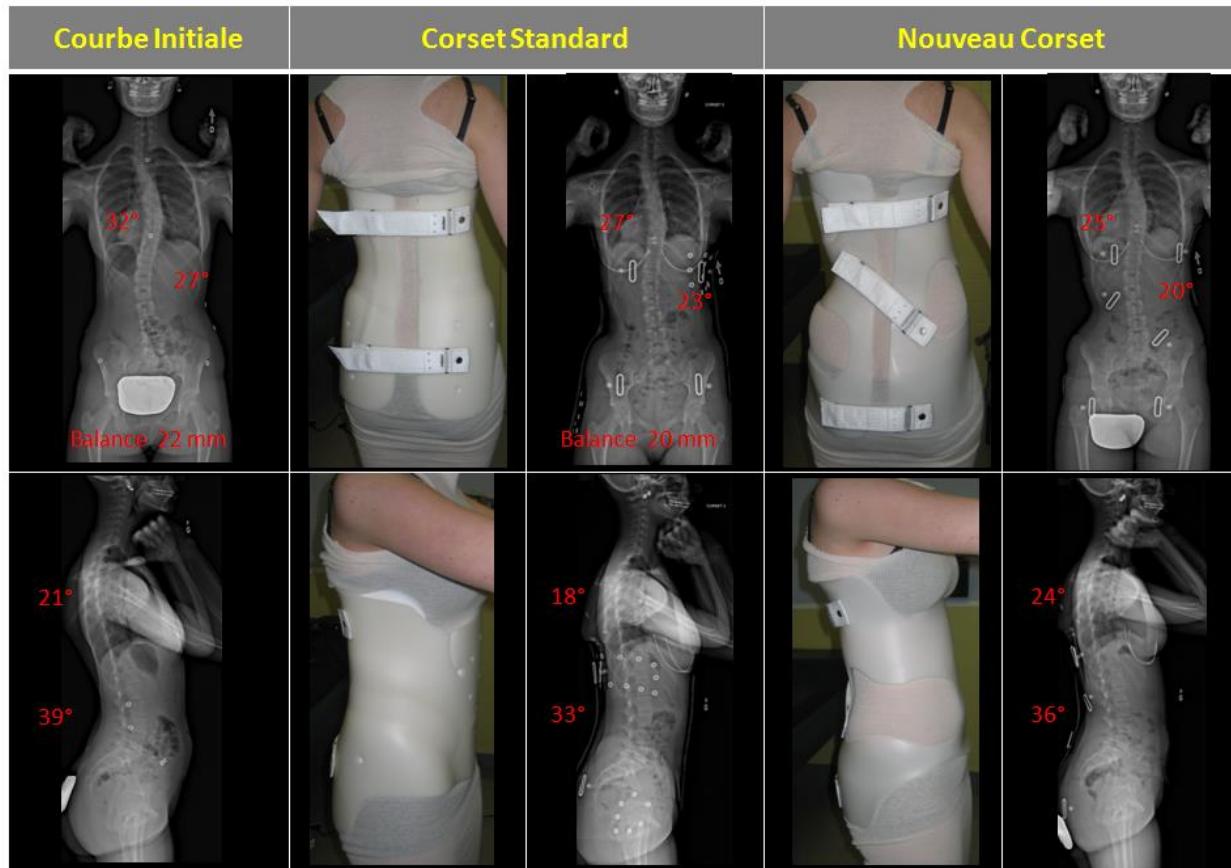


Figure 4-14: Patient 14 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

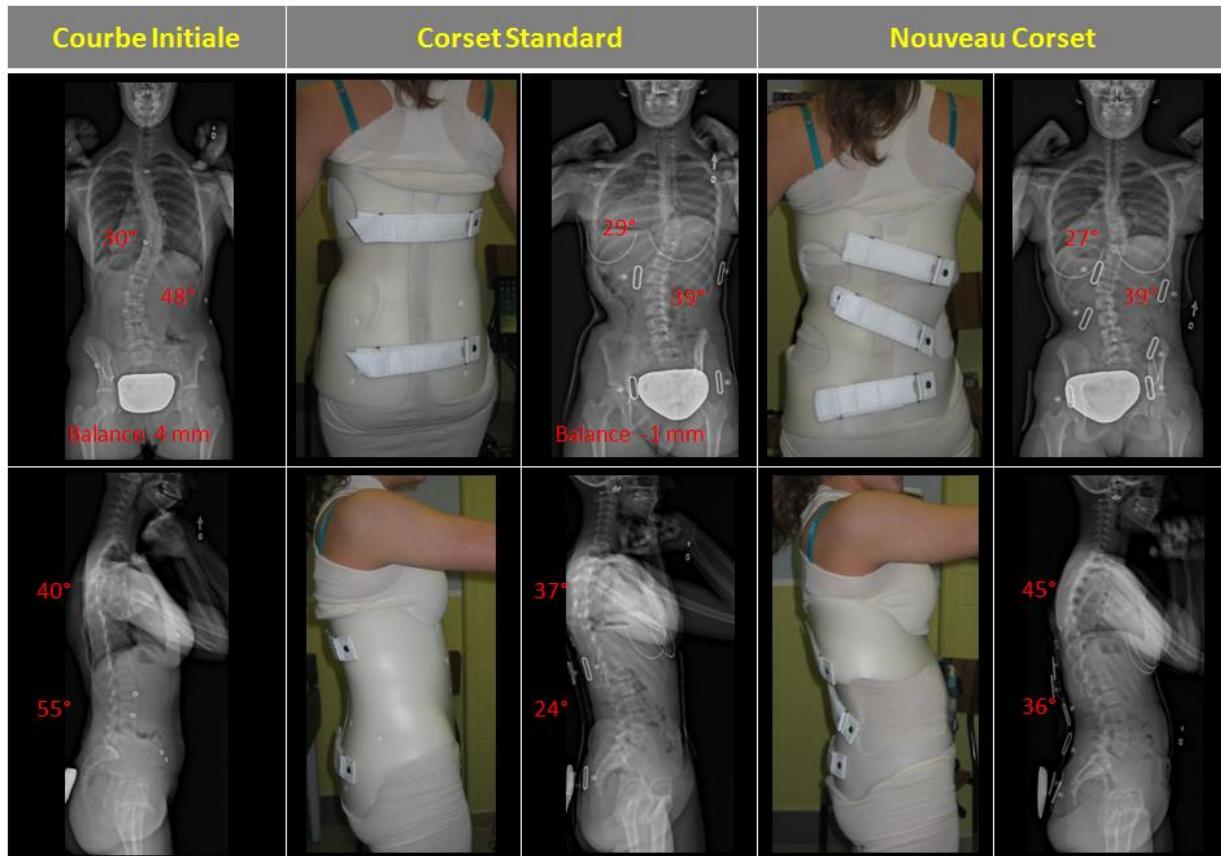


Figure 4-15: Patient 15 - Courbe initiale et résultats pour le CorsetStandard et le NouveauCorset

ANNEXE 2 – Questionnaire sur l'échelle de confort des corsets

*Échelle de Confort reliée
au Port du Corset*

Numéro d'identification
Evénement

À être complétée par le PATIENT

Directives : Nous sommes intéressés à évaluer votre confort relié au port du corset.

Il est important que vous répondiez à chacune des questions par vous-même. SVP, veuillez choisir **la meilleure réponse selon vous pour** chacune des questions. Il n'y a pas de bonnes ou de mauvaises réponses.

Date (MM/JJ/AA)

			,				,			
--	--	--	---	--	--	--	---	--	--	--

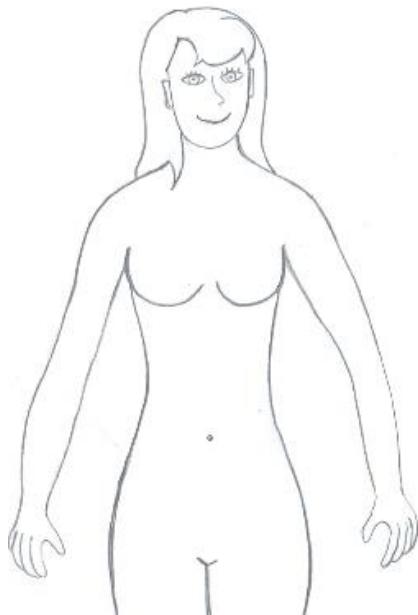
Question 1

Dessinez sur les figures les endroits où vous ressentez de la **douleur** associée à une pression trop grande du corset **lorsque vous êtes debout**. Ce peut être une zone de pression ou un point de pression. Choisissez entre les quatre couleurs proposées pour illustrer le degré de douleur. Les zones sans douleur devraient rester blanches.

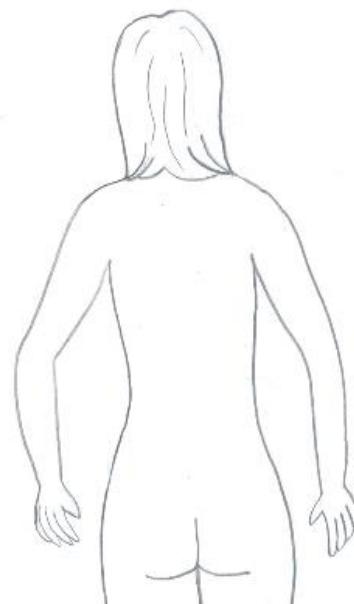
Code de couleur : Vert = pression accompagnée d'une douleur légère

Jaune = pression accompagnée d'une douleur moyenne

Rouge = pression accompagnée d'une douleur intense



Vue de face



Vue de dos

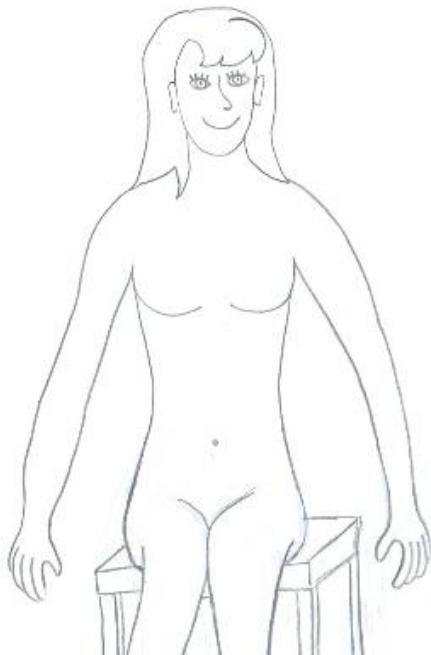
Question 2

Dessinez sur les figures les endroits où vous ressentez de la **douleur** par une pression trop grande du corset **lorsque vous êtes assis**. Ce peut être une zone de pression ou un point de pression. Choisissez entre les quatre couleurs proposées pour illustrer le degré de douleur. Les zones sans douleur devraient rester blanches.

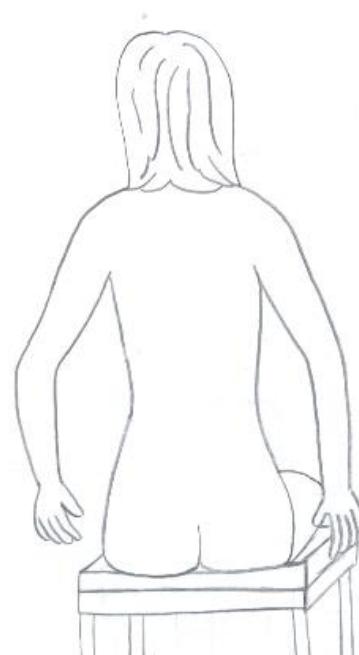
Code de couleur : Vert = pression accompagnée d'une douleur légère

Jaune = pression accompagnée d'une douleur moyenne

Rouge = pression accompagnée d'une douleur intense



Vue de face



Vue de dos