

Titre: Évaluation non invasive de l'effet du traitement par corset SpineCor
Title: sur la géométrie externe du tronc

Auteur: Nancy Shawafaty
Author:

Date: 2007

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Shawafaty, N. (2007). Évaluation non invasive de l'effet du traitement par corset SpineCor sur la géométrie externe du tronc [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8025/>
Citation:

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8025/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Farida Cheriet, Charles-Hilaire Rivard, & Hubert Labelle
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉVALUATION NON INVASIVE DE L'EFFET DU
TRAITEMENT PAR CORSET SPINECOR
SUR LA GÉOMÉTRIE EXTERNE DU TRONC

NANCY SHAWAFATY

DÉPARTEMENT DE GÉNIE INFORMATIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

AOÛT 2007



Library and
Archives Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*

ISBN: 978-0-494-35701-9

Our file *Notre référence*

ISBN: 978-0-494-35701-9

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

**
Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ÉVALUATION NON INVASIVE DE L'EFFET DU
TRAITEMENT PAR CORSET SPINECOR
SUR LA GÉOMÉTRIE EXTERNE DU TRONC

présenté par : SHAWAFATY Nancy
en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès Sciences Appliquées
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. GUIBAULT François, Ph.D. président-rapporteur
Mme CHERIET Farida, Ph.D., membre et directrice de recherche
M. RIVARD Charles Hilaire, M.D., membre et codirecteur de recherche
M. LABELLE Hubert, M.D., membre et codirecteur de recherche
M. PETIT Yvan, Ph.D., membre externe

À Amir et à mes parents

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier ma directrice de recherche Dr. Farida Cheriet, professeur titulaire au département de génie informatique de l'École Polytechnique de Montréal pour m'avoir encadrée tout au long de mon projet avec ses précieux conseils, son expertise, son support autant moral que financier, et surtout de m'avoir confié ce projet. J'aimerais aussi remercier Dr. Charles Hilaire Rivard, mon codirecteur et chirurgien orthopédiste du département d'orthopédie de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal pour ses précieux conseils, son expertise clinique et surtout pour m'avoir permis d'assister personnellement à ses cliniques afin de recueillir ma cohorte de patients à partir de ses propres patients. Également je tiens à remercier Dr. Labelle, mon codirecteur et chirurgien orthopédiste du département d'orthopédie de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal et professeur au département de chirurgie de la Faculté de médecine de l'Université de Montréal, pour son apport clinique et pour avoir accepté de codiriger mon projet.

Je tiens également à remercier M. François Guibault, président du jury et professeur titulaire au département de génie informatique de l'École Polytechnique de Montréal et M. Yvan Petit, membre externe et professeur agrégé du département de génie mécanique de l'École de Technologie Supérieure de Montréal pour avoir accepté si gentiment de faire partie des membres du jury pour ma soutenance.

Je tiens aussi à remercier tous les étudiants et associés de recherche du Laboratoire d'Informatiques de Scoliose 3D ainsi que ceux du Laboratoire de Vision active non effractive, sans quoi l'ambiance de travail n'aurait jamais été aussi agréable. J'aimerais remercier particulièrement Luc Duong et Fethia Miled pour leurs précieux conseils et leur support moral.

J'aimerais également remercier de tout cœur les personnes qui sont les plus importantes à mes yeux, c'est-à-dire mon conjoint Amir et mes parents pour leur encouragement, leur amour, leur patience et leur support tout au long de cette maîtrise.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique est une maladie du système musculo-squelettique qui entraîne une déformation tridimensionnelle complexe de la colonne vertébrale entraînant, à son tour, une déformation du thorax, du bassin et de l'abdomen. Sa prévalence se situe entre 2 et 3%. L'orthèse est le traitement non chirurgical le plus utilisé pour freiner ou réduire la courbure scoliotique. Il existe plusieurs types d'orthèses, pour la plupart de nature passive. Plusieurs études suggèrent que les muscles de la colonne vertébrale sont inactifs dans le corset ce qui compromet le tonus musculaire.

SpineCor est le tout premier corset de nature dynamique. Le principe thérapeutique de ce corset se base sur la définition d'un mouvement correcteur spécifique à chaque type de courbure scoliotique. Selon la configuration associée au type de courbure, le mouvement correcteur est appliqué par des bandes élastiques attachées à une base pelvienne. Ces bandes élastiques permettent d'induire des forces au niveau de certaines parties du tronc qui à leur tour agissent pour corriger la colonne vertébrale.

Actuellement, l'ajustement du corset SpineCor est basé sur l'expérience de l'orthésiste. Seule une évaluation qualitative permet de déterminer si les composantes du mouvement correcteur ont été appliquées adéquatement. Cette estimation plutôt visuelle est parfois ardue et peu précise. Une évaluation plus quantitative permettra d'obtenir exactement l'amplitude et l'orientation du mouvement correcteur. L'orthésiste pourrait alors déterminer si la configuration du corset est adéquate et optimale.

La seule modalité disponible pour vérifier l'effet du corset est la prise de radiographies 2D. Or, l'information tridimensionnelle est difficilement restituée à partir de vues radiographiques. De plus, seule la correction des déformations au niveau

des structures osseuses est prise en compte alors que le corset agit aussi sur la surface externe. Une évaluation quantitative de l'apparence externe du tronc permettra d'analyser l'effet du corset en 3D.

L'Hôpital Ste-Justine de Montréal dispose actuellement d'un système multi tête d'Inspeck (Inspeck inc., Montréal) composé de quatre caméras optiques. Ce système permet d'obtenir, rapidement et avec grande précision, une surface topographique du tronc complet. En analysant la surface obtenue à partir de descripteurs cliniques, les déformations scoliotiques sont quantifiées. Par contre, l'analyse de la surface avec corset est impossible puisque le corset crée une occlusion sur certaines parties importantes du tronc. En modélisant la géométrie du tronc à l'intérieur du corset, le modèle obtenu pourra être analysé.

L'objectif principal de ce projet est de développer une nouvelle approche non invasive permettant de quantifier le mouvement correcteur induit par le corset SpineCor ainsi que son effet sur la géométrie à l'intérieur du corset. Plus spécifiquement, il s'agit d'extrapoler la géométrie du tronc à l'intérieur du corset, de quantifier le mouvement correcteur spécifique à chaque type de courbure à partir d'un ensemble de descripteurs cliniques, et finalement d'analyser et de quantifier l'effet du corset SpineCor sur le tronc à partir des indices cliniques globaux et locaux.

Les splines d'approximation par plaques minces est une technique de recalage élastique basée sur l'appariement de repères anatomiques. Un ensemble de repères anatomiques, distribués dans les zones d'asymétries potentielles, est identifié sur la surface du tronc du patient sans et avec corset. Chacune de ces deux surfaces du tronc sont, par la suite, acquises utilisant le système multi tête d'Inspeck. En appariant les repères correspondants, une transformation élastique est obtenue. Selon cette transformation, la géométrie externe du patient sans corset est alors déformée afin de modéliser la surface à l'intérieur du corset.

Afin de quantifier chaque composante du mouvement correcteur, un ensemble de descripteurs cliniques a été défini. Le mouvement correcteur total est obtenu en évaluant les descripteurs sur la géométrie sans et à l'intérieur du corset. Il est, par la suite, comparé au mouvement correcteur théorique pour valider les résultats obtenus. Une évaluation qualitative d'un expert permettra de confirmer les résultats obtenus. Finalement, à partir d'un ensemble de descripteurs locaux et globaux, l'effet du corset SpineCor sur la géométrie externe du tronc à l'intérieur du corset a été analysé.

Une cohorte de 20 patients a été recueillie à partir de la clinique du corset de l'Hôpital Ste-Justine de Montréal. Dans un premier temps, cette cohorte a été utilisée afin d'estimer la précision de la méthode de recalage. La précision de recalage obtenue dans le pire cas est de l'ordre de $7,7 \pm 2,3$ mm. Liao, en 2004, a plutôt obtenu une précision de l'ordre de 2,7 mm, ce qui démontre que cette méthode de recalage est assez précise pour être utilisée dans le contexte de notre application. En deuxième lieu, le mouvement correcteur a été évalué sur la cohorte de patients et sa conformité relevée. Le mouvement correcteur est conforme dans 8 des cas, partiellement conforme dans 7 des cas et non conforme dans 5 des cas. Finalement, la quantification de l'effet de SpineCor sur le tronc à l'intérieur du corset a démontré que le corset semble agir de manière plutôt globale.

A court terme, l'approche proposée pourrait faire l'objet d'une validation clinique sur un plus grand échantillon. En deuxième lieu, la définition de nouveaux descripteurs globaux permettrait de mieux caractériser le mouvement correcteur. Finalement, une étude de fiabilité, de variabilité et de reproductibilité de ces descripteurs pourrait être effectuée afin de sélectionner les plus optimaux.

À long terme, l'éventuelle application d'un tel projet pourrait se diriger vers la conception d'un simulateur de corset assisté par ordinateur permettant d'optimiser le mouvement correcteur. Également, en utilisant une approche de suivi non invasive, il

serait possible d'évaluer la progression de la colonne à long terme, pendant et à la suite du traitement par corset SpineCor.

ABSTRACT

Idiopathic scoliosis is a disease of the musculo-skeletal system involving a three-dimensional complex deformation of the vertebral column which in turn deforms the thorax, pelvis and abdomen. Its prevalence ranges between 2 and 3%. The orthosis is the most commonly used nonsurgical treatment to slow progression or reduce scoliotic curve. There are several types of orthosis but for the majority, they are of a passive nature. Several studies suggest that the vertebral column muscles are inactive in the brace, endangering muscular tonus.

SpineCor is the first dynamic brace. The therapeutic principle behind this brace is based on the definition of a curve-specific corrective movement. Depending on the configuration associated with the curve type, the corrective movement is applied using elastic bands attached to a pelvic base. Elastic bands induce forces on parts of the trunk correcting the spinal cord.

Currently, the SpineCor brace adjustments are made based on the experience of the orthosist. Only qualitative evaluation is used to determine whether the corrective movement components were applied adequately. This visual estimation is somewhat difficult and not very precise. By using a more quantitative evaluation, the amplitude and orientation of the corrective movement could be obtained. The orthosist could determine whether a brace configuration is adequate and optimal.

The two dimensional x-rays is the only available method that evaluates the brace effect. However, it is very hard to assess the 3D information from x-ray images. In addition, only the correction of deformities on the bone structure is taken into account ignoring the effect of the brace on the external surface. A quantitative evaluation of the external appearance of the trunk can demonstrate the 3D effect of the brace.

Montreal Sainte-Justine Hospital currently owns an Inspeck (Inspeck, inc. Montreal) multi-head system composed of four optical cameras. Using this system, a topographic surface of the entire trunk in 3D is obtained quickly and precisely. By analyzing this surface using clinical descriptors, the scoliotic deformities are quantified. However, the brace creates an occlusion on some important parts of the trunk, making it impossible to properly analyse the surface. By modeling the trunk geometry inside the brace, the model could then be analysed.

The main objective of this project is to develop a new non invasive approach that can quantify the corrective movements induced by the SpineCor brace as well as its effects on the geometry inside of the brace. More specifically, it consists in extrapolating the trunk geometry inside the brace; quantifying the curve-specific corrective movements using a set of clinical descriptors; and finally analyzing and quantifying using global and local clinical indices to determine the effect of the SpineCor brace on the trunk.

The approximating thin-plate spline is an elastic registration technique based on anatomical landmark matching. A set of anatomical landmarks, distributed in areas of potential asymmetry, are identified on the patient's trunk with and without the brace. Each of these trunk surfaces are then acquired using the multi-head Inspeck system. By matching the corresponding landmarks, an elastic transformation is obtained. Using this transformation, the external geometry of the patient without the brace is deformed to model the surface inside the brace.

In order to quantify each component of the corrective movement, a set of clinical descriptors are defined. The resulting corrective movement is obtained by evaluating these descriptors on the geometry inside and without the brace. It is then compared to the theoretical corrective movement to validate the obtained results. A qualitative evaluation of an expert would confirm the results. Finally, the SpineCor brace effect on

the external inside-brace trunk geometry is analysed from a set of local and global descriptors.

A cohort of 20 patients is collected from the brace clinic in Montreal Sainte-Justine Hospital. First, this cohort was used to estimate the precision of the registration method. In the worst case, this precision is in the order of 7.7 ± 2.3 mm. In 2004, Liao obtained a precision of nearly 2.7 mm which demonstrates that this registration method is precise enough to be used in the context of our application. Secondly, the corrective movement was evaluated on the cohort and its conformity was assessed. The corrective movement is conforming in 8 cases, partially conforming in 7 cases and not conforming in 5 cases. Finally, the quantification of the SpineCor effect on the inside-brace trunk has demonstrated that this effect seems more global.

In the short term, the proposed approach could be the subject of a new clinical validation on a larger sample. Also, in order to offer a better characterisation of the corrective movement, some new global descriptors should be defined. Finally, studies on reliability, variability and reproducibility of these descriptors should be conducted to select the most optimal ones.

In the long term, the future application of such a project could be directed towards the design of a computer assisted brace simulator that can optimize the corrective movement. Similarly, by using a non invasive follow-up approach, it would be possible to evaluate the long term progression of the vertebral column during and following a SpineCor brace treatment.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	IV
REMERCIEMENTS.....	V
RÉSUMÉ.....	VII
ABSTRACT	XI
TABLE DES MATIÈRES	XIV
LISTE DES TABLEAUX.....	XVII
LISTE DES FIGURES.....	XXI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	XXVI
LISTE DES ANNEXES.....	XXVII
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES	6
1.1 Scoliose idiopathique.....	7
1.1.1 Évaluation clinique de la scoliose	11
1.1.2 Évaluation radiologique de la scoliose	14
1.1.3 Évaluation 3D de la scoliose	17
1.1.4 Indices cliniques internes	18
1.1.5 Traitement	20
1.1.6 Historique des corsets	24
1.2 SpineCor	37
1.2.1 Description	37
1.2.2 Indications et contre-indications.....	40
1.2.3 Protocole du traitement SpineCor.....	41
1.2.4 Évaluation Clinique	42

1.2.5	Évaluation Radiologique	43
1.2.6	Évaluation Posturale	43
1.2.7	Classification SpineCor	44
1.2.8	Mouvement correcteur	49
1.2.9	Assemblage et pose du corset SpineCor	51
1.2.10	Études sur l'efficacité du corset SpineCor	54
1.3	Topographie de surface	58
1.3.1	Système d'acquisition Inspeck	61
1.3.2	Numériseur	62
1.3.3	Configuration utilisée en clinique de scoliose	65
1.3.4	Logiciels Inspeck	66
1.3.5	Limites du système Inspeck	68
1.4	Indices cliniques externes	72
1.5	Recalage	74
1.5.1	Transformation rigide et affine	75
1.5.2	Transformation élastique : spline plaque-mince	78
1.5.3	Application des splines plaques minces	84
1.6	Objectifs	85
	CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE	86
2.1	Protocole d'acquisition de données	88
2.1.1	Acquisition de données cliniques	88
2.1.2	Traitement de données acquises	89
2.1.3	Distribution et extractions des repères anatomiques	90
2.2	Procédure de recalage	94
2.2.1	Détermination des paramètres	94
2.2.2	Détermination de la géométrie à l'intérieur du corset	98
2.3	Analyse de la géométrie externe à l'intérieur du corset	100
2.3.1	Extraction des indices cliniques	101
2.3.2	Détermination du mouvement correcteur	117

2.4	Méthode d'évaluation.....	122
2.4.1	Cohorte de patients.....	122
2.4.2	Évaluation de la précision de l'algorithme de recalage.....	124
2.4.3	Évaluation qualitative par un clinicien.....	125
2.4.4	Évaluation du mouvement correcteur	126
2.4.5	Évaluation quantitative de l'effet du traitement SpineCor.....	128
CHAPITRE 3 RÉSULTATS		129
3.1	Résultats de l'évaluation de la précision de l'algorithme de recalage	129
3.2	Résultats de l'évaluation du mouvement correcteur	131
3.2.1	Courbure thoracique droite lombaire gauche	132
3.2.2	Courbure thoracique droite.....	137
3.2.3	Courbure lombaire gauche	145
3.2.4	Courbure thoracolombaire gauche	147
3.2.5	Courbure thoracolombaire droite	156
3.2.6	Résultats de conformités	157
3.3	Résultats de l'évaluation de l'effet de SpineCor sur la géométrie externe à l'intérieur du corset	159
3.3.1	Indices globaux	159
3.3.2	Indices locaux.....	170
CHAPITRE 4 DISCUSSION		173
4.1	Évaluation de la procédure de recalage.....	173
4.2	Détermination du mouvement correcteur.....	175
4.3	Évaluation de l'effet de SpineCor sur la géométrie externe à l'intérieur du corset	178
CHAPITRE 5 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		181
RÉFÉRENCES.....		187

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1-1	RÉSULTATS DE L'ÉTUDE DE LONSTEIN ET CARLSON (LONSTEIN, J. E. ET CARLSON, L. M., 1984).....	28
TABLEAU 1-2	LES DIFFÉRENTS TYPES DU CORSET DE BOSTON	30
TABLEAU 1-3	COMPARAISON DE 3 TYPES DES CORSETS.....	35
TABLEAU 1-4	COMPARAISON DE 3 TYPES DES CORSETS (SUITE).....	36
TABLEAU 1-5	CLASSIFICATION SELON LES CARACTÉRISTIQUES RADIOLOGIQUES	45
TABLEAU 1-6	CLASSIFICATION SELON LES CARACTÉRISTIQUES RADIOLOGIQUES (SUITE)	46
TABLEAU 1-7	CLASSIFICATION SELON LES CARACTÉRISTIQUES RADIOLOGIQUES (SUITE)	47
TABLEAU 1-8	CLASSIFICATION SELON LES CARACTÉRISTIQUES POSTURALES.....	48
TABLEAU 1-9	CLASSIFICATION SELON LES CARACTÉRISTIQUES POSTURALES (SUITE).....	49
TABLEAU 1-10	MOUVEMENT CORRECTEUR ASSOCIÉ AU TYPE DE COURBURES SELON LA CLASSIFICATION SPINECOR.....	50
TABLEAU 1-11	MOUVEMENT CORRECTEUR ASSOCIÉ AU TYPE DE COURBURES SELON LA CLASSIFICATION SPINECOR (SUITE).....	51
TABLEAU 1-12	RÉSUMÉ DES DIFFÉRENTES ÉTUDES EFFECTUÉES SUR SPINECOR	57
TABLEAU 1-13	CARACTÉRISTIQUES DU NUMÉRISEUR 3D CAPTUROR	63
TABLEAU 2-1	REPÈRES ANATOMIQUES SELON LES ZONES DU TRONC.....	91
TABLEAU 2-2	LÉGENDE DES REPÈRES ANATOMIQUES	93
TABLEAU 2-3	ERREURS ANISOTROPIQUE DE LA GÉOMÉTRIE SANS ET AVEC CORSET	98
TABLEAU 2-4	DIFFÉRENTS ALGORITHME POUR CALCULER L'ENVELOPPE CONVEXE (N=NOMBRE DE POINTS EN ENTRÉE ET H= NOMBRE DE POINTS INCLUS DANS LE CONVEXE HULL) (TIRÉE DE HTTP://WWW.SOFTSURFER.COM/ARCHIVE/ALGORITHM_0109/ALGORITHM_0109.HTM)	107
TABLEAU 2-5	INDICES CLINIQUE CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE DOUBLE	118
TABLEAU 2-6	INDICES CLINIQUE CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE I OU III	119
TABLEAU 2-7	INDICES CLINIQUE CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE LOMBAIRE GAUCHE	120
TABLEAU 2-8	INDICES CLINIQUE CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE	121

TABLEAU 2-9	SDD POUR CERTAINS INDICES CLINIQUES (TIRÉE DE PAZOS, CHERIET ET COLL. 2004)	127
TABLEAU 2-10	LISTE DES INDICES CLINIQUES UTILISÉS POUR ANALYSER L'EFFET DE SPINECOR SUR LA SURFACE EXTERNE DU PATIENT	128
TABLEAU 3-1	ERREUR DE PRÉCISION	130
TABLEAU 3-2	FRÉQUENCE DE PATIENT DANS CHAQUE CATÉGORIE SELON LA CLASSIFICATION (SECTION 1.2.7).....	131
TABLEAU 3-3	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE DROITE LOMBAIRE	137
TABLEAU 3-4	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE I.....	142
TABLEAU 3-5	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE III	144
TABLEAU 3-6	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE LOMBAIRE GAUCHE	147
TABLEAU 3-7	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE GAUCHE DE TYPE I	151
TABLEAU 3-8	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE GAUCHE DE TYPE II	155
TABLEAU 3-9	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE DROITE DE TYPE I	156
TABLEAU 3-10	CONFORMITÉ DU MOUVEMENT CORRECTEUR SELON LA CLASSE DE COURBURE.....	158
TABLEAU 3-11	INDICES GLOBAUX DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE DROITE LOMBAIRE.....	160
TABLEAU 3-12	INDICES GLOBAUX DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE I	162
TABLEAU 3-13	INDICES GLOBAUX DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE I (SUITE)	163
TABLEAU 3-14	INDICES GLOBAUX DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE III	164
TABLEAU 3-15	INDICES GLOBAUX DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE LOMBAIRE	166
TABLEAU 3-16	INDICES GLOBAUX DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE GAUCHE DE TYPE I	167

TABLEAU 3-17	INDICES GLOBAUX DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE GAUCHE TYPE III	168
TABLEAU 3-18	INDICES GLOBAUX DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE DROITE TYPE I	170
TABLEAU III-1	INTERPRÉTATION DE L'INDICE "HUMP SUM" ET POTSI	233
TABLEAU IV- 1	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE LOMBAIRE GAUCHE.....	240
TABLEAU IV- 2	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE I.....	241
TABLEAU IV- 3	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE I (SUITE).....	242
TABLEAU IV- 4	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE GAUCHE DE TYPE I.....	243
TABLEAU IV- 5	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE THORACOLOMBAIRE GAUCHE DE TYPE II.....	244
TABLEAU IV- 6	ÉVALUATION DES INDICES CARACTÉRISANT LE MOUVEMENT CORRECTEUR D'UNE COURBURE THORACIQUE THORACOLOMBAIRE DROITE DE TYPE I	245
TABLEAU IV- 7	DIFFÉRENCE DE ROTATION DE SECTION DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE DROITE LOMBAIRE GAUCHE	246
TABLEAU IV- 8	DIFFÉRENCE DE ROTATION DE SECTION DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE I	246
TABLEAU IV- 9	DIFFÉRENCE DE ROTATION DE SECTION DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE DROITE DE TYPE I (SUITE).....	247
TABLEAU IV- 10	DIFFÉRENCE DE ROTATION DE SECTION DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE DROITE TYPE III.....	247
TABLEAU IV- 11	DIFFÉRENCE DE ROTATION DE SECTION DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACIQUE LOMBAIRE	248
TABLEAU IV- 12	DIFFÉRENCE DE ROTATION DE SECTION DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE GAUCHE TYPE I.....	248

TABLEAU IV- 13	DIFFÉRENCE DE ROTATION DE SECTION DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE GAUCHE TYPE II	249
TABLEAU IV- 14	DIFFÉRENCE DE ROTATION DE SECTION DÉCRIVANT L'EFFET DE SPINECOR SUR LA GÉOMÉTRIE À L'INTÉRIEUR DU CORSET POUR UNE COURBURE THORACOLOMBAIRE DROITE TYPE I	249

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1-1	STRUCTURES OSSEUSES D'UN PATIENT NORMAL VS SCOLIOTIQUE (TIRÉE DE : WWW.ELBERTCHIROPRACTIC.COM)	8
FIGURE 1-2	DÉFINITION DES PLANS DE L'ESPACE.....	9
FIGURE 1-3	TYPES DE COURBURES SCOLIOTIQUES (NIAMS, 2001).....	10
FIGURE 1-4	MESURE DE DÉVIATION LATÉRALE À L'AIDE DU FIL DE PLOMB (TIRÉE DE (GUILLAUMAT ET AL., 1991))	12
FIGURE 1-5	MESURE DE GIBBOSITÉ À L'AIDE D'UN SCOLIOMÈTRE (TIRÉE DE (BUNNELL, 1984)).....	13
FIGURE 1-6	TEST PAR FLEXION ANTÉRIEUR (ADAPTÉE DE HTTP://ADAM.ABOUT.COM).....	14
FIGURE 1-7	LA MESURE DE L'ANGLE DE COBB RADIOGRAPHIQUE.....	15
FIGURE 1-8	OSSIFICATION DE LA CRÈTE ILIAQUE (TIRÉE DE HTTP://SRVSOF.COT.SOFCOT.COM.FR).....	16
FIGURE 1-9	RECONSTRUCTION 3D DE LA COLONNE VERTÉBRALE, DE LA CAGE THORACIQUE ET DU BASSIN	17
FIGURE 1-10	MODÈLE BIOMÉCANIQUE DE LA COLONNE VERTÉBRALE	18
FIGURE 1-11	COLONNE AVANT LA CHIRURGIE VERSUS COLONNE INSTRUMENTÉE APRÈS LA CHIRURGIE	21
FIGURE 1-12	LA MACHINE D'HIPPOCRATE (TIRÉE DE (LONSTEIN ET AL., 1995)).....	25
FIGURE 1-13	CORSET DE MILWAUKEE ORIGINAL (TIRÉR DE (SMITH ET HARRIGAN, 1998))	27
FIGURE 1-14	CORSET DE MILWAUKEE ACTUEL (TIRÉE DE (SMITH ET HARRIGAN, 1998))	27
FIGURE 1-15	TYPES DE CORSET DE BOSTON (A=LOMBAIRE, B=THORACOLOMBAIRE, C=THORACIQUE ET D=THORACIQUE AVEC MODIFICATION POUR HYPOCYPHOSE) (TIRÉE DE EMANS, 2003)	30
FIGURE 1-16	CORSET DE CHARLESTON (TIRÉE DE HTTP://WWW.SPINE-HEALTH.COM)	33
FIGURE 1-17	COMPOSANTES DU CORSET SPINECor (ADAPTÉE DE WWW.SPINECORPORATION.COM) 38	38
FIGURE 1-18	PROTOCOLE DE TRAITEMENT SPINECor (TIRÉE DE (RIVARD, 2002)).....	42
FIGURE 1-19	LE SYSTÈME FREE POINT (TIRÉE DE HTTP://WWW.REMTEK.COM/REMTEK/OURBEAT.HTM)	44
FIGURE 1-20	BASE PELVIENNE	52
FIGURE 1-21	BOLÉRO	53
FIGURE 1-22	IMAGE DE MOIRÉ (TIRÉE DE LAB.CNTL.KYUTECH.AC.JP).....	59
FIGURE 1-23	PHOTO DE PROJECTION DE RASTER STÉRÉOGRAPHIE (TIRÉE DE (STOKES ET MORELAND, 1989)).....	59

FIGURE 1-24	ISIS A) SYSTÈME ISIS B) TOPOGRAPHIE DE SURFACE OBTENUE PAR ISIS (TIRÉE DE (TURNER-SMITH ET AL., 1988).....	60
FIGURE 1-25	RECONSTRUCTION PARTIELLE DES VUES ET RECALAGE	62
FIGURE 1-26	3D CAPTUROR D'INSPECK	63
FIGURE 1-27	LES 4 IMAGES DE FRANGES ET L'IMAGE DE TEXTURE.....	64
FIGURE 1-28	IMAGE DE PHASE, DE PROFONDEUR ET LA SURFACE 3D POLYGONALE AVEC TEXTURE. 65	
FIGURE 1-29	CONFIGURATION DU SYSTÈME INSPECK À L'HÔPITAL SAINTE-JUSTINE DE MONTRÉAL 66	
FIGURE 1-30	MODÈLE 3D POLYGONAL ET TEXTURÉ D'UN TRONC HUMAIN SCOLIOTIQUE	67
FIGURE 1-31	CIBLE	68
FIGURE 1-32	MODÈLE POLYGONAL D'UN TRONC HUMAIN AVEC LA PRÉSENCE DE TROUS	69
FIGURE 1-33	DISCONTINUITÉS DE SURFACE	70
FIGURE 1-34	VUE DE DOS TRÈS BRUITÉ	71
FIGURE 2-2	REPÈRES ANATOMIQUES DE LA VUE FRONTALE (DOS).....	92
FIGURE 2-3	REPÈRES ANATOMIQUES DE LA VUE FRONTALE (VUE DE FACE)	92
FIGURE 2-4	REPÈRES ANATOMIQUES DE LA VUE LATÉRALE A) VUE LATÉRALE GAUCHE; B) VUE LATÉRALE DROITE	93
FIGURE 2-5	PROCÉDURE DE RECALAGE	100
FIGURE 2-6	SYSTÈME D'AXE DE LA GÉOMÉTRIE EXTERNE	101
FIGURE 2-7	L'ENVELOPPE CONVEXE D'UNE SECTION.....	105
FIGURE 2-8	INCLUSIONS DES POINTS PRÈS DE L'ENVELOPPE CONVEXE	106
FIGURE 2-9	SECTION FORMÉ À PARTIR DE L'ENVELOPPE CONVEXE ET DES POINTS PRÈS DE L'ENVELOPPE.....	106
FIGURE 2-10	GRAHAM SCAN - ORDRE DES POINTS	108
FIGURE 2-11	EXEMPLE DU DÉROULEMENT DE L'ALGORITHME DE GRAHAM SCAN.....	109
FIGURE 2-12	TANGENTE AU PROFIL DU DOS POUR LE CALCUL DE BSR.....	110
FIGURE 2-13	AXE PRINCIPAL DE LA SECTION POUR CALCULER LA ROTATION DU TRONC	111
FIGURE 2-14	COURBES DES INDICES DE SECTION EN FONCTION DE LA HAUTEUR A) ROTATION DE SECTION, B) ROTATION DU TRONC, C) CENTROÏDE EN X, D) CENTROÏDE EN Z.....	112
FIGURE 2-15	DÉJETTEMENT FRONTAL ET SAGITTAL	113
FIGURE 2-16	ASYMÉTRIE DES ÉPAULES DANS LE PLAN FRONTAL ET TRANSVERSAL	114
FIGURE 2-17	ASYMÉTRIE DU BASSIN	115
FIGURE 2-18	ASYMÉTRIE DE LA TAILLE.....	115
FIGURE 2-19	DIFFÉRENCE D'AIRE GAUCHE ET DROITE DANS LE PLAN FRONTAL ET SAGITTALE.....	116
FIGURE 2-20	COURBURES DES APOPHYSES ET PSEUDO ANGLE DE COBB	117

FIGURE 3-1	LA ROTATION DE SECTION MESURÉE SUR UNE SECTION TRANSVERSALE DU BASSIN (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET)	133
FIGURE 3-2	LA ROTATION DU TRONC MESURÉE SUR UNE SECTION TRANSVERSALE DU BASSIN (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET)	134
FIGURE 3-3	LA ROTATION DE SECTION MESURÉE SUR UNE SECTION TRANSVERSALE DE L'ÉPAULE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET)	134
FIGURE 3-4	LA ROTATION DU TRONC MESURÉE SUR UNE SECTION TRANSVERSALE DE L'ÉPAULE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET)	135
FIGURE 3-5	ASYMÉTRIE DES ÉPAULES TRANSVERSALE MESURÉE PAR LES REPÈRES ANATOMIQUES (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).	135
FIGURE 3-6	DÉJETEMENT LATÉRAL (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	136
FIGURE 3-7	ROTATION DE SECTION AU NIVEAU D'UNE SECTION TRANSVERSALE DU THORAX (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET)	138
FIGURE 3-8	ROTATION DU TRONC AU NIVEAU D'UNE SECTION TRANSVERSALE DU THORAX (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	139
FIGURE 3-9	ROTATION DE SECTION DE LA SECTION TRANSVERSALE DE L'ÉPAULE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	139
FIGURE 3-10	ROTATION DE TRONC DE LA SECTION TRANSVERSALE DE L'ÉPAULE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	140
FIGURE 3-11	ASYMÉTRIE TRANSVERSALE DES ÉPAULES MESURÉE À PARTIR DES REPÈRES ANATOMIQUES (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET). ..	141
FIGURE 3-12	DÉJETEMENT LATÉRAL (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	141
FIGURE 3-13	PATIENT #5 - CAS DE NON CONFORMITÉ (GAUCHE : AVANT CORSET, DROITE: AVEC CORSET).....	143
FIGURE 3-14	REPRÉSENTATION DE L'ALIGNEMENT SELON LE CENTROÏDE (À GAUCHE: SANS CORSET, À DROITE: À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	145
FIGURE 3-15	FLEXION LATÉRALE (À GAUCHE: SANS CORSET, À DROITE: À L'INTÉRIEUR DU CORSET)	146
FIGURE 3-16	ROTATION DE SECTION DE LA SECTION TRANSVERSALE DE L'ÉPAULE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	148
FIGURE 3-17	ROTATION DU TRONC DE LA SECTION TRANSVERSALE DE L'ÉPAULE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	149

FIGURE 3-18	ASYMÉTRIE TRANSVERSALE DES ÉPAULES MESURÉE À PARTIR DES REPÈRES ANATOMIQUES (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	149
FIGURE 3-19	DÉJETEMENT LATÉRAL (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	150
FIGURE 3-20	ALIGNEMENT DE SECTION DE LA BASE THORACIQUE PAR RAPPORT AU BASSIN (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET)	152
FIGURE 3-21	ROTATION DE LA SECTION TRANSVERSALE DE L'ÉPAULE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	153
FIGURE 3-22	ROTATION DU TRONC DE LA SECTION TRANSVERSALE DE L'ÉPAULE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	153
FIGURE 3-23	ASYMÉTRIE DES ÉPAULES TRANSVERSALES MESURÉE PAR LES REPÈRES ANATOMIQUES (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET)	154
FIGURE 3-24	ASYMÉTRIE DE LA TAILLE (À GAUCHE : SANS CORSET, À DROITE : À L'INTÉRIEUR DU CORSET).....	154
FIGURE I-1	SQUELETTE HUMAIN (MARIEB, 1993).....	205
FIGURE I-2	COLONNE VERTÉBRALE (MARIEB 2005).....	206
FIGURE I-3	STRUCTURE D'UNE VERTÈBRE TYPIQUE (MARIEB 2005)	207
FIGURE I-4	CAGE THORACIQUE (MARIEB 1993).....	209
FIGURE I-5	ARTICULATION DES OS DE LA CEINTURE SCAPULAIRE (MARIEB 2005).....	210
FIGURE I-6	SCAPULA DROITE (VUE ANTÉRIEURE) (MARIEB 2005)	211
FIGURE I-7	BASSIN (MARIEB 2005)	212
FIGURE I-8	LES DEUX OS ILIAQUES (MARIEB 2005)	212
FIGURE II-1	PLAN DE COURBURE MAXIMALE	215
FIGURE II-2	HAUTEUR ET LONGUEUR DE LA COLONNE VERTÉBRALE	216
FIGURE II-3	BALANCE FRONTALE ET SAGITTALE DE LA COLONNE VERTÉBRALE	216
FIGURE II-4	DÉFINITION DU SYSTÈME D'AXE DE LA COLONNE VERTÉBRALE	217
FIGURE II-5	ROTATION VERTÉBRALE TRANSVERSE, FRONTALE ET SAGITTALE	218
FIGURE II-6	ORIENTATION D'UNE CÔTE DANS LE PLAN FRONTAL ET SAGITTAL	219
FIGURE II-7	ORIENTATION D'UNE CÔTE DANS LE PLAN FRONTAL ET SAGITTAL	219
FIGURE II-8	LES INDICES CLINIQUES DU BASSIN. L'INCIDENCE PELVIENNE, LA PENTE SACRALE, L'INCLINAISON DU BASSIN (TIRÉE DE LEGAYE, DUVAL-BEAUPÈRE ET COLL. 1998)....	220
FIGURE II-9	BASSIN DANS LE PLAN FRONTAL : OBLIQUITÉ DU BASSIN	221
FIGURE III-1	ROTATION DE SURFACE (TIRÉE DE JAREMKO, PONCET ET COLL. 2002).....	224
FIGURE III-2	ROTATION DE SURFACE (TIRÉE DE STOKES, ARMSTRONG ET COLL. 1988).....	224
FIGURE III-3	ROTATION DE SURFACE (TIRÉE TURNER-SMITH, HARRIS ET COLL. 1988).....	225

FIGURE III-4	LA ROTATION DE SURFACE À PARTIR DE LA LIGNE DE SYMÉTRIE	225
FIGURE III-5	DIFFÉRENCE DE HAUTEUR DES BOSSES (TIRÉE DE SUZUKI, ONO ET COLL. 1992).....	226
FIGURE III-6	DIFFÉRENCE D'AIRE GAUCHE-DROITE BASÉ SUR LE NIÈME MOMENT D'INERTIE.....	226
FIGURE III-7	DIFFÉRENCE D'AIRE GAUCHE - DROITE (TIRÉE DE TURNER-SMITH, HARRIS ET COLL. 1988).....	227
FIGURE III-8	SECTIONS TRANSVERSALES DU TRONC (AXES PRINCIPAUX) (TIRÉE DE (JAREMKO ET AL., 2002A).....	227
FIGURE III-9	LIGNE DE SYMÉTRIE (TIRÉE DE DRERUP ET HIERHOLZER 1994)	228
FIGURE III-10	LE "HUMP SUM" (TIRÉE DE SUZUKI, ONO ET COLL. 1992).....	230
FIGURE III-11	CALCUL DE L'ASYMÉTRIE DE LA TAILLE POUR LE "TRUNK DISTORSION SCORE"	232
FIGURE III-12	INDICE D'ASYMÉTRIE FRONTALE (TIRÉE DE SUZUKI, INAMI ET COLL. 1999).....	233
FIGURE III-13	INDICE DE DIFFÉRENCE DE HAUTEUR FRONTALE (TIRÉE DE SUZUKI, INAMI ET COLL. 1999).....	234
FIGURE III-14	LE DAPI (TIRÉE DE MINGUEZ, BUENDIA ET COLL. 2006).....	235
FIGURE III-15	COURBURES DE SURFACE.....	236
FIGURE III-16	COURBURE GAUSSIENNE (À GAUCHE) ET COURBURE MOYENNE (À DROITE) DE LA SURFACE DU DOS (TIRÉE DE FROBIN ET HIERHOLZER 1982).....	237
FIGURE III-17	COURBURE GAUSSIENNE, LA LIGNE DE SYMÉTRIE ET LA RÉGION D'INTÉRÊT DU REPÈRE ANATOMIQUE (TIRÉE DE DRERUP ET HIERHOLZER 1987)	238

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
CCD	Charged Coupled Device
Coll.	Collaborateurs
DAPI	Deformity in the axial plan index
EM	Editing and merging software
FAPS	Fringe Acquisition and Pattern Analysis
POTSI	Posterior Trunk Sum Index
RMS	Root mean square
SIA	Scoliose idiopathique adolescente
SRS	Scoliosis Research Society

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE I	ANATOMIE DU SQUELETTE DE TRONC HUMAIN	204
ANNEXE II	INDICES CLINIQUES INTERNES.....	213
ANNEXE III	INDICES CLINIQUES EXTERNES	222
ANNEXE IV	RÉSULTATS SUPPLÉMENTAIRES.....	239

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique est une déformation structurale complexe de la colonne vertébrale qui se manifeste dans les trois plans : dans le plan frontal, elle se manifeste par une flexion latérale, dans le plan sagittal par une perte des courbures physiologiques et dans le plan axial par un mouvement rotationnel (Negrini et al., 2005). Elle est apparente par une gibbosité au niveau du dos. Si la scoliose est progressive, sans être traitée elle peut, à long terme, affecter les fonctions cardio-pulmonaires. Selon Weinstein, 10% des sujets diagnostiqués auront besoin d'un traitement médical (Weinstein, 1984). Les formes de traitement varient en fonction de la gravité des courbures scoliotiques. La chirurgie est prescrite pour les cas où la courbure est supérieure à 50° alors que le corset est prescrit pour les courbures se situant entre 25° et 40°. Selon Nachemson, 80 à 90% des cas sont traités par corset afin de stabiliser ou de réduire la courbure scoliotique.

Les traitements d'immobilisation des déformations scoliotiques sont très anciens et ont été introduits pour la première fois par Hippocrate en l'an 500 (A.C.) utilisant le concept de traction longitudinale. Or, ce traitement a été reconnu cruel et inefficace. La première orthèse a vu le jour en 1582 alors qu'Ambrose Paré fut le premier physicien à appliquer une orthèse en métal fabriquée par un armurier (Lonstein et al., 1995). Sayre en 1874 combine la traction longitudinale et l'application d'une fonte de plâtre. Par la suite, plusieurs appareils correctifs ont vu le jour tel que l'appareil de Bradford et Brackett's (Bradford et Brackett, 1893) et l'appareil de Risser (Risser, 1955). Or les rapports produits concernant l'efficacité de ces appareils ont été pour la plupart exagérés.

Ce n'est qu'en 1945 que Blount introduisit le premier corset moderne connu jusqu'à ce jour, le corset de Milwaukee. Il s'agit d'un corset personnalisé et muni d'une

superstructure. Bien que contraignant au niveau du cou, inconfortable et inesthétique, il permet de corriger les courbures ayant un apex à un niveau élevé. En 1971, Hall et Miller et coll. ont introduit le corset de Boston (Hall et al., 1975; Watts et al., 1977) à profil bas et discret puisqu'il peut être porté en dessous des vêtements. Or, il ne peut être prescrit pour les courbures hautes sur la colonne vertébrale et, puisqu'il est porté 23 heures, il peut compromettre le tonus musculaire. Pour remédier à cette dernière lacune, en 1978 Ralph Hoopper et Frederick Reed ont mis au point le premier corset nocturne : le corset Charleston (Hooper et al., 2003). Il n'est porté que 8 heures la nuit. Par contre, il ne corrige que dans le plan frontal. Tous ces corsets sont de nature passive, c'est-à-dire, que le corset agit en normalisant la position de la colonne vertébrale afin de freiner sa progression. Par contre, le tonus musculaire pourrait être compromis (Vachon et al., 2006).

SpineCor est l'un des premiers traitements par corset de nature dynamique. Il a été développé et modifié par Coillard et Rivard entre les années 1990 et 1993 à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Le principe thérapeutique de ce corset se base sur la définition d'un mouvement correcteur spécifique à chaque type de courbure scoliotique. Le mouvement correcteur, effectué par le corset, produit un changement progressif positionnel et contribue dynamiquement à la correction de la courbure durant les activités quotidiennes ou sportives (Coillard et al., 2002). Il agit indirectement sur la colonne vertébrale allouant quelques degrés de mobilité et des mouvements contrôlés. Cette approche permet de rééduquer et maintenir le contrôle neuromusculaire du mouvement correcteur de la colonne à travers une rétroaction biologique. La nature flexible du système autorise donc une redirection du mouvement entre les épaules, le thorax et le bassin, et le mouvement est composé de rotation, translation, flexion ou inclinaison de ces zones. Ce mouvement est alors maintenu par le port du corset SpineCor et l'action de ce mouvement est, à long terme, intégrée au niveau du cerveau.

Actuellement, la seule méthode disponible pour évaluer la correction dans le corset, d'évaluer l'évolution de la courbure et des déformations durant le traitement et de vérifier ou pratiquer les ajustements nécessaires est la prise de radiographies. Or, la prise de radiographies 2D peut difficilement représenter la nature 3D des déformations scoliotiques et ne peut décrire le mouvement correcteur 3D induit par le corset. Même avec la prise de plusieurs vues radiographiques, il est difficile de restituer toute l'information pour décrire la correction appliquée par le corset. De plus, la prise fréquente de radiographies peut augmenter les chances de contracter un cancer.

Les chercheurs de la clinique du corset SpineCor de l'Hôpital Sainte-Justine ont tenté d'exploiter l'utilisation du système Free Point pour quantifier le mouvement correcteur. Or, ce dispositif est encombrant. Le volume actif est restreint en plus du fait qu'il n'est pas possible d'obtenir simultanément un ensemble de points interconnectés pour former une surface. Puisque la prise de points est très rigoureuse, l'utilisation de ce dispositif a bien vite été abandonnée.

Avec l'essor des technologies en vision active 3D, il est maintenant possible de façon non invasive d'obtenir rapidement, simultanément et avec grande précision une surface de topographie du tronc complet. Un système multi-tête d'Inspeck (Inspeck, inc. Montréal) composé de quatre caméras optiques est disponible à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Il est alors possible d'analyser la surface topographique reconstruite pour quantifier les déformations à l'aide d'indices cliniques externes. Or, il est impossible de calculer des indices cliniques et de déterminer le mouvement correcteur induit directement sur la surface topographique du tronc avec corset dû au fait que le corset en question crée une occlusion sur certaines parties importantes du tronc. Pour remédier à cette situation, il faut tenter de modéliser le tronc tel qu'il est à l'intérieur du corset. Une méthode de recalage élastique peut déformer la surface topographique du tronc sans corset pour obtenir la surface du tronc à l'intérieur du corset et ce, en se basant sur l'appariement de repères anatomiques recueillis sur la surface externe sans corset et avec

corset. Les splines d'approximation par plaques-minces permettent d'obtenir une déformation élastique basée sur l'appariement de repères anatomiques (Rohr et al., 2001).

Ce projet s'inscrit donc dans le cadre de recherches effectuées au laboratoire de vision active et non effractive de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal conjointement avec la clinique du corset SpineCor de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. L'objectif principal de ce projet est de déterminer la géométrie externe du patient scoliotique à l'intérieur de son corset SpineCor afin de quantifier le mouvement correcteur induit ainsi que son effet sur la surface externe du tronc de patients scoliotiques.

Ce mémoire comprend 5 chapitres : revues des connaissances, méthodologie, résultats, discussion et conclusion. Le premier chapitre passe en revue la définition de la scoliose, ses évaluations cliniques et radiologiques, ses traitements, les indices cliniques utilisés pour quantifier les déformations internes et externes ainsi qu'un bref historique des corsets. Ce chapitre permet également de présenter le système de topographie de surface Inspeck disponible à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal ainsi que son fonctionnement. Finalement, ce chapitre expose les différents types de recalage et la théorie impliquée.

Le deuxième chapitre est la méthodologie et se présente en quatre parties. La première partie présente la procédure d'acquisition de données cliniques ainsi que la distribution des repères anatomiques qui seront utilisés lors du recalage et de son évaluation. La deuxième partie présente la procédure de recalage avec le choix des paramètres ainsi que la détermination de la géométrie à l'intérieur du corset. La troisième partie présente l'analyse de la surface externe sans et à l'intérieur du corset par des indices cliniques afin de quantifier le mouvement correcteur. Enfin sera exposée la méthodologie suivie pour l'évaluation de la précision du recalage, l'évaluation

quantitative et qualitative du mouvement correcteur et finalement l'évaluation de l'effet du corset sur la surface externe du tronc.

Le troisième chapitre est la présentation des résultats. Les résultats relativement à l'évaluation de la précision du recalage, la détermination du mouvement correcteur pour chaque type de courbure et l'effet du corset SpineCor sur la géométrie obtenue à l'intérieur du corset pour chaque type de courbure. Le chapitre de discussion qui suit les résultats permet de discuter globalement des résultats obtenus afin de relever les principales limites de la méthodologie adoptée. Finalement, la conclusion rappelle les objectifs et résume brièvement les réalisations du projet par rapport aux objectifs. Certaines recommandations ont été formulées et finalement, les retombées du projet y sont exposées.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

Ce présent chapitre passe en revue les différents aspects utiles à la compréhension de la méthodologie adoptée dans le cadre de ce présent projet de recherche. Tout d'abord, la première section abordera tous les sujets autour de la scoliose idiopathique tels que sa définition, son évaluation clinique et radiologique, les indices cliniques mesurés au niveau des structures osseuses ainsi que ses différents traitements existants. Un historique des corsets permettra de conclure cette partie. La deuxième section présente le corset SpineCor dont il sera question tout au long de ce projet. Cette section décrit le corset, présente ses indications et contre-indications, et expose tout le protocole autour du traitement incluant l'assemblage et la pose du corset. Cette section se termine en présentant les principales études effectuées pour évaluer l'efficacité du corset SpineCor. La troisième partie présente la topographie de surface en exposant très brièvement l'historique des systèmes déjà existants. Ce qui nous amène à présenter le système de topographie de surface utilisé actuellement à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal et qui sera utilisé tout au long de ce projet. La quatrième partie, quant à elle, présente les indices d'asymétries externes mesurés à partir des topographies de surface. Finalement, la dernière partie présente la théorie au niveau des différents types de recalage et leurs applications. Ce chapitre se termine par l'énoncé de l'objectif général et des objectifs plus spécifiques. Il est à noter, que certaines parties de ce présent chapitre implique la connaissance de l'anatomie du squelette humain qui est présentée à l'Annexe I.

1.1 Scoliose idiopathique

Le terme scoliose a été utilisé pour la première fois par Galen (A.D. 131-201) même s'il avait été décrit auparavant par Hippocrate. Galen (A.D. 131-201) avait défini la scoliose comme étant la forme la plus commune de déviation latérale de la colonne vertébrale. Cette même définition fut utilisée jusque dans les années 1970 (Moe, 1978). Il s'agit par contre d'une définition trop simpliste qui ne tient pas compte du fait que la déformation scoliotique est tridimensionnelle. C'est plus tard que la scoliose idiopathique a été définie comme étant une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale (Stokes, 1994; Stokes et al., 1987). La SRS définit la scoliose comme étant « une déviation latérale de la ligne normale verticale de la colonne ... la scoliose consiste en une courbure latérale de la colonne avec rotation des vertèbres dans les courbures » (SRS, 2004). Une définition encore plus complète peut être trouvée dans l'article de Negrini et coll. (Negrini et al., 2005). Cet article définit la scoliose comme étant « une déformation structurale complexe de la colonne vertébrale qui tourne dans les trois plans : dans le plan frontal, elle se manifeste avec une flexion latérale, dans le plan sagittal comme étant une perte des courbures physiologiques et dans le plan axial comme étant un mouvement rotationnel » (Figure 1-1 et Figure 1-2). Hippocrate (500 A.C.) est le premier à avoir écrit extensivement sur les déformations scoliotiques. Il a noté que la sévérité de la déformation était reliée à l'âge à laquelle elle apparaissait mais n'était pas en mesure de déterminer la cause exacte ou de fournir une classification détaillée (idiopathique, paralytique, congénitale ou autre forme) (Hippocrates, 1849).

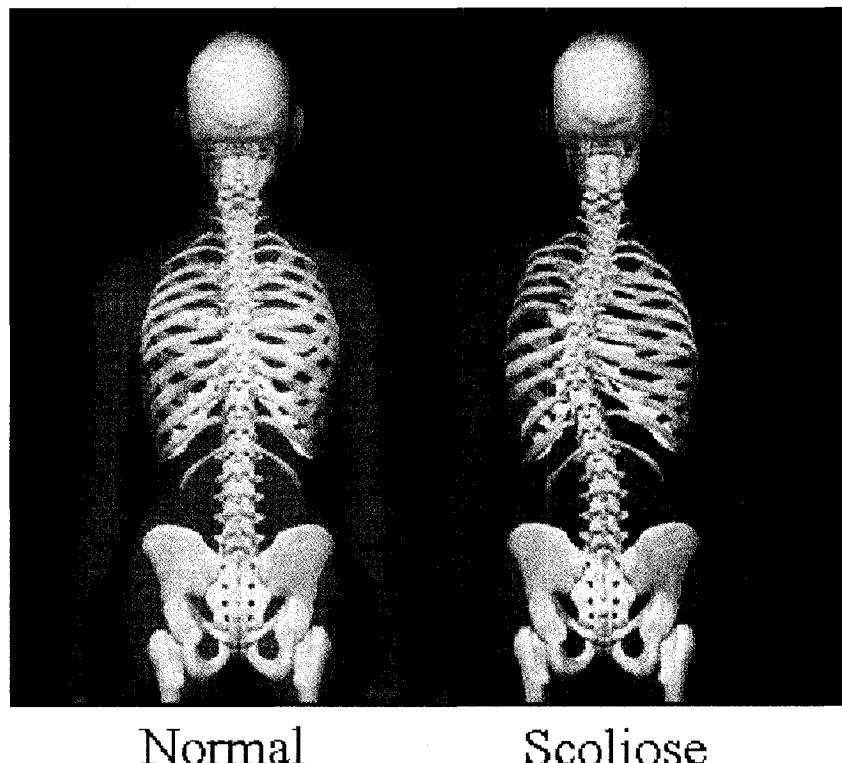


Figure 1-1 Structures osseuses d'un patient normal vs scoliotique (tirée de :
www.elbertchiropractic.com)

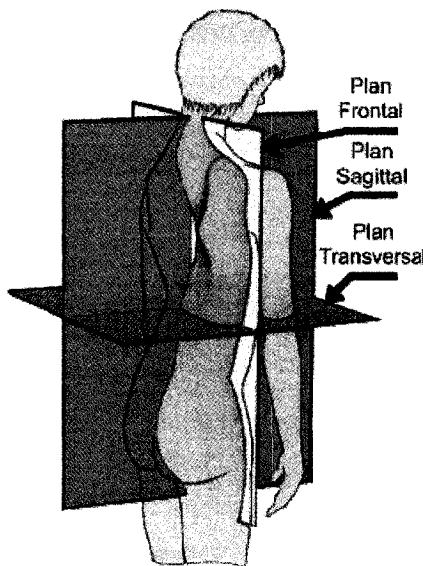


Figure 1-2 Définition des plans de l'espace

Basé sur l'âge de l'apparition, il est possible de distinguer trois catégories de scoliose : infantile (jusqu'à l'âge de 3 ans), juvénile (dès l'âge de 3 ans à la puberté) et adolescent (de la puberté à la maturation osseuse). Il est seulement possible d'en déterminer la cause dans certains cas. Lorsque la cause est connue, il peut s'agir de malformations congénitales de la colonne ou du thorax, ou de pathologies neurologiques ou musculaires. Dans la plupart des cas (80% des cas), on n'en connaît pas la cause. On la nomme alors une scoliose idiopathique. Il existe alors quatre types de courbures scoliotiques : thoracique (apex entre les vertèbres T2 et T11), thoracolombaire (apex à T12 ou L1), lombaire (apex entre L1 et L4) et courbure double (deux courbures structurales d'environ la même amplitude) (Figure 1-3).

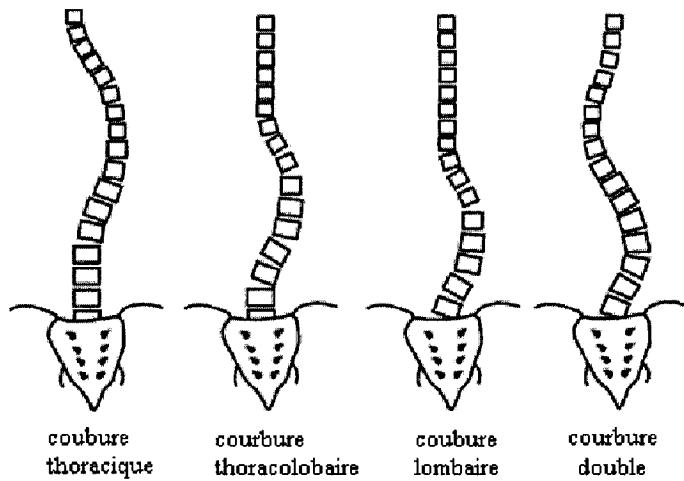


Figure 1-3 Types de courbures scoliotiques (NIAMS, 2001)

La prévalence pour une scoliose de plus de 10°, en termes d'angle de Cobb, est de 2,5%. Lorsque l'on considère des courbures de plus de 6°, le taux de prévalence augmente à 4,5% et pour des courbures de plus de 21°, cette prévalence diminue à 0,29%. Il est aussi intéressant de noter la distribution de la scoliose en fonction du sexe. La distribution pour une scoliose entre 6° et 10° est la même. Pour les courbures de plus de 21°, on identifie 5,4 filles pour un seul garçon. Ce ratio augmente dans le cas de traitements (chirurgie ou corset), où l'on identifie 7 filles pour une seul garçon (Weinstein, 1999). La scoliose idiopathique peut être considérée comme étant un désordre génétique complexe. Il existe normalement une histoire familiale positive mais le patron de transmission génétique n'est pas très clair. L'information courante suggère qu'il s'agit d'une hétérogénéité génétique (Miller, 2000).

La scoliose ne réduit pas l'espérance de vie. Or, les fonctions cardio-pulmonaires peuvent être affectées pour les courbures de 80 degrés ou plus (Weinstein et al., 1981). Le risque de progression dépend de l'amplitude de la courbure et du signe de maturité osseuse : le Risser. Pour un Risser de 0 à 1, le risque de progression pour une courbure de moins de 19° est de 22% alors que pour une courbure de 20° à 29°, le risque est de

68%. Pour un Risser de 2 à 4, le risque est de 1,6% et 23% respectivement. (Lonstein, J. E. et Carlson, J. M., 1984). Les courbures thoraciques entre 50° et 75° sont celles dont la probabilité de progression est la plus élevée (Ascani et al., 1986). Normalement, la composante lombaire a plus de chance de progresser que la composante thoracique (Weinstein et Ponseti, 1983). La scoliose peut occasionner de la douleur au dos. La douleur dépend surtout du type de courbure plutôt que de l'amplitude de la courbure. (Mayo et al., 1994; Ponseti et Friedman, 1950; Weinstein et Ponseti, 1983). La courbure thoracolombaire semble être la courbure la plus douloureuse. (Ascani et al., 1986; Weinstein et al., 1981) alors que la courbure double est la moins douloureuse (Ascani et al., 1986).

1.1.1 Évaluation clinique de la scoliose

L'examen clinique permet de détecter la présence d'asymétries visibles au niveau du tronc. Il est impératif de détecter la présence d'une scoliose au début de sa progression en vue de la freiner par un traitement quelconque et ce, afin d'éviter ses effets néfastes. L'examen clinique est normalement effectué sur un patient complètement déshabillé. En position debout, le patient est observé de dos, de profil, de face et en flexion antérieure. Avant de débuter l'examen clinique, il faut assurer le bon équilibre du bassin en repérant les crêtes iliaques. Si le bassin est en déséquilibre, il faut le compenser (Guillaumat et al., 1991).

Au niveau du dos, le fil de plomb, aligné au niveau de la vertèbre C7, permet de vérifier l'équilibre global du tronc. Si le fil de plomb passe par le pli inter fessier, le tronc du patient est en équilibre. Par contre, si le fil de plomb tombe à gauche ou à droite du pli, le tronc du patient est en déséquilibre. Dans ce cas, il est possible de mesurer la déviation latérale du thorax par rapport au bassin en caractérisant la distance entre le fil de plomb aligné à C7 et le pli inter fessier (Figure 1-4). Il se peut que le tronc soit en

équilibre axial, mais la scoliose crée parfois une asymétrie de la répartition des masses pondérales de part et d'autre de la ligne médiane, ce qui donne un effet de translation. Dans la vue de profil, il est possible à l'aide du fil de plomb de déceler les anomalies telles qu'une lordose thoracique, une cyphose dorsolombaire ou une cyphose lombaire (Guillaumat et al., 1991).

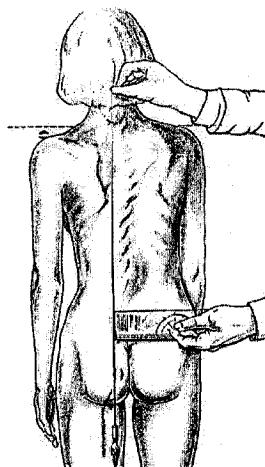


Figure 1-4 Mesure de déviation latérale à l'aide du fil de plomb
(tirée de (Guillaumat et al., 1991))

Au niveau de la vue de face, un examen visuel permettra de noter :

- la position des épaules et leur différence en hauteur,
- la déformation du thorax (un côté peut être projeté traduisant une rotation du thorax),
- l'asymétrie des plis de la taille,
- l'asymétrie des seins,
- le bassin surélevé d'un côté.

Au niveau de l'examen visuel en flexion antérieure, il permettra de déceler :

- la gibbosité de la scoliose,
- la rotation de la cage thoracique.

La gibbosité se traduit comme étant l'asymétrie droite/gauche des masses para vertébrales, traduction de la rotation des corps vertébraux et donc de la déformation structurale du rachis (Guillaumat et al., 1991). Pour mesurer la gibbosité, le scoliomètre est utilisé. Le scoliomètre est un tube en forme de U rempli d'un certain fluide et contenant une bille en acier (Pazos, 2002). Pour mesurer la gibbosité, le patient doit être en flexion antérieure, c'est-à-dire qu'il est penché en avant les bras pendants et les mains jointes. Le scoliomètre est placé sur le dos et mesure le point le plus élevé de la courbure thoracique. Il mesure l'angle entre l'horizontal et la tangente de la gibbosité (Figure 1-5). Il est aussi à noter que la méthode du scoliomètre et celle du fil de plomb sont peu précises et sont très sensibles à la position du patient (Dangerfield et al., 1992).

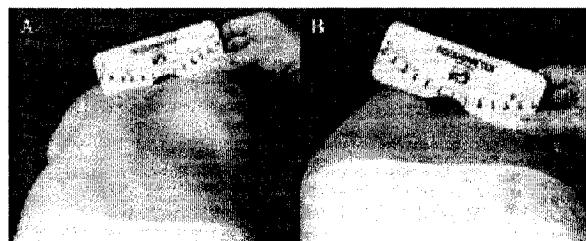


Figure 1-5 Mesure de gibbosité à l'aide d'un scoliomètre (tirée de (Bunnell, 1984)

Une deuxième technique existe pour analyser la gibbosité : le test par flexion antérieure. Cette méthode consiste à mesurer la différence en hauteur entre les côtés gauche et droit lorsque le patient est penché (Figure 1-6). Malgré que ce test soit assez simple, il n'est pas assez sensible aux anomalies de la région lombaire (Pearsall et al., 1992). Les cliniciens ne recommandent pas cette méthode à des fins de dépistage de la scoliose puisque environ 15% ne sont pas détectées.

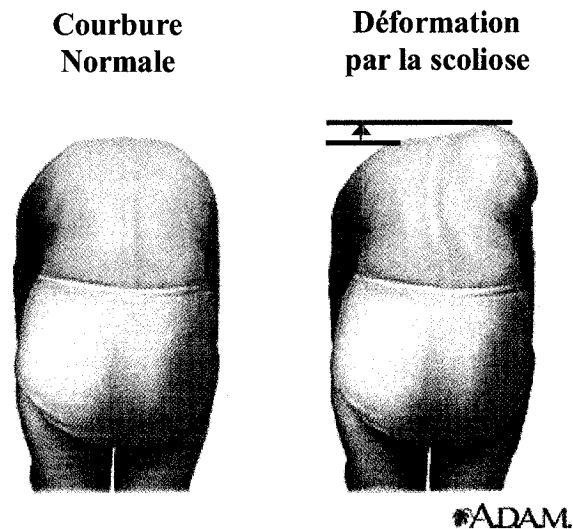


Figure 1-6 Test par flexion antérieur (adaptée de <http://adam.about.com>)

1.1.2 Évaluation radiologique de la scoliose

L'examen radiologique permet de confirmer le diagnostic clinique de la scoliose. La décision du traitement et le suivi de la progression reposent sur les mesures faites sur la radiographie. En général, deux clichés de face et de profil sont utilisés pour fournir des renseignements diagnostiques.

Le cliché de face permet de déceler la déviation latérale du rachis sur le segment dorsal, dorsolombaire ou lombaire et d'effectuer des mesures de courbures scoliotiques. Par convention, le sens de la courbure est celui de la convexité. Sur la courbure, on peut repérer les vertèbres sommet et limites (Figure 1-7 a). Les vertèbres limites sont celles qui définissent l'étendue de la courbe et sont celles les plus inclinées à l'horizontal. L'angle formé par le plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et le plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure mesure l'angle de Cobb (Cobb, 1948). L'angle de Cobb est une mesure de l'angulation scoliotique (Figure 1-7 b). Analytiquement, il s'agit de l'angle entre les lignes de projection des plateaux vertébraux au niveau des

points d'inflexion de la courbure. Or, la méthode de Cobb est peu reproductible dû à la variabilité intra et inter observateur. Plusieurs études ont été menées en vue de déterminer la variabilité intra et inter observateur dans la mesure de l'angle de Cobb (Carman et al., 1990; Diab et al., 1995; Goldberg et al., 1988; Morrissey et al., 1990; Oda et al., 1982; Ylikoski et Tallroth, 1990). Ces études ont révélé que les erreurs dans les mesures radiographiques étaient typiquement de $\pm 5^\circ$. Cette erreur est comparable au seuil de progression fixé influençant la décision de traitement (Goldberg et al., 1988). Toujours au niveau du cliché de face, il est aussi possible de mesurer l'amplitude de la courbure en repérant la vertèbre sommet. Cette vertèbre est située à l'apex de la courbure. Plusieurs méthodes pour mesurer cette rotation sont utilisées telles que la projection des pédicules par rapport à la projection du corps vertébral et la projection de l'épineuse par rapport à la projection du corps vertébral (Cotrel, 1959).

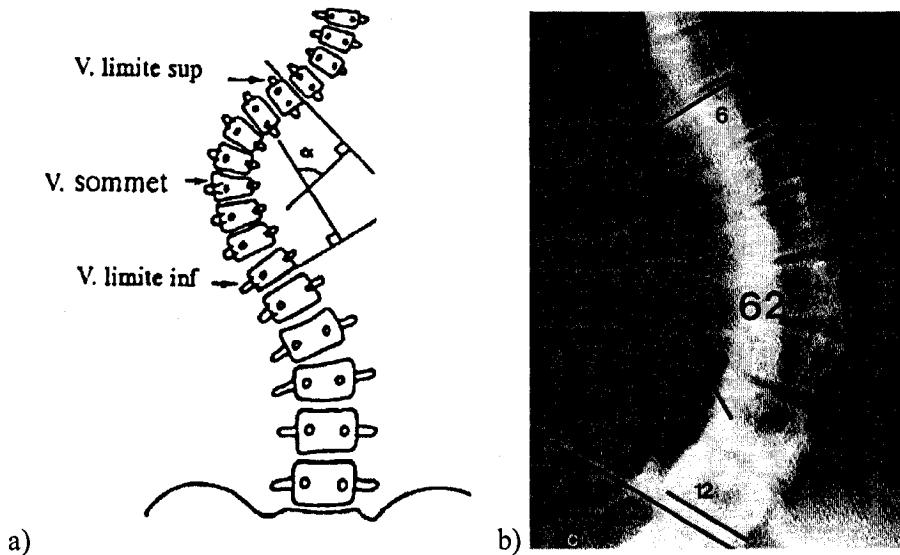


Figure 1-7 La mesure de l'angle de Cobb radiographique

Au niveau du bassin, la radiographie frontale permet de déceler une obliquité et permet de déterminer le niveau de maturité osseuse de fin de croissance (Test de Risser)

(Guillaumat et al., 1991). Un bon indice de la maturation du rachis est l'accolement du cartilage de croissance de la crête iliaque. L'ossification de la crête iliaque débute au niveau de l'épine iliaque antéro-supérieure et progresse vers l'arrière. Le test de Risser se divise en 5 niveaux de maturité osseuse (Figure 1-8) que voici :

Risser 0 : Absence d'ossification (immaturité)

Risser 1 : Ossification du premier tiers

Risser 2 : Ossification du deuxième tiers

Risser 3 : Ossification du troisième tiers

Risser 4 : Début de soudure de la barrette à l'os iliaque

Risser 5 : Fusion complète

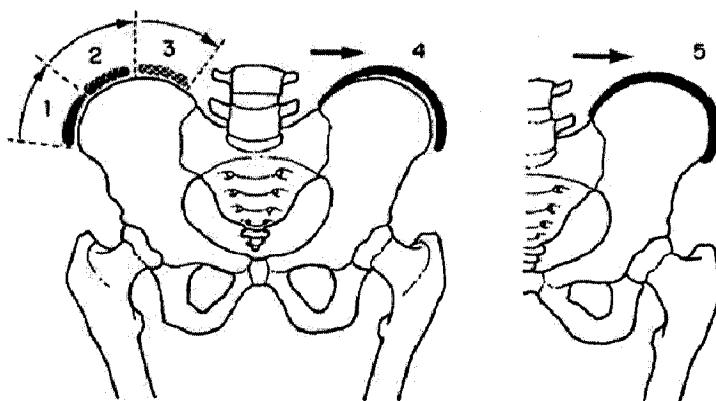


Figure 1-8 Ossification de la crête iliaque (tirée de <http://srvssofcot.sofcot.com.fr>)

La radiographie de profil permet de déceler la présence de courbures physiologiques modifiées telles que la cyphose dorsale et la lordose lombaire. Elle permet aussi de complémenter l'évaluation de la maturation du rachis en montrant l'état du développement ou de fusion du point d'ossification complémentaire des plateaux vertébraux (Guillaumat et al., 1991).

1.1.3 Évaluation 3D de la scoliose

Les radiographies conventionnelles, bien que permettant le diagnostique, ont des limitations. Il est bien connu que la scoliose est une déformation tridimensionnelle. Or, les images radiographiques ne permettent de voir qu'une projection bidimensionnelle (2D) des structures. Il est alors très difficile de combiner la vue frontale à la vue latérale pour percevoir la complexité tridimensionnelle de la déformation scoliotique. Pour aider le clinicien à voir la déformation scoliotique dans plusieurs plans, des techniques de reconstruction 3D de la colonne vertébrale, du bassin et de la cage thoracique ont été développées (Figure 1-9) (Delorme et al., 2003).

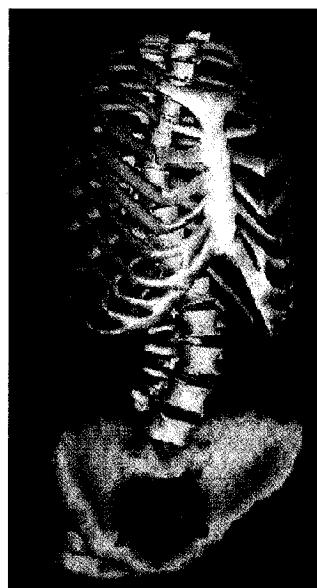


Figure 1-9 Reconstruction 3D de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin

Il est possible, à partir de la reconstruction 3D des structures osseuses du tronc, de calculer des indices cliniques et de construire des modèles biomécaniques capables de simulé l'effet d'un corset (Figure 1-10) (Clin et al., 2007; Clin et al., 2006; Labelle et al., 1996; Perie et al., 2002) ou d'une chirurgie sur la colonne vertébrale et la cage thoracique (Cloutier et al., 2007; Desroches et al., 2006; Robitaille et al., 2006) .



Figure 1-10 Modèle biomécanique de la colonne vertébrale

1.1.4 Indices cliniques internes

À partir d'une modèle géométrique, il est possible de quantifier les déformations scoliotiques par le biais de paramètres que l'on nomme indices cliniques. Ces indices, dits internes, sont mesurables au niveau des structures osseuses à partir des radiographies ou de reconstructions 3D. Ces indices caractérisent les déformations présentes au niveau des structures osseuses, c'est-à-dire la colonne vertébrale, les vertèbres, la cage thoracique et le bassin.

Plusieurs indices sont mesurés au niveau de la colonne vertébrale pour caractériser l'amplitude de la courbure scoliotique. L'angle de Cobb est le *gold standard* de la mesure des courbures de la colonne. Dans le plan frontal, il se mesure en 2D, à partir d'un modèle numérique, comme étant l'angle entre les normales aux points d'inflexions de la projection de la ligne des corps vertébraux (Weinstein, 1994). Lorsque les structures osseuses sont reconstruites en 3D, il est possible de projeter la courbure de

la colonne vertébrale dans différents plans. Il est alors possible de définir un plan vertical où l'angle de Cobb est maximal ou minimal; on l'appelle « plan de courbure maximal ou minimal ».

La colonne vertébrale se déforme dans son ensemble mais chaque vertèbre subit aussi une certaine rotation. Les vertèbres tournent alors hors de leur position normale, forçant la rotation des côtes et du tronc. Pour mesurer cette rotation vertébrale dans les trois plans de l'espace, Stokes (Stokes, 1994) a défini la rotation vertébral axiale, latérale et sagittale.

Les indices de déformation de la cage thoracique sont mesurables à partir de la reconstruction 3D des structures osseuses. Ils se résument à l'orientation et la déformation de la côte. Labelle, Dansereau et coll. en 1995 ont défini un ensemble d'indices permettant de caractériser l'orientation et la déformation des côtes et de la cage thoracique.

Finalement, les indices au niveau du bassin sont caractérisés par l'incidence pelvienne, la pente sacrale, l'inclinaison du bassin (Legaye et al., 1998) et l'obliquité du bassin.

Pour plus de détails concernant ces indices, leur définition et leur représentation, ce référer à l'Annexe II.

1.1.5 Traitement

Seuls trois options de traitement sont actuellement reconnues : l'observation, le port du corset et la chirurgie. Les exercices, la manipulation ou la stimulation électrique n'ont pas été scientifiquement documentés comme ayant un rôle dans le traitement de la scoliose. Le choix du traitement dépend de plusieurs facteurs : la maturité osseuse du patient, l'amplitude de la courbure, sa localisation et le potentiel de progression. Les courbures d'une assez grande amplitude avant le début de la maturation osseuse ont un risque significatif de progresser. Habituellement, les patients dont la courbure est de moins de 25° et qui sont immatures physiologiquement doivent être réévalués tous les 4 à 6 mois. En général, le corset est prescrit dans le cas où l'amplitude de la courbure se situe entre 25° et 40° avec une immaturité osseuse et une croissance significative. La chirurgie est à envisager pour des courbures supérieures à 50° pour un patient qui n'a pas encore eu de traitement ou lorsque la scoliose a progressé pendant le port du corset (Rowe et Kalamazoo, 1998).

1.1.5.1 Traitement chirurgical

La chirurgie orthopédique est normalement pratiquée dans les cas de scoliose les plus graves. Elle est envisagée pour une courbure de 50° ou plus. Seules les courbures supérieures à 50° ont des chances de progresser à l'âge adulte. Si une courbure atteint 70° à 90°, les fonctions cardio-pulmonaires pourront être compromises. À ce degré de sévérité, il y a rotation de la colonne et de la cage thoracique vers la poitrine provoquant une diminution de l'espace disponible pour le cœur et les poumons.

Avec les méthodes de chirurgie modernes, 50% de correction peut être obtenu. Elle consiste à attacher deux tiges en acier inoxydable ou en titane le long de la

colonne. Ces tiges sont maintenues par des crochets et des vis ancrés dans les vertèbres et ce, afin de maintenir la colonne dans une bonne position (Figure 1-11). Il s'agit ensuite de réaliser une fusion des vertèbres par le moyen d'une greffe osseuse. Une quantité d'os artificiel servira de greffe. Après 9 à 10 mois, les vertèbres seront soudées les unes aux autres. Lorsque les vertèbres sont fusionnées, la colonne ne bouge plus et ne progresse plus. Les tiges tiennent temporairement la colonne en place pendant que les vertèbres fusionnent entre elles. Or, après la fusion, cette instrumentation n'est plus utile. Cependant, elle ne sera pas enlevée puisqu'il s'agit d'une chirurgie importante. La tige ne sera enlevée que si elle irrite les tissus mous.

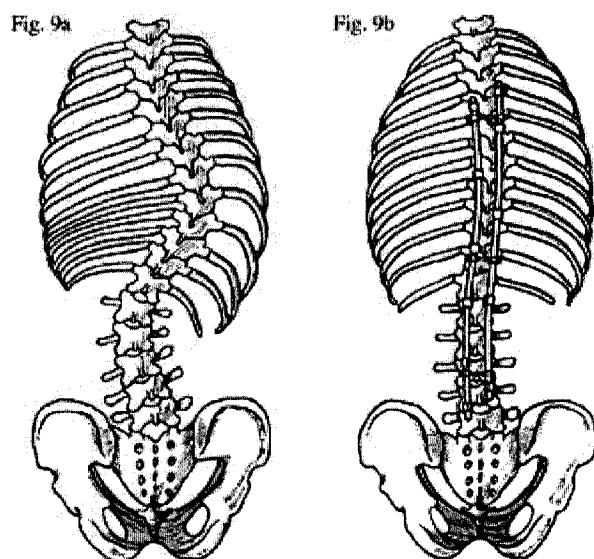


Figure 1-11 Colonne avant la chirurgie versus colonne instrumentée après la chirurgie

Il existe deux approches générales de chirurgie : l'approche postérieure et l'approche antérieure. Pour la première approche, il s'agit d'une longue incision dans le dos. Pour l'approche antérieure, elle est normalement pratiquée pour les courbures dans la jonction T12-L1. Ses avantages : le nombre restreint de vertèbres fusionnées et les résultats esthétiques favorables. L'incision se fait par le côté et normalement une des

côtes est enlevée. Le risque le plus commun relié à la chirurgie de la scoliose est celui de paraplégie. Malgré que les risques soient très minimes, les conséquences sont assez dévastatrices. Il existe aussi un risque d'infections. Normalement le patient est hospitalisé pendant 4 à 7 jours, il peut se lever 2 à 3 jours après la chirurgie. Même s'il peut reprendre l'école après 2 à 4 semaines, les activités doivent être limitées durant la fusion des vertèbres.

Il est intéressant de mentionner qu'il existe déjà une nouvelle génération d'instrumentation : l'instrumentation sans fusion. L'inventeur de cette nouvelle approche est le Dr. Charles Hillard Rivard de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal (Rivard, 1993). Il s'agit d'un implant spinal qui évite le recours à la greffe osseuse. Il s'agit d'une sorte de corset interne qui réduit la déviation de la colonne tout en prévenant son évolution durant la période de la croissance. Il s'agit d'une forme de prothèse mobile composée de deux tiges métalliques auxquelles sont rattachées des vis. L'innovation de cette découverte est que chacune des parties de cette prothèse a été conçue de façon à permettre un micromouvement. L'implant sera retiré vers l'âge de 18 ans et le patient pourra donc retrouver sa mobilité.

Aubin et collaborateurs (Aubin et al., 2003; Cloutier et al., 2007; Desroches et al., 2006; Robitaille et al., 2006) ont tenté d'élaborer un simulateur de chirurgie en développant un modèle biomécanique de la colonne vertébrale. Ce simulateur permet de simuler l'introduction de l'instrumentation sur la colonne vertébrale en vue de planifier la chirurgie. Ce simulateur permet à l'orthopédiste de simuler la chirurgie avant de la pratiquer sur le patient l'aidant à prendre des décisions quant à l'approche qui sera utilisée.

1.1.5.2 Traitement par corset

Pendant la première moitié du 20^e siècle, les localisateurs en fonte étaient le traitement non chirurgical typique (Harrington, 1968). Ce n'est que dans les années 1950 et le début des années 60 que l'enthousiasme est devenu grandissant pour le corset de Milwaukee comme traitement non chirurgical. Les pionniers de cette ère ont pu reconnaître deux éléments assez importants : les courbes très grandes ne peuvent pas être stabilisées de façon permanente et le traitement par corset est efficace lorsqu'il est commencé tôt avec une petite courbure (Emans, 2000). Une étude prospective a été menée par « Scoliosis research society » regroupant 286 patients atteints de SIA entre 25° et 35° à Risser 2 ou moins (donc risque significatif d'avoir une progression) (Nachemson et Peterson, 1995). Des 286 patients, seulement 129 ont été observés, 111 ont été traités par corset et 46 par stimulation électrique. L'étude a démonté que le taux de succès associé au port du corset était de 74% après 4 ans (2 ans de traitement et 2 ans de suivi) comparativement à 34% pour l'observation et 33% pour la stimulation électrique. Il est alors clair que le corset permet de stabiliser plusieurs courbes modérées pendant le traitement et 2 ans de suivi. Toutes les études menées sur l'histoire naturelle de la SIA nous indiquent que plus il reste de la maturité osseuse à atteindre, plus il y a un risque de progression (Lonstein, J. E. et Carlson, J. M., 1984).

Le but ultime du port du corset est de stabiliser la progression pour éviter la chirurgie. Le mécanisme dans lequel le corset semble stabiliser la progression de la courbure est encore méconnu. Plusieurs hypothèses existent. Certains affirment que lorsque la colonne est stabilisée dans une position normale, les vertèbres en développement subissent des forces normales, ce qui contribuent à contrôler la progression de la courbure (Emans, 2000). Certains suggèrent que le corset permet de redistribuer les forces mécaniques. Malgré que la plupart des corsets tentent d'augmenter la correction active, ils sont, pour la plupart, considérés passifs. Plusieurs

études suggèrent que l'activité des muscles de la colonne vertébrale sont inactifs dans le corset (Wynarsky et Schultz, 1989). L'association de la physiothérapie et des exercices durant le port du corset peut, cependant, être une contribution active.

La correction dans le corset dépend de plusieurs facteurs : le type de courbure, la flexibilité de la courbure, le serrage du corset et sa construction (Emans, 2000). Les traitements par corset ne sont efficaces que lorsqu'ils sont bien conçus, bien ajustés et tolérables pour être portés. Les corsets sont plus efficace lorsqu'ils sont modélisés pour chaque courbe individuellement et basés sur l'analyse de radiographies plutôt que simplement prescrits. Pour la plupart des courbures, une amélioration de 50% sur la radiographie, avec un corset ajusté et bien serré, est un but raisonnable (Emans, 2000). Un suivi régulier et une analyse répétée du corset optimisera la correction dans le corset. Plusieurs des corsets requièrent un ajustement durant les premiers mois et occasionnellement durant les mois subséquents.

Le traitement par corset peut altérer l'histoire naturelle de la SIA pour les courbures modérées. Une indication appropriée, habilement prescrite et un corset bien conçu peuvent contribuer à diminuer les risques de progression et éviter la chirurgie. Pour certains individus, l'effet bénéfique du corset peut être partiellement perdu à long terme mais ne semble pas avoir des effets nuisibles à long terme sur la densité osseuse ou sur le statut psychologique. L'expérience et la diligence de la part de l'orthopédiste favorisent les résultats du traitement (Emans, 2000).

1.1.6 Historique des corsets

Le concept de traction longitudinale comme traitement primaire a été introduit par Hippocrate (500 A.C.) et a été par la suite utilisé par Galen (voir Figure 1-12). Ce type de traitement a été reconnu cruel et inefficace. Ambrose Pare (1582) a été le

premier physicien à appliquer une orthèse de métal fabriquée par un armurier (Lonstein et al., 1995). La courbure scoliotique de son premier patient semble s'être améliorée sans toutefois le guérir. Il a aussi pu réaliser que le corset était inutile pour une personne ayant déjà atteint la maturité osseuse (Pare, 1634). En 1874, Sayre combine la traction longitudinale avec l'application d'une fonte de plâtre pour la correction de la scoliose. L'appareil correctif de distraction horizontale en position couchée de Bradford et Brackett a par la suite été expérimenté (Bradford et Brackett, 1893). L'appareil de Risser avec armature en fonte et localisateur est un raffinement de cette dernière méthode décrite par Hibbs et Risser respectivement en 1920 et 1927 (Risser, 1955). La découverte des rayons X et le développement des radiographies en 1894 par Roentgen a permis de documenter la sévérité et la progression de la scoliose. Cette découverte a aussi permis de remarquer que les rapports produits concernant l'efficacité de ces méthodes de traitement étaient pour la plupart exagérés, et ce, afin de promouvoir le succès du traitement (Lonstein et al., 1995).

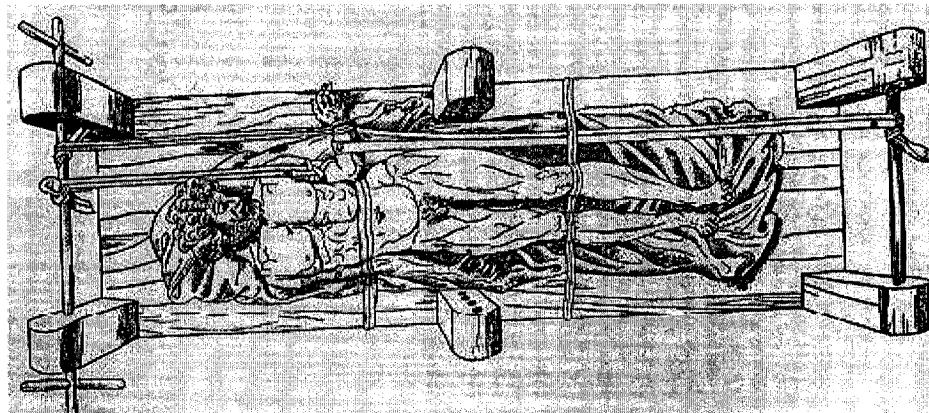


Figure 1-12 La machine d'Hippocrate (tirée de (Lonstein et al., 1995)

1.1.6.1 Corset de Milwaukee

Ce n'est qu'en 1945 que Blount introduit le corset de Milwaukee pour immobiliser le patient scoliotique après la chirurgie. L'ingénieux corset personnalisé a vite été adapté pour le traitement des patients scoliotiques non chirurgicaux (CTLSO = cervicothoracolumbosacral orthosis) (Blount et al., 1958). Le corset de Milwaukee est composé de trois parties : la section du bassin, une superstructure et les points d'appuis. La section du bassin est actuellement fabriquée en thermoplastique et est munie d'une interface en polypropylène de copolymère moulé sur la forme du bassin du patient. Elle sert principalement à stabiliser le bassin et sert aussi de fondation pour que les points d'appui gagnent leur avantage mécanique. Les points d'appuis permettent d'appliquer des forces directes à la colonne vertébrale. La superstructure quant à elle est composée de deux tiges de métal postérieures, d'une tige de métal dans la partie antérieure et d'un collier cervical. Le rôle de cette superstructure est de fournir une force de distraction à la colonne vertébrale tout en servant de suspension pour les points d'appuis. Initialement, cette superstructure était munie d'un collier cervical avec un appui au niveau du menton fournissant une traction à la mâchoire inférieure (voir Figure 1-13). Cependant, il a été reconnu que l'appui pouvait produire une malocclusion. La configuration du corset de Milwaukee a depuis été modifiée de sorte à éviter de mettre des pressions sur la région mandibulaire (Smith et Harrigan, 1998) (voir Figure 1-14).



Figure 1-13 Corset de Milwaukee original (tiré de (Smith et Harrigan, 1998)

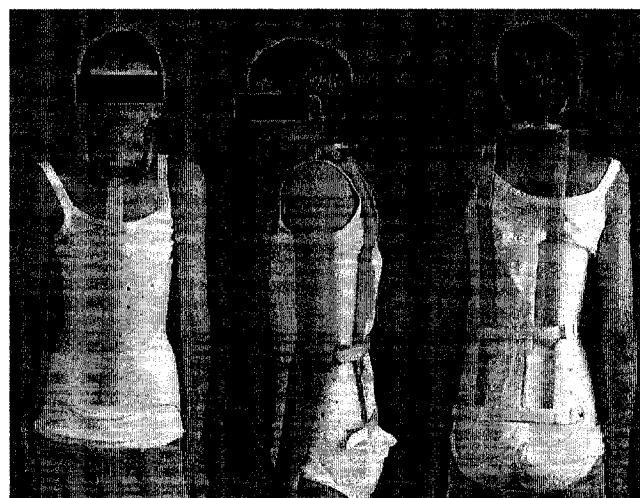


Figure 1-14 Corset de Milwaukee actuel (tirée de (Smith et Harrigan, 1998)

Ce corset, lorsque bien installé, amène un contrôle de la courbure dans le plan transverse et peut même corriger la courbure dans le plan sagittal pour les cyphoses. Les points d'appuis sont normalement placés sur l'apex des courbures pour ajouter des moments de flexion et des tractions. Le corset a été modélisé de façon à écarter les patients des points d'appuis afin d'utiliser les muscles pour corriger la courbure.

Plusieurs études ont été menées afin de prouver l'efficacité du corset de Milwaukee. Lonstein et Winter (Lonstein et Winter, 1994) ont effectué une étude sur 1020 patients traités par le corset durant en moyenne 3,8 ans. Près de la moitié des patients recevaient un suivi de deux ans et demi à la fin du traitement. Environ 22% des patients n'ont subi aucune correction dans le corset ou l'amplitude de leur courbure a augmenté même avec le traitement. Lonstein et Carlson (Lonstein, J. E. et Carlson, J. M., 1984) ont aussi comparé les résultats à la prédition de l'histoire naturelle de la scoliose. L'échec du traitement a été déterminé pour les patients ayant eu besoin de chirurgie ou les patients ayant subi une augmentation de la courbure de plus de 5 degrés post corset par rapport au début du traitement. Les résultats de cette étude ont été relevés en fonction du signe de maturité osseuse (le Risser) et selon l'amplitude de la courbure prétraitemenL'étude a permis de conclure que le corset de Milwaukee altère l'évolution naturelle de la scoliose. Voici donc les résultats de cette étude en fonction du signe de Risser :

Tableau 1-1 Résultats de l'étude de Lonstein et Carlson (Lonstein, J. E. et Carlson, L. M., 1984)

RISSEUR	AMPLITUDE DE COURBURE INITIALE (EN DEGRÉ)	TAUX D'ÉCHEC DU TRAITEMENT VS HISTOIRE NATURELLE
0 ou 1	20 à 29	40% vs 68%
2 ou plus	20 à 29	10% vs 23%
0 ou 1	30 à 39	43% vs 57%
2 ou plus	30 à 39	22% vs 43%

Le corset de Milwaukee est très contraignant au niveau du cou jusqu'au bassin, inconfortable et inesthétique. Par contre, il permet de corriger une courbure ayant un apex plus haut que la neuvième vertèbre thoracique ce qui constitue son principal avantage (Lonstein et Smith, 1998). Finalement, la technologie des corsets et les

thermoplastiques a évolué, ce qui a mené au développement de plusieurs corsets désignés par le nom de leur ville d'origine : Boston, Wilmington, Miami, Pasadena. Aujourd'hui, beaucoup de corsets (TLSO) sont similaires à ceux qui sont utilisés depuis 100 ans (Bigg, 1882).

1.1.6.2 Corset de Boston

Hall et Miller en 1971 (Hall et al., 1975; Watts et al., 1977) ont développé le corset de Boston. Ce corset est à profil bas ce qui est beaucoup plus discret sous les vêtements. Il s'agit d'un monocoque fabriqué en polypropylène, doublé d'une mousse en polyéthylène à l'intérieur. Il est muni de coussins d'appuis et des fenêtres y sont découpées. La fermeture postérieure est assurée par 2 ou 3 sangles (Fortin, 2002). Le panneau postérieur du corset est incliné de 15°. Le corset fonctionne en appliquant des pressions latérales, à l'aide des coussinets, au niveau des apex des courbures et juste en dessous.

Le corset de Boston utilise un module symétrique et standardisé choisi selon les dimensions physiques du patient. À travers le temps, le module standard a été modifié et redessiné de façon à faciliter la prescription du corset et ainsi offrir une meilleure correction de la colonne, particulièrement dans le plan sagittal. Les différents types de courbures scoliotiques requièrent différents placements des points d'appuis. Il existe alors quatre type de corset de Boston : corset lombaire, corset thoracolombaire, thoracique et thoracique avec modification pour l'hypocyprose (Figure 1-15) (Emans, 2003).

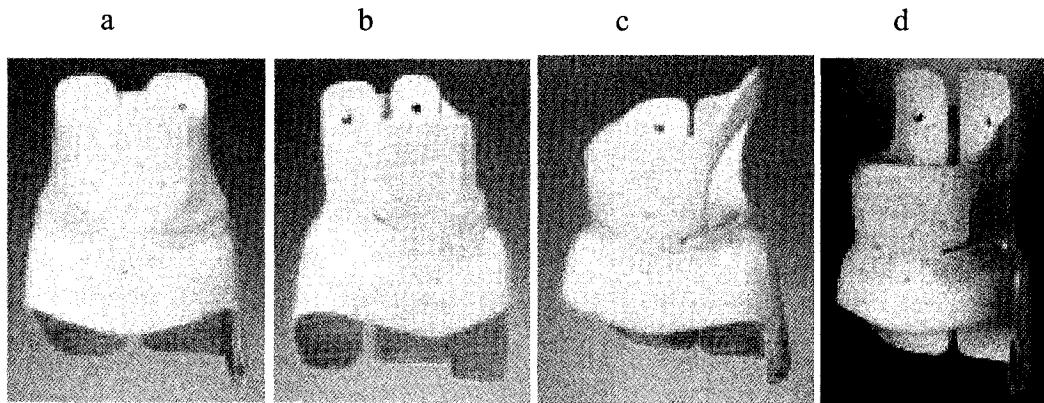


Figure 1-15 Types de corset de Boston (a=lombaire, b=Thoracolombaire, c=thoracique et d=thoracique avec modification pour hypocypose) (tirée de Emans, 2003)

Le tableau suivant résume les différents types du corset de Boston disponible :

Tableau 1-2 Les différents types du Corset de boston

Type de Corset de Boston	Localisation de la courbure	Coussinets
Lombaire	Apex en dessous de L1	Lombaire et trochanter
Thoracolombaire	Apex à T12 et L1 et apex à T10 et T11	Lombaire, thoracique basse et trochanter
Thoracique	Apex à T6 ou plus bas	Lombaire, thoracique basse, trochanter et extension auxiliaire
Thoracique avec modification pour hypocypose	Apex à T6 ou plus bas	Même que Thoracique mais avec une extension postérieure

Hall et Miller ont conçu ce corset en espérant qu'il gagnerait davantage l'acceptation des patients tout en étant moins contraignant que celui de Milwaukee. Montgomery et collaborateurs en 1989 (Montgomery et Willner, 1989), ont mené une étude de deux ans sur 244 patients atteints de AIS portant l'un ou l'autre des corsets. Ils ont pu démontrer que le corset de Boston s'est avéré plus efficace que le corset de

Milwaukee. Par contre, le corset de Boston ne peut être prescrit pour les courbures scoliotiques hautes sur la colonne vertébrale.

Plusieurs études ont été menées afin de démontrer l'efficacité du corset de Boston. En 1986, Emans et collaborateurs (Emans et al., 1986) ont mené une étude sur 294 patients atteints de SIA traités par le corset de Boston. Tous les patients ont été suivis au moins un an après la fin du traitement. À la fin du traitement, en moyenne 50% de correction de la courbure avait été achevé. Au suivi post corset, 49% des patients n'avaient obtenu presque aucune correction (± 5 degrés), 39% avaient obtenu une correction finale de 5 à 15 degrés et 4% avaient obtenu une correction de plus de 15 degrés. Au total, 12 % des patients avaient quand même dû subir la chirurgie (11% durant le traitement et 1% durant le suivi post-corset). Les auteurs ont constaté que les meilleures corrections du corset de Boston sont celles dont les courbures dont l'apex est en-dessous de T8 et au-dessus de L2. Finalement, ils concluent que les courbes ayant été les plus corrigées vers la fin du traitement, était aussi celles les plus à risques de perdre la correction à la fin du traitement. Une étude similaire sur 60 patients a été menée par Olafsson et collaborateur en 1995 (Olafsson et al., 1995). Ils ont conclu que le corset de Boston était efficace pour le traitement conservateur de la SIA et l'habileté de correction (de 0 à 15 degrés) ne semblait pas se détériorer avec un changement de conception du corset. Wiley et collaborateurs en 2000 ont étudié l'efficacité du corset pour des patients ayant des courbures entre 35° et 45° avec une immaturité osseuse. Ils ont confirmé que lorsque le corset est porté 18 heures ou plus par jour, il est efficace pour prévenir la progression de grandes courbures, et ce, après une discontinuité du corset en moyenne de 9,8 ans.

Selon les études effectuées jusqu'à présent, ce corset semble s'être révélé très efficace surtout au niveau des courbures dont l'apex est bas en thoracique ou haut en lombaire. La courbure frontale initiale semble diminuer. Par contre, la correction semble subir une perte progressive et la colonne vertébrale revient pratiquement à sa courbure

initiale à la fin de la période de traitement (Labelle et Dansereau, 1990). Bien que le changement tridimensionnel immédiat de la colonne vertébrale et la cage thoracique au niveau du plan frontal semblent avoir été bien documentés, ce n'est pas le cas au niveau des autres plans de déformations. Labelle et collaborateurs (Labelle et al., 1996) ont tenté de comprendre l'effet du corset sur divers plans de déformations. Or, ils ont démontré que le corset semble corriger significativement la courbure scoliotique dans le plan frontal mais au dépend d'une réduction de la cyphose thoracique dans le plan sagittal et dans le plan de déformation minimal. Ils ont finalement conclu que le corset de Boston ne corrige pas complètement la déformation tridimensionnelle associée à la scoliose thoracique, même s'il existe une réduction de l'angle de Cobb dans le plan frontal.

Green (DiRaimondo et Greene, 1988; Greene, 1986) remarque que souvent, les adolescents ne portent pas leur corset pendant le jour aussi longtemps que prescrit. Il suggère de faire porter le corset à temps partiel ou pendant la nuit tout en achevant le même contrôle au niveau de la progression de la courbure scoliotique. Plusieurs variations au corset de Boston furent conçues spécialement pour être portées la nuit telles que le corset Charleston et le Providence. Climent et Sanchez (Climent et Sanchez, 1999) ont étudié l'effet des différents types de corsets sur le fonctionnement psychosocial, sur la perturbation du sommeil, sur la douleur dorsale, sur l'image de soi et sur la flexibilité du dos. Ils ont trouvé que le corset porté seulement la nuit avait le moins d'effet sur ces paramètres observés. Dans le cas où les corsets avaient des effets similaires, ils recommandent d'utiliser le corset qui affecte le moins la qualité de vie du patient.

1.1.6.3 Corset de Charleston

Le corset de Charleston est un nouveau type de corset à port nocturne développé en 1978 par Ralph Hooper et Frederick Reed dans la ville de Charleston en Caroline du Sud. Il s'agit d'une orthèse à recourbement latéral basé sur le même principe que celui de l'appareil de Risser décrit par Hibbs, Risser et Ferguson en 1931 (Hooper et al., 2003). Il s'agit d'une orthèse bivalve reliée par des vis. Le maintien est assuré par des bandes velcro (Fortin, 2002) (Figure 1-16). L'effet du corset est décrit par un étirement de la concavité et une contracture de la convexité de la courbure. Le port nocturne a l'avantage de ne pas compromettre le tonus postural musculaire durant les activités. En étant actif physiquement, la correction spontanée de la courbure pourrait augmenter.

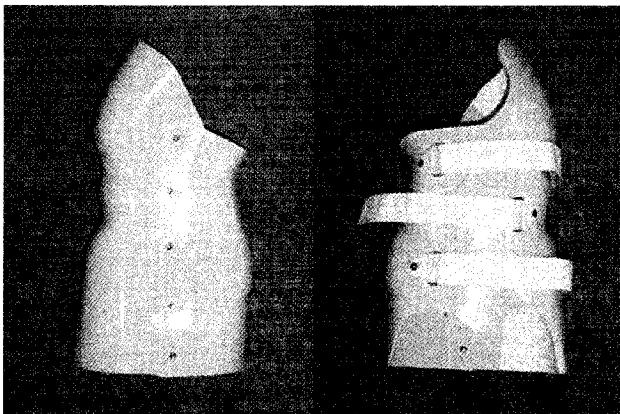


Figure 1-16 Corset de Charleston (tirée de <http://www.spine-health.com>)

En 1990, Price et collaborateurs ont entrepris une étude préliminaire sur 139 patients portant le corset de Charleston. Ces patients avaient tous une courbure de plus que 25° avant le traitement (Katz et al., 1997). Cent quinze (115) de ces patients ont démontré une diminution de la courbure de 5° ou moins tandis que 24 de ces patients ont démontré une augmentation de plus de 5°. Ils ont conclu que le port de ce corset

nocturne est justifié seulement pour les patients atteints de scoliose idiopathique. Une attention particulière doit être portée pour les patients présentant des courbures doubles puisqu'il existe un risque que la courbure compensatoire augmente. En 1997, Katz et coll. ont fait une étude clinique comparative entre le corset de Boston et celui de Charleston (Katz et al., 1997). L'étude comprenait 319 patients atteints de SIA traités dans la même institution et portant l'un ou l'autre des corsets. Les résultats démontrent que le corset de Boston est plus efficace que le corset de Charleston tant pour empêcher la courbure de progresser que d'éviter la chirurgie. Ces résultats étaient plus notables chez les patients ayant une courbure entre 36° et 45°. Dans le cas des patients traités avec le corset de Charleston, 83% avait une progression de plus de 5° comparativement à seulement 43% dans le cas du corset de Boston. Les auteurs recommandent d'utiliser le corset de Boston pour le traitement de la SIA. L'autre corset devrait seulement être considéré dans le cas de petites courbures thoracolombaires ou lombaires. Par contre, une étude menée par Gepstein et collaborateurs (Gepstein et al., 2002) semble contredire les résultats précédents. Une étude qui a été publiée par Howard et coll. en 1999 (Howard et al., 1998), compare l'efficacité des trois corsets : Milwaukee, TLSO (Boston) et Charleston. L'étude a été menée sur 170 patients. Pour les patients traités avec le corset de Boston, seulement 14% des patients ont progressé comparativement à 28% et 43% pour le corset Charleston et Milwaukee respectivement. Ils ont conclu que les orthèses TLSO étaient supérieures pour prévenir la progression des courbures. Finalement, Rowe et coll. en 1997 ont étudié l'efficacité du corset en fonction du nombre d'heures durant lesquelles le corset est porté (Rowe et al., 1997). Ils ont évalué l'efficacité lorsqu'il est porté pour 8, 16 ou 23 heures. Il s'est avéré que le port du corset durant 23 heures était nettement plus efficace (93%) par rapport au port de 8 heures (60%) ou de 16 heures (62%).

1.1.6.4 Comparaison des corsets

Les deux tableaux suivants résument les différents avantages et inconvénients de chacun des trois corsets présentés dans les sections précédentes.

Tableau 1-3 Comparaison de 3 types des corsets

	Milwaukee	Boston	Charleston
Inventeur(s)	Blount, 1945	Hall et Miller, 1971	Ralph Hooper et Frederick Reed, 1978
Description	Composé de trois parties : la section du bassin, une superstructure et les points d'appuis.	Monocoque fabriquée en polypropylène, doublée d'une mousse en polyéthylène à l'intérieur. Muni de coussins d'appuis et des fenêtres y sont découpées. Fermeture postérieure est assurée par 2 ou 3 sangles.	Orthèse bivalve reliée par des vis. Le maintient est assuré par des bandes velcro.
Avantages	Permet de corriger une courbure ayant un apex plus haut que la neuvième vertèbre thoracique.	Ce corset présente un profil bas, ce qui est beaucoup plus discret en dessous des vêtements.	N'est porté que durant la nuit (8 heures), ce qui ne compromet pas le tonus postural musculaire durant les activités quotidiennes.

Tableau 1-4 Comparaison de 3 types des corsets (suite)

	Milwaukee	Boston	Charleston
Désavantages	Très contraignant au niveau du cou jusqu'au bassin, inconfortable et inesthétique.	Ne peut être prescrit pour les courbures scoliotiques hautes sur la colonne vertébrale. Porté 23 heures, il peut compromettre le tonus musculaire.	Ne corrige que dans le plan latéral.

Le traitement par corset a été utilisé depuis près de 45 ans. Depuis ce temps, de nombreuses études dans la littérature résument les résultats de traitement. Plusieurs de ces études supportent l'utilisation du corset pour freiner la progression (Coillard et al., 2003; Emans et al., 1986; Greene, 1986; Katz et al., 1997; Lonstein et Winter, 1994) alors que d'autres suggèrent que le corset est inefficace (Dickson et Weinstein, 1999; Goldberg et al., 1993). Une revue de littérature a permis de démontrer que les critères d'inclusion et la définition de l'efficacité du traitement varient grandement d'une étude à l'autre, rendant la comparaison de l'efficacité des traitements par corset très difficiles (Richards et al., 2005). Le comité de la SRS sur les traitements conservateurs de la scoliose s'est penché sur ce problème et, en 2005, Richards et coll. (Richards et al., 2005) ont déterminé les critères d'inclusion qui définissent le mieux les patients les plus à risque de progresser, la meilleure définition de l'efficacité du corset et identifié des variables qui peuvent donner des informations pertinentes. En bref, les critères d'inclusion de la SRS définissent l'âge (10 ans et plus), l'amplitude (courbe primaire entre 25° et 40°), la maturité osseuse (Risser 0,1 ou 2), pas de traitement précédent, etc (Richards et al., 2005). Ils ont aussi défini des critères pour évaluer l'efficacité du corset (pourcentage de progression selon un intervalle bien défini, etc.) ainsi que les critères de présentation des résultats (groupés par type de courbures et par amplitude, etc.).

1.2 SpineCor

Cette présente section décrit le corset dynamique SpineCor, énonce ses indications et contre-indications, présente le protocole de traitement SpineCor, explique le déroulement de l'évaluation clinique, radiologique et posturale, présente la classification utilisée pour catégoriser les différents types de courbure, expose le mouvement correcteur spécifique au type de courbure, et décrit le déroulement de l'assemblage et de l'ajustement du corset. Finalement, les différentes études menées pour évaluer l'efficacité de ce corset seront aussi présentées.

1.2.1 Description

Le corset dynamique SpineCor a été développé et modifié par Coillard et Rivard entre 1990 et 1993 à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Il est composé d'une base pelvienne ayant une ceinture basse qui, à son tour, est composée de trois morceaux thermo malléables. Cette base pelvienne est stabilisée à l'aide de deux (2) bandes à la fourche, deux bandes (2) de cuisses, un (1) boléro en coton et quatre (4) bandes élastiques correctrices (voir Figure 1-17). Ces bandes élastiques sont disponibles dans différentes grandeurs (Coillard et al., 2002). Leur placement dépend du type de courbures scoliotiques (Coillard et al., 2003). Le temps de port quotidien requis est de 20 heures sur 24. L'arrêt du traitement se fait lorsque la maturité osseuse est atteinte (Risser 4 ou 5) ou après deux ans de menstruations régulières chez les filles. (Coillard et al., 2002).

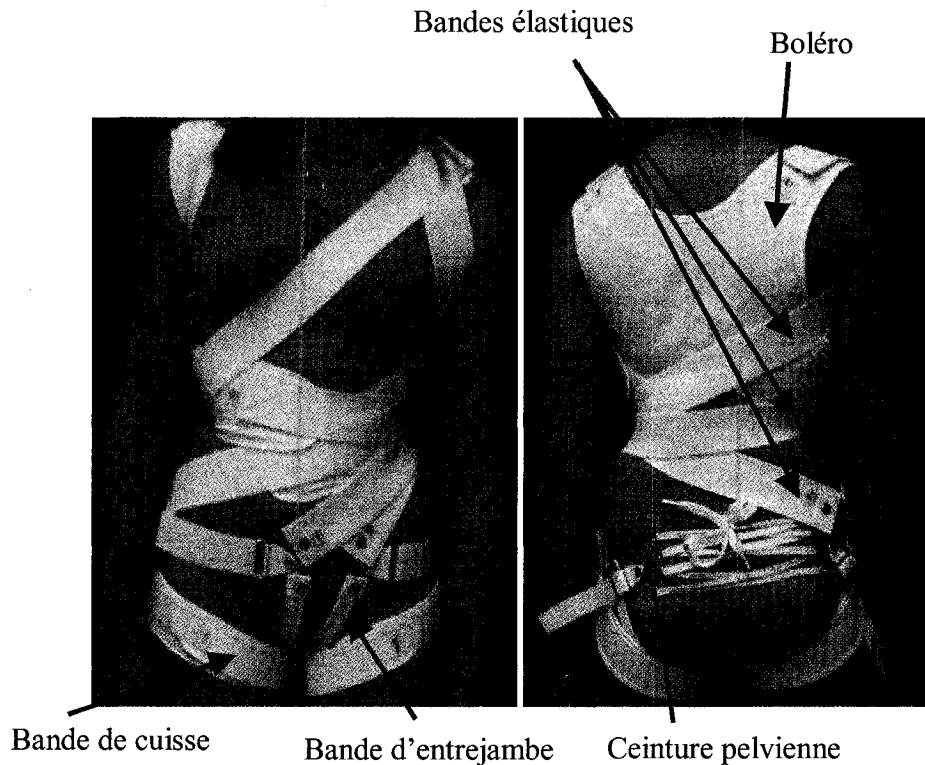


Figure 1-17 Composantes du corset SpineCor (adaptée de www.spinecorporation.com)

Il s'agit du tout premier corset de sa génération et est basé sur un nouveau principe de traitement. Il utilise des forces dynamiques au lieu de forces statiques comme les trois points de pressions communément utilisés par la plupart des corsets rigides. Le principe de thérapie par rétroaction biologique est utilisé pour contrôler la déformation scoliotique en appliquant un harnais dynamique. Le harnais produit un contrôle dynamique des épaules, du thorax et du bassin, limite les mouvements indésirables, tout en modifiant la géométrie posturale 3D et en conservant le mouvement et la croissance (Coillard et al., 2003). La nature flexible du système autorise donc cette redirection du mouvement entre les épaules, le thorax et le bassin. La géométrie posturale est activement et passivement modifiée, induisant ainsi une modification de la courbure (Vachon et al., 2006).

Le principe thérapeutique de ce corset est basé sur la définition d'un mouvement correcteur spécifique à chaque type de courbure scoliotique. Le mouvement correcteur, effectué par le corset, produit un changement positionnel progressif et contribue dynamiquement à la correction de la courbure durant les activités quotidiennes ou sportives (Coillard et al., 2002). Il agit indirectement sur la colonne vertébrale allouant quelques degrés de mobilité et des mouvements contrôlés. Cette approche permet de rééduquer et de maintenir le contrôle neuromusculaire du mouvement correcteur de la colonne à travers une rétroaction biologique. Ce mouvement correcteur spécifique a été conçu en se basant sur la cinématique du segment vertébral. Il permet d'ouvrir la courbure scoliotique, diminuer la déformation tout en corrigeant la désorganisation posturale (Vachon et al., 2006). La base pelvienne ainsi que les bandes associées agissent comme point d'ancrage et de support pour les mouvements appliqués au tronc du patient. La nature flexible de la section pelvienne de l'orthèse permet des mouvements libres du tronc et engage le bassin dans le mouvement correcteur. Lorsque le traitement est arrêté, l'intégrité du système neuromusculaire est intact et le changement de la courbure vertébrale est maintenue (Coillard et al., 2003).

En général, la conformité du patient au traitement par corset proposé est souvent très décevante et souvent compromet son efficacité thérapeutique. Le besoin d'activité physique d'un enfant et la conscience de l'image de soi rendent l'acceptation complète de porter un corset rigide très incertaine. Le but est d'améliorer la qualité du traitement proposé tout en améliorant la qualité de vie du patient traité. L'effet désirable d'un corset est de permettre une réduction de la courbure et même de freiner sa progression potentielle qui est intimement liée à la croissance de la colonne vertébrale. Il faut éviter les désavantages du corset rigide qui utilise des forces statiques importantes. Pour les mêmes résultats, il est possible, à l'aide du corset flexible, d'utiliser des forces dynamiques moins importantes. Ces forces sont ajustables dans le temps de sorte à interagir avec les variations de la flexibilité de la colonne dues à ces forces. L'objectif est de permettre une réduction de la courbure de façon progressive mais non agressive,

sans altérer le processus de croissance des structures osseuses, tout en favorisant un balancement musculaire (Coillard et al., 2002). À la fin des traitements par corsets rigides, il existe bien souvent une composante d'effondrement. Cet effondrement progressif de la courbure se produit lorsque la musculature n'est pas supportée efficacement (Coillard et al., 1999). Il existe aussi une possibilité de déformations des côtes due à la grande pression appliquée par le port prolongée du corset (Coillard et al., 2003).

1.2.2 Indications et contre-indications

Voici les indications du traitement par corset SpineCor (tirées de www.spinecorporation.com) :

- Scoliose idiopathique diagnostiquée et confirmée.
- Fille ou garçon ayant 5 ans ou plus.
- L'angle de Cobb initial doit être plus grand ou égal à 15° pour ceux ayant un historique familial de scoliose ou ayant subi une progression de plus de 5° durant les derniers 6 à 12 mois.
- L'angle de Cobb initial doit être égal ou inférieur à 50°.
- Risser 0 à 3 ou avant le début des menstruations.
- Tous les types de courbures incluant tous ceux qui sont inverses à la normale (exemple : thoracique gauche, lombaire droite).

Voici les contre-indications du traitement par corset (tirées de www.spinecorporation.com) :

- Scoliose neuromusculaire résultant d'une innervation asymétrique anormale ou une fonction musculaire débalancée.

- Scoliose posturale lorsque la radiographie couchée démontre une réduction complète de l'angle de Cobb (5° ou moins) par rapport à la radiographie frontale.
- Patient ayant eu précédemment des traitements - mis à part des traitements de physio ou une semelle de surélévation au pied (SpineCor s'est avéré efficace après un traitement par corset rigide de moins de 6 mois).
- Patient ayant un défaut congénital.

1.2.3 Protocole du traitement SpineCor

Conceptuellement, le protocole de traitement SpineCor se compose de trois principales étapes. La première étape consiste à procéder à l'évaluation clinique, posturale et radiologique. L'évaluation clinique consiste à évaluer la gibbosité aux apex, les asymétries et les rotations au niveau des épaules, du thorax et du bassin en fonction des pieds avec position standardisée. L'évaluation posturale, quant à elle, permet de quantifier de façon non-invasive, avec le dispositif Free Point, la posture du patient. Finalement l'évaluation radiologique permet d'évaluer, en combinant la vue frontale et sagittale, la déformation de la colonne vertébrale en termes d'inclinaison, de rotation et de décalage. L'information recueillie par l'évaluation clinique, posturale et radiologique permet, en deuxième lieu, d'établir la classe correspondante à partir d'une classification. Cette classification, établie par les concepteurs de SpineCor, représente des sous-classes de la classification conventionnelle connue. Cette classification reflète la déformation tridimensionnelle et la désorganisation posturale associée et c'est ce qui constitue son avantage. À chaque classe est associé un mouvement correcteur spécifique. La troisième étape permet alors d'assembler les composantes du corset, d'induire le mouvement correcteur et de le maintenir à l'aide des bandes élastiques. Le graphique suivant (Figure 1-18) permet alors de visualiser conceptuellement les différentes étapes du protocole de traitement SpineCor.

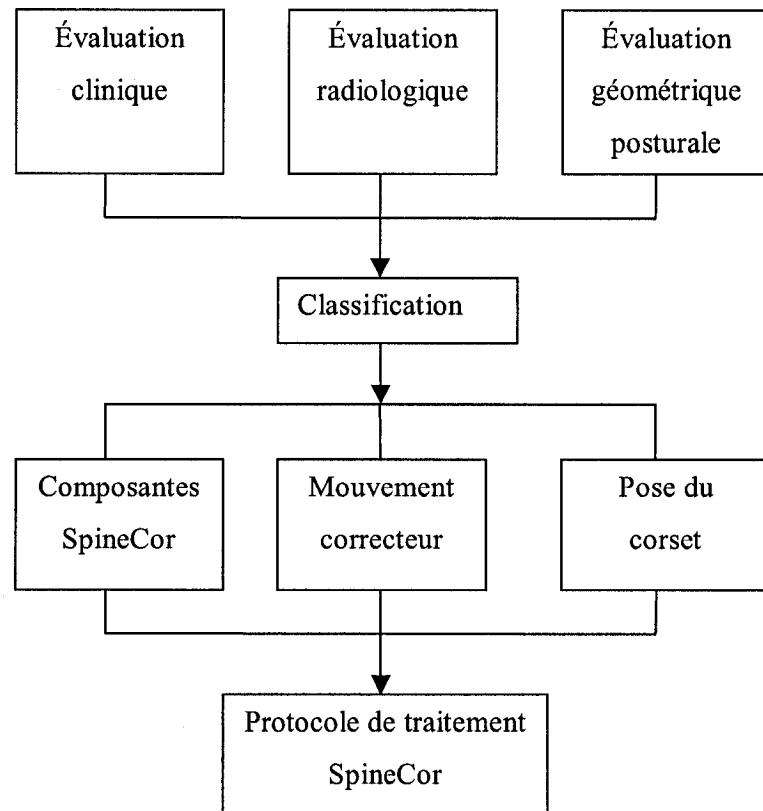


Figure 1-18 Protocole de traitement SpineCor (tirée de (Rivard, 2002)

1.2.4 Évaluation Clinique

L'évaluation clinique permet de déterminer l'orientation de certains niveaux en fonction de la position des pieds. Dans le but de standardiser la position des pieds, un gabarit, dans lequel le patient pose ses pieds, est utilisé. Le thérapeute effectue l'évaluation clinique en se positionnant debout derrière le patient et relève donc (Rivard, 2002) :

- la rotation des épaules, du thorax et du bassin dans le plan horizontal;

- l'inclinaison des épaules et du bassin, et le décalage latéral de T1 en relation avec S1 avec le fil de plomb. Toutes ces mesures se font dans le plan frontal;
- les niveaux et valeurs des proéminences à l'aide du scoliomètre;
- l'appréciation globale de la posture : normale, mineure ou majeure;
- la hauteur debout et assis ainsi que le poids du patient;
- la douleur : type, niveau, zone et fréquence.

1.2.5 Évaluation Radiologique

Puisque la nature de la déformation scoliotique est tridimensionnelle, l'évaluation radiologique doit se faire en combinant les clichés radiographiques frontaux et sagittaux. Certains paramètres spécifiques doivent être évalués (Rivard, 2002):

- l'inclinaison, rotation et orientation pour chaque vertèbre;
- l'inclinaison, la rotation et l'orientation de la ceinture scapulaire, du thorax et de la ceinture pelvienne;
- le décalage frontal et latéral;
- les modifications du segment thoracique, thoracolombaire ou lombaire dans le plan sagittal.

1.2.6 Évaluation Posturale

L'évaluation posturale se fait normalement avec le dispositif Free Point. Ce dispositif non invasif est utilisé pour numériser la position tridimensionnelle de certains repères anatomiques. Le dispositif contient une sonde et un triangle en métal installé au mur. La sonde contient un bout avec deux émetteurs à ultrason (Figure 1-19). Par processus de triangulation, la position des repères anatomiques est calculée en fonction du temps de propagation à chaque émetteur. Ce système possède l'avantage d'être facile

à utiliser, présente une assez bonne précision ($\pm 0,04"$, $\pm 1/32"$, ou ± 1 mm) et le temps d'acquisition est court. Par contre, ce dispositif peut être encombrant et le volume actif est restreint (8' x 8' x 8'). De plus, il n'est pas possible d'acquérir simultanément un ensemble de points ou d'obtenir un ensemble de points interconnectés pour former une surface. Parfois, les capteurs ne sont pas suffisamment sensibles.



Figure 1-19 Le système Free Point (tirée de <http://www.remtek.com/remtek/ourBEAT.htm>)

Le but de cette évaluation posturale est de quantifier la posture initiale du patient pour assister le processus de classification et pour vérifier l'action du corset sur la posture du patient. Le dispositif Free Point assiste cette évaluation en relevant la position et l'orientation du bassin, des épaules, de la colonne et du thorax.

1.2.7 Classification SpineCor

La classification conventionnelle est basée principalement sur l'évaluation du cliché radiographique PA sans tenir compte de la vue sagittale. Les différents types de cette classification sont identifiés en fonction de la position de l'apex. La nature même de la déformation est tridimensionnelle alors que cette classification n'est que

bidimensionnelle. Dans le but de tenir compte de la nature 3D de la déformation et de la désorganisation posturale associée, cette classification a été adaptée. Plusieurs sous classes ont été développées (Rivard et Coillard, 2003). Les tableaux suivants résument la classification en fonction des caractéristiques radiologiques (Tableau 1-5, Tableau 1-6 et Tableau 1-7) et posturales (Tableau 1-8 et Tableau 1-9).

Tableau 1-5 Classification selon les caractéristiques radiologiques

Type	Caractéristiques radiologiques
Thoracique droite Type I	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de courbure lombaire • Rotation horaire de vertèbres lombaires • Apex T7-T10 • Rotation horaire de vertèbres thoraciques • Distance diminuée entre les côtes au niveau de l'apex du côté concave • Hypo-cyphose
Thoracique droite Type II	<ul style="list-style-type: none"> • Hémi-courbure lombaire • Pas de rotation horaire ou rotation antihoraire de vertèbres lombaires • Pas d'inclinaison de la dernière vertèbre lombaire • Apex T7-T10 • Rotation horaire de vertèbres thoraciques • Distance diminuée entre les côtes au niveau de l'apex du côté concave • Hypo-cyphose

Tableau 1-6 Classification selon les caractéristiques radiologiques (suite)

Type	Caractéristiques radiologiques
Thoracique droite Type III	<ul style="list-style-type: none"> • Contre courbure lombaire • Pas de rotation horaire ou rotation anti horaire de vertèbres lombaires • Inclinaison antihoraire de la dernière vertèbre lombaire • Cobb lombaire inférieur au Cobb thoracique • Apex T7-T10 • Rotation horaire de vertèbres thoraciques • Distance diminuée entre les côtes au niveau de l'apex du côté concave • Hypo-cyphose
Thoracique droite européenne	<ul style="list-style-type: none"> • Apex 1 : T6-T7, apex 2 : T12-L1 • Asymétrie de la distance entre les côtes • Cyphose entre T3 et T8 aplatie et rotation antihoraire de la vertèbre thoracolombaire • Angle de Cobb thoracique supérieur à l'angle thoracolombaire
T11 droite	<ul style="list-style-type: none"> • Apex à T11 • Tendance hyper cyphotique • Risser 1 et plus
Thoracolombaire gauche Type I	<ul style="list-style-type: none"> • Courbure unique avec apex T12-L1 • Inclinaison antihoraire du bassin • L5 inclinaison en référence à S1 • Courbures sagittales peu ou pas modifiées • Perturbation majeure posturale

Tableau 1-7 Classification selon les caractéristiques radiologiques (suite)

Type	Caractéristiques radiologiques
Thoracolombaire gauche Type II	<ul style="list-style-type: none"> Courbure thoracolombaire majeure, apex T12-L1 Bien souvent, contre courbure thoracique droite Bassin horizontal au début L3 inclinée en référence à L4 ou L4 inclinée en référence à L5 Courbure sagittale aplatie, cyphose à la jonction thoracolombaire
Lombaire gauche	<ul style="list-style-type: none"> Courbure unique Apex au niveau des disques L1/L2 à L3 Obliquité modérée du bassin Lordose
Thoracique droite lombaire gauche type I	<ul style="list-style-type: none"> Angle de Cobb thoracique = Angle de Cobb lombaire Rotation thoracique = rotation lombaire Cyphose et lordose presque normales
Thoracique droite lombaire gauche type III	<ul style="list-style-type: none"> Angle de Cobb thoracique = Angle de Cobb lombaire Rotation lombaire plus élevée que la rotation thoracique Obliquité du bassin Cyphose et lordose diminuées. Cyphose égale au 1/3 de la lordose

Tableau 1-8 Classification selon les caractéristiques posturales

Type	Caractéristiques posturales
Thoracique droite Type I	<ul style="list-style-type: none"> • Rotation horaire du thorax • Rotation antihoraire des épaules • Décalage latéral à droite des épaules et du thorax
Thoracique droite Type II	<ul style="list-style-type: none"> • Rotation horaire du thorax • Rotation antihoraire des épaules
Thoracique droite Type III	<ul style="list-style-type: none"> • Rotation horaire du thorax • Rotation antihoraire des épaules • Décalage variable des épaules et du thorax
Thoracique droite Européenne	<ul style="list-style-type: none"> • Inclinaison antihoraire des épaules • Rotation antihoraire des épaules • Asymétrie des épaules avec omoplate droite ressortie • Tendance d'un décalage latéral à gauche
T11 Droite	<ul style="list-style-type: none"> • Décalage latéral du tronc vers la droite • Rotation antihoraire des épaules • Rotation horaire du thorax
Thoracolombaire gauche Type I	<ul style="list-style-type: none"> • Décalage latéral à gauche • Flexion latérale à droite • Inclinaison antihoraire du bassin
Thoracolombaire gauche Type II	<ul style="list-style-type: none"> • Petite obliquité du bassin • Tendance d'un décalage gauche du tronc

Tableau 1-9 Classification selon les caractéristiques posturales (suite)

Type	Caractéristiques posturales
Lombaire gauche	<ul style="list-style-type: none"> • Translation des épaules vers la gauche en référence au bassin • Inclinaison antihoraire modérée du bassin • Rotation horaire modérée du bassin
Thoracique droite lombaire gauche type I	<ul style="list-style-type: none"> • Petite rotation antihoraire des épaules • Légère inclinaison antihoraire des épaules
Thoracique droite lombaire gauche type III	<ul style="list-style-type: none"> • Tendance d'une flexion latérale à gauche du tronc et du bassin • Légère inclinaison antihoraire du bassin

Il est noté que seuls les caractéristiques de la classification des courbures normales, c'est-à-dire thoracique droite, thoracolombaire / lombaire gauche, ont été décrites. Cependant, il est aussi possible de traiter les courbures inverses, c'est-à-dire thoracique gauche, thoracolombaire / lombaire droite. Les caractéristiques radiographiques et posturales sont les mêmes, mis à part la direction, le sens des rotations et les inclinaisons qui sont inversées (antihoraire au lieu de horaire et vice-versa ou gauche au lieu de droite et vice-versa).

1.2.8 Mouvement correcteur

Le mouvement correcteur effectué par le corset produit un changement positionnel tout en contribuant à corriger dynamiquement la courbure scoliotique. Ce mouvement correcteur est spécifique au type de courbure scoliotique. Il permet de corriger la désorganisation posturale tout en diminuant la déformation scoliotique. Les deux tableaux suivant résument le mouvement correcteur associé au type de courbures scoliotiques (Rivard et Coillard, 2003):

Tableau 1-10 Mouvement correcteur associé au type de courbures selon la classification SpineCor

Type	Mouvement correcteur
Thoracique droite Type I	<ul style="list-style-type: none"> • Tourner le thorax dans le sens antihoraire • Tourner les épaules dans le sens horaire • Obtenir un décalage latéral à gauche du tronc • Obtenir une inclinaison horaire des épaules
Thoracique droite Type II	<ul style="list-style-type: none"> • Tourner le thorax dans le sens antihoraire • Tourner les épaules dans le sens horaire • Obtenir une petite flexion latérale gauche du tronc à T12 • Obtenir une inclinaison horaire des épaules
Thoracique droite Type III	<ul style="list-style-type: none"> • Tourner le thorax dans le sens antihoraire • Tourner les épaules dans le sens horaire • Obtenir une petite flexion latérale du tronc à T12 • Obtenir une inclinaison horaire des épaules
Thoracique droite européenne	<ul style="list-style-type: none"> • Obtenir une petite inclinaison horaire des épaules • Tourner les épaules légèrement dans le sens horaire • Obtenir une flexion latérale gauche du tronc à T12
T11 droite	<ul style="list-style-type: none"> • Obtenir un décalage latéral du tronc et du thorax vers la gauche • Obtenir un décalage horaire des épaules • Tourner le thorax dans le sens antihoraire
Thoracolombaire gauche Type I	<ul style="list-style-type: none"> • Obtenir une flexion latérale vers la gauche à T12
Thoracolombaire gauche Type II	<ul style="list-style-type: none"> • Tourner les épaules dans le sens horaire • Obtenir une flexion latérale vers la gauche à T12
Lombaire gauche	<ul style="list-style-type: none"> • Déplacer la base du tronc vers la droite • Obtenir une flexion du tronc vers la gauche

Tableau 1-11 Mouvement correcteur associé au type de courbures selon la classification SpineCor (suite)

Type	Mouvement correcteur
Thoracique droite lombaire gauche type I	<ul style="list-style-type: none"> • Tourner le bassin dans le sens antihoraire • Tourner les épaules dans le sens horaire • Obtenir une flexion latérale gauche du tronc à L5
Thoracique droite lombaire gauche type III	<ul style="list-style-type: none"> • Tourner le bassin dans le sens antihoraire • Tourner les épaules dans le sens horaire • Obtenir une flexion latérale gauche du tronc à L5

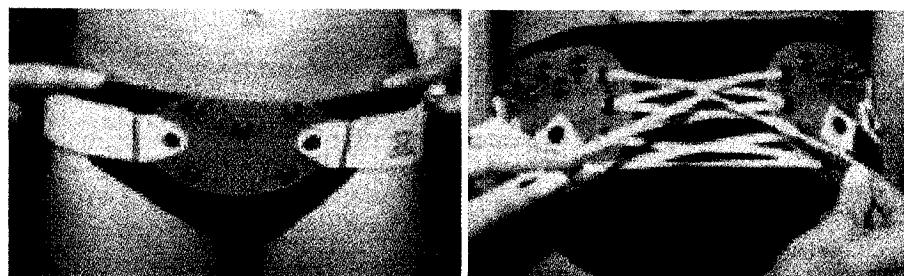
En général, le mouvement correcteur vient inverser la caractéristique posturale associée à la déformation pour remédier à la désorganisation posturale pour ainsi diminuer la courbure scoliotique. Pour les types de courbures inverses à la classification mentionnée aux deux tableaux précédents, il suffit d'inverser le sens de la rotation, le sens de la flexion ou de l'inclinaison.

1.2.9 Assemblage et pose du corset SpineCor

Le corset SpineCor vient normalement en pièces détachées dans plusieurs grandeurs. Les pièces sont sélectionnées selon la grandeur et le poids du patient. Le thérapeute commence par installer la base pelvienne. La partie postérieure de la base pelvienne contient des lacets attachant deux parties postérieures en plastique, une ceinture et une partie antérieure en plastique (voir Figure 1-20). Cette base doit être placée en dessous des épines iliaques postérieures et antérieures. Pour maintenir cette base pelvienne, deux bandes d'entrejambes ainsi que des bandes de cuisses doivent être installées par la suite. Ensuite, le thérapeute installe le boléro. Sa grandeur est déterminée en mesurant la distance entre les processus spinaux T4 et T12. Le boléro est formé de quatre ailerons munis chacun d'un velcro pour y attacher les bandes élastiques

correctrices (voir Figure 1-21). Les ailerons les plus courts passent au dessus des épaules tandis que les ailerons les plus longs passent autour du thorax. Finalement, quatre bandes élastiques sont sélectionnées en fonction de la taille du patient et de leur configuration sur le corset pour produire le mouvement correcteur désiré. Chaque bande élastique contient un bout avec velcro et un bout avec bouton pression. Le bout avec velcro est attaché à un des ailerons du boléro et l'autre bout est attaché à un des boutons pressions de la base pelvienne. Le choix du bouton pression de la base pelvienne à laquelle s'attache la bande élastique dépend de la configuration désirée pour produire le mouvement correcteur correspondant au type de courbure scoliotique.

Lorsque le corset est correctement installé, le patient doit obtenir une radiographie PA et LAT avec son corset. Ces radiographies permettront d'évaluer la correction, en termes d'angle de Cobb de la colonne vertébrale, par le mouvement correcteur émis. Une évaluation posturale est aussi effectuée à l'aide de Free Point pour vérifier l'action du mouvement correcteur sur la posture du patient. Finalement une évaluation clinique est importante pour évaluer l'action du corset sur l'orientation de certains niveaux. À partir de l'évaluation radiologique, posturale et clinique, le thérapeute peut juger que certains ajustements doivent être apportés. Lorsque le tout est conforme, une séance d'informations est donnée au patient et à sa famille dans le but d'apprendre à porter, enlever et entretenir le corset.



a) partie antérieure

b) partie postérieure

Figure 1-20 Base pelvienne



Figure 1-21 Boléro

Le corset doit être porté 20 heures sur 24 pendant la période prescrite par l'orthopédiste. Cette période est normalement de 24 mois ou jusqu'à l'atteinte d'une maturité osseuse (Risser 4 ou 5). Le patient peut enlever le corset un maximum de quatre heures. Il est souvent suggéré de ne pas arrêter le port du corset quatre heures de suite mais de les étaler durant la journée. Pour des mesures d'hygiène, le corset est lavable aux deux semaines, question de ne pas perdre les propriétés élastiques des bandes. Pour le laver, il faut mettre tout le corset dans un sac spécial.

Pendant le traitement, le patient est suivi régulièrement. Après l'installation du corset, le patient doit normalement revenir un mois plus tard pour suivre un examen radiologique, clinique et postural. Il s'agit de vérifier si tout est conforme et que le patient porte bien son corset. Il se peut que certains ajustements doivent être faits. Par la suite, le patient doit revenir tous les 5 mois. De plus, un examen radiologique, clinique et postural est requis pour vérifier la progression de la colonne vertébrale et le changement au niveau de l'équilibre postural. Ce suivi est nécessaire pour juger de l'efficacité du traitement ainsi que pour évaluer les ajustements nécessaires.

Lorsque l'orthopédiste juge que le patient peut cesser le traitement, le port du corset est interrompu 72 heures avant la visite en clinique. L'examen radiologique, clinique et postural permettra d'évaluer la correction des déformations au niveau de la

colonne vertébrale, d'évaluer le changement de posture ainsi que de relever les améliorations esthétiques. Après la cessation du port du corset, le patient est suivi pendant cinq ans à raison d'une fois par année. Ce suivi après traitement est nécessaire pour évaluer la stabilité de la colonne et pour évaluer l'évolution post traitement.

1.2.10 Études sur l'efficacité du corset SpineCor

En 1999, Coillard et collaborateurs (Coillard et al., 1999) ont entrepris une étude prospective sur 99 patients atteints de SIA (88 filles et 11 garçons) ayant en moyenne 12,6 ans dont l'angle de Cobb moyen était de 29°. Le but de l'étude était de démontrer si la réductibilité initiale au début du traitement du corset SpineCor serait valide comme facteur de pronostique, et ce, dans le but de prédire la correction finale du traitement. Ils ont pu tirer de leur étude plusieurs conclusions. L'index de réductibilité en début de traitement n'est pas nécessairement égal à la correction post-traitement puisqu'il existe une perte progressive de la réduction durant la période de croissance principale. Il ne constitue donc pas solennellement un critère de pronostique s'il est appliqué individuellement. Par contre, il semble qu'il existe une différence d'évolution entre les courbures initialement à moins de 30° et celles à plus de 30°. La proportion de correction en référence à l'angle de Cobb initiale est plus grande pour les patients présentant un angle inférieur à 30° initialement. Finalement, ils ont démontré que 85% des patients maintiennent ou augmentent le pourcentage de réduction noté à trois mois du début de traitement. Cependant, 15% des patients perdent progressivement cette réduction durant la même période. Dans ce cas, le but du traitement est donc de stabiliser la courbure.

En 2002, Coillard et collaborateurs (Coillard et al., 2002) ont effectué une étude sur 55 patients traités par le corset SpineCor pour déterminer l'efficacité du traitement. Les résultats ont été compilés en moyenne 21 mois après la fin du traitement. Environ

40% des patients ont obtenu une correction, 47,2% sont demeurés stables alors que 12,7% ont eu une aggravation de 15°. Le taux de succès d'environ 87% est satisfaisant, démontrant le succès de cette nouvelle approche thérapeutique. Cependant, les auteurs ont écartés de ce pourcentage les 3 patients qui ont nécessité une chirurgie. Ils concluent tout de même que la qualité des résultats posturaux et cosmétiques est aussi très surprenante.

En 2003, Coillard et collaborateur (Coillard et al., 2003) ont effectué une deuxième étude, portant cette fois sur 195 patients atteints de SIA, pour déterminer l'efficacité du traitement par corset SpineCor. Le succès du traitement a été défini comme étant une correction de $\pm 5^\circ$ et l'échec du traitement comme étant une aggravation de plus de 5°. Après deux ans de suivi post-traitement, 55% des patients ont obtenu une correction de plus de 5°, 38% ont eu une stabilisation et seulement 7% des patients se sont aggravés de plus de 5°. Ils ont aussi effectué une analyse de survie pour estimer la probabilité cumulative de succès durant le traitement pour le suivi et pour la combinaison traitement-suivi. Les résultats de cette analyse de survie démontrent qu'en général la cohorte de patient démontre une baisse initiale de la courbure dans le corset suivi d'une correction ou d'une stabilisation à la fin du traitement qui est maintenue pendant 1 et 2 ans de suivi.

Une étude par (Vachon et al., 2006) vise à mener une deuxième analyse de survie sur 365 patients. Les résultats de l'analyse de survie semblent indiquer que les patients en traitement par SpineCor semblent obtenir une correction assez stable durant le traitement et cette dernière est maintenue durant le suivi post traitement. Un sous groupe de 26 patients a été suivi 5 ans après la fin du traitement. De ces patients, 65,4% ont obtenu une correction permanente de l'angle de Cobb, 30,8% ont obtenu une stabilité et seulement 3,8% se sont aggravés mais sans avoir recours à la chirurgie.

Une dernière étude récente par (Coillard et al., 2007) a été effectuée selon les nouveaux critères de la SRS. De l'année 1993 à l'année 2006, 493 patients ont été traités par le corset SpineCor. De ces patients, 249 respectent les critères d'inclusions alors que 79 sont toujours en traitement. Il a été relevé que le traitement, du début jusqu'à sa discontinuité, a été efficace dans 59.4% des cas (correction de plus de 5° ou stabilisation de \pm 5°). En cours de traitement par corset, 22.9% ont eu recours à la chirurgie. Au stade de la maturité, seul 1.2% des patients ont une courbure excédant 45°. Finalement, 45 des 47 patients suivis deux ans après la cessation du corset, ont stabilisé ou corrigé leur courbure. Cette étude a permis de conclure que le corset SpineCor est efficace pour le traitement de la SIA.

Le tableau suivant résume les différents études effectuées afin d'évaluer l'efficacité de SpineCor :

Tableau 1-12 Résumé des différentes études effectuées sur SpineCor

Auteurs	Objectif de l'étude	Conclusions
(Coillard et al., 1999)	Vérifier la réductibilité initiale du traitement	<ul style="list-style-type: none"> - L'index de réductibilité n'est pas un critère de pronostique fiable si appliqué individuellement - La proportion de correction par corset est plus grande pour une courbure initiale de moins de 30° - 85% maintiennent ou augmentent le % de réduction
(Coillard et al., 2002)	Vérifier l'efficacité du traitement SpineCor sur 55 patients	<ul style="list-style-type: none"> - 40% obtiennent une correction, 47,2% se stabilisent et 12,7% subissent une aggravation - Résultats posturaux et cosmétiques surprenants
(Coillard et al., 2003)	Vérifier l'efficacité du traitement SpineCor sur 195 patients et effectuer une analyse de suivi	<ul style="list-style-type: none"> - 55% des patients ont obtenu une correction - 38% ont eu une stabilisation - 7% des patients se sont aggravés - Baisse de la courbure en début de traitement, correction ou stabilisation en fin de traitement
(Vachon et al., 2006)	Effectuer une analyse de survie sur 365 patients et vérifier l'efficacité du corset au niveau du post-traitement	<ul style="list-style-type: none"> - Correction assez stable durant le traitement et maintenue après le traitement - Seul 3,8% des patients se sont aggravés, le reste des patients ont eu soit une amélioration soit une stabilité
(Coillard et al., 2007)	Vérifier l'efficacité du traitement SpineCor sur 493 patients selon les critères de la SRS	<ul style="list-style-type: none"> - 59.4% des patients ont obtenu une correction ou stabilisation - 22.9% ont eu recours à la chirurgie - 1.2% ont une courbure qui excède 45° à la maturité - 95.7% des patients ont stabilisé ou corrigé leur courbure après 2 ans de cessation du corset

1.3 Topographie de surface

Un des premiers outils non invasifs permettant d'extraire l'asymétrie externe du tronc scoliotique est le scoliomètre. Cet outil, bien que simple, s'est avéré inefficace puisque l'erreur standard des mesures s'est élevée à 2,4° (Bunnell, 1984). Depuis les années 1970, plusieurs méthodes d'analyse de la déformation du dos ou de la quantification de l'asymétrie du tronc ont vu le jour. La première technique de mesure de la surface du dos, la topographie de contour de Moiré, a été introduite par H. Takasaki. Cette technique utilise un patron de lumière projeté à partir d'une grille fixée proche de la caméra pour dessiner des lignes de contour. Ces lignes de contour produisent le relief d'une surface (Figure 1-22). Or, un petit changement au niveau de la position du patient produit facilement un changement du relief obtenu (Moreland et al., 1981). Est venue par la suite la rasterstéréographie qui est une méthode de mesure pour les surfaces irrégulières (Figure 1-23) (Frobin et Hierholzer, 1981). Un projecteur génère une grille de lumière parallèle sur le dos du patient et une caméra vidéo dont l'orientation est connue permet d'acquérir le dos du patient. Or ISIS, apparu dans les années 80, a été le système le plus utilisé pour l'évaluation des asymétries du dos (Figure 1-24) (Tredwell et Bannon, 1988; Turner-Smith et al., 1988; Weisz et al., 1988). Ce système est basé sur la triangulation laser avec balayage vertical d'une ligne projetée transversalement sur le dos du patient. La courbe ainsi créée sur le dos du patient est acquise par une caméra vidéo (Tredwell et Bannon, 1988). La surface du dos est acquise en moins de deux secondes. Or, la précision de ce système est de moins de 3 mm (Turner-Smith et al., 1988).

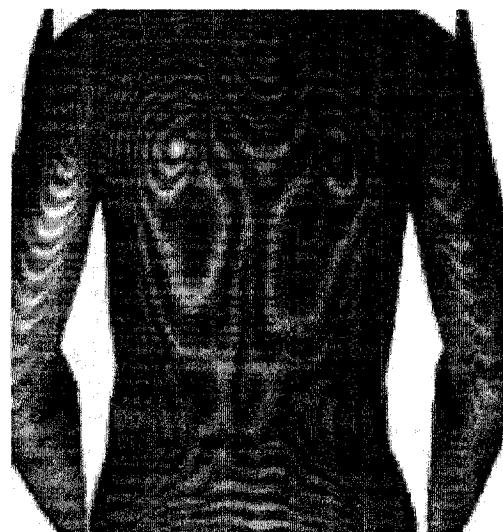


Figure 1-22 Image de Moiré (tirée de lab.cntl.kyutech.ac.jp)

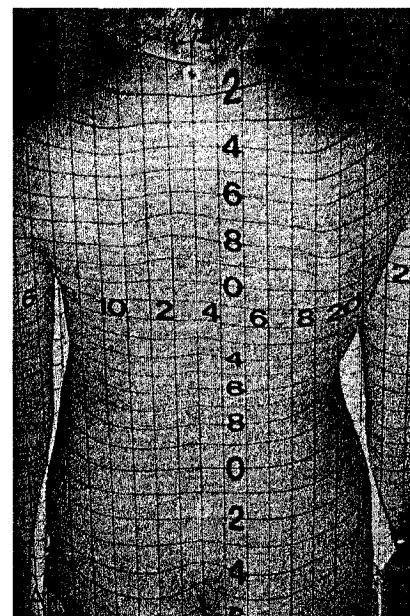


Figure 1-23 Photo de projection de raster stéréographie (tirée de (Stokes et Moreland, 1989)

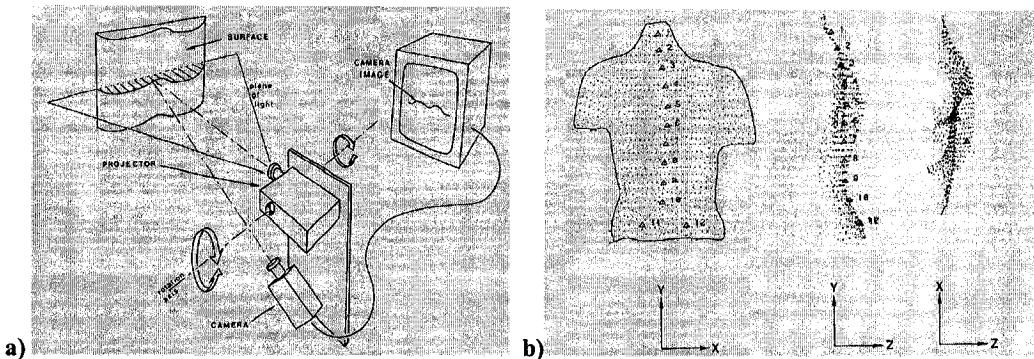


Figure 1-24 ISIS a) système ISIS b) topographie de surface obtenue par ISIS (tirée de (Turner-Smith et al., 1988)

En quantifiant toute la surface du tronc plutôt que seulement la surface du dos, plus d'informations peuvent être recueillies pour quantifier les asymétries présentes sur toute la surface. Le premier système 360° date de 1981 par Suzuki et coll. Ils prenaient quatre vues pour la topographie de Moiré en tournant le patient. Le recalage était effectué en utilisant 12 marqueurs dont trois étaient communs à deux des vues. Par contre, les profils transversaux obtenus n'étaient pas assez précis pour effectuer une analyse quantitative de la déformation. Plusieurs autres systèmes d'acquisition du tronc entier ont vu le jour. Pour la plupart, leur système consiste en une caméra qui tourne autour du patient ou le patient tourne devant la caméra. Un groupe de recherche a utilisé quatre caméras laser montées sur anneaux pour acquérir toute la surface externe du tronc (Poncet et al., 1999). Le tout est contrôlé par un microprocesseur. Chaque caméra balaye une partie du tronc en projetant un rayon laser de faible puissance. La caméra CCD capte le rayon sur la surface. Les points 3D sont calculés par triangulation. La résolution de ce système est de 1,5 mm alors que le temps d'acquisition du tronc complet est de l'ordre de 15 secondes (Jaremko, 2001). La principale lacune de ce système est le temps d'acquisition du tronc qui est beaucoup trop long. Cela s'explique par le fait que la capture se fait séquentiellement : point par point, ligne par ligne. Les oscillations et la respiration du patient créent des artefacts sur la reconstruction qui devient alors

imprécise. Lorsque l'on essaye de diminuer la résolution dans le but d'obtenir une vitesse d'acquisition plus rapide, la précision de la reconstruction 3D en souffre.

Posséder un système robuste et précis aurait l'avantage de pouvoir documenter précisément l'asymétrie externe et sa progression, d'intégrer l'apparence esthétique dans le traitement de la scoliose tout en réduisant l'exposition aux rayons X pour augmenter la fréquence des suivis en clinique (Pazos et al., 2005).

1.3.1 Système d'acquisition Inspeck

Le système Inspeck (Inspeck inc., Montréal) est un système de numérisation 3D inventé et breveté par Song et collaborateurs en 2002 (Song et al., 2002). Il a été utilisé dans divers domaines allant des films (X-Men, Harry Potter) aux jeux vidéo (compagnie Electronic Arts) et même dans le domaine médical (chirurgie esthétique, anthropométrie, orthopédie, podiatrie, etc.). Leur système est composé d'un numériseur optique 3D couleur, d'une carte d'acquisition pour l'acquisition et la conversion du signal vidéo et d'un ordinateur pour le traitement des données. L'ordinateur communique avec le numériseur pour les opérations de contrôle et de synchronisation. La caméra ainsi que le logiciel sont assez puissants pour acquérir la géométrie d'un sujet et sa texture. Le modèle tridimensionnel résultant est assez précis pour extraire des mesures sur le sujet. Contrairement au numériseur laser, les numériseurs d'Inspeck permettent d'acquérir d'un seul coup la surface totale vue par la caméra ainsi que la texture qui est automatiquement ajustée sur la surface acquise. Tout cela est fait rapidement, ce qui rend ce système intéressant pour la numérisation de sujets dans le domaine médical.

La procédure pour obtenir un modèle 3D complet à partir des numériseurs optiques implique l'acquisition d'un certain nombre de vues partielles de la surface. Pour ce faire, il faut se doter d'un certain nombre de caméras Inspeck placées selon une

configuration donnée autour de l'objet ou du sujet. La configuration doit s'assurer que chaque caméra couvre alors une vue partielle de l'objet de sorte que l'objet ou le sujet entier soit couvert. Chaque vue partielle devient alors un modèle 3D et chacune possède sa propre texture. Dans le but de produire l'objet 3D, ces vues doivent être exprimées dans le même référentiel pour être, par la suite, recalées entre elles (Figure 1-25). Un modèle polygonal complet de l'objet est obtenu par la fusion. La texture est aussi fusionnée pour ne former qu'une seule texture.

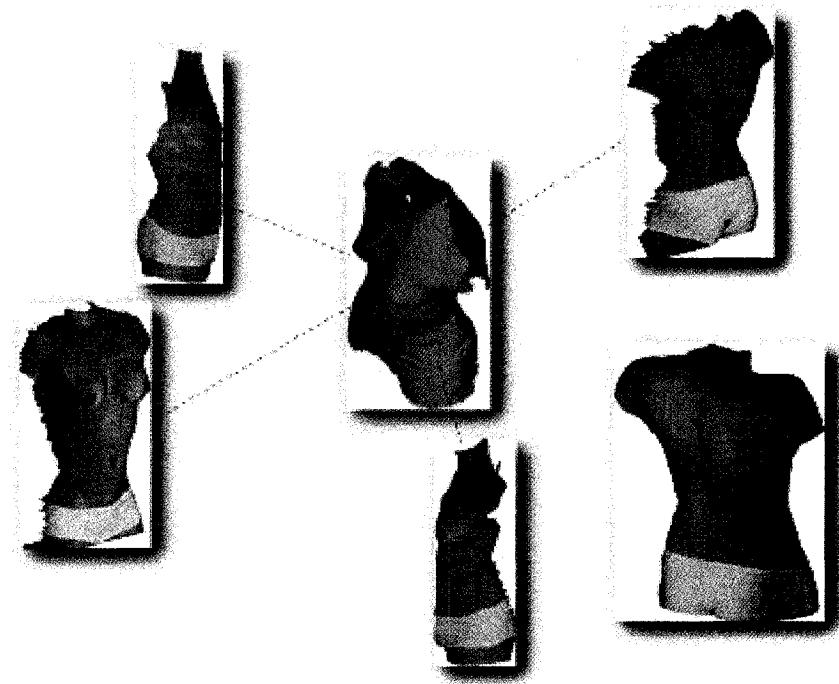


Figure 1-25 Reconstruction partielle des vues et recalage

1.3.2 Numériseur

Le numériseur optique 3D Capturor d'Inspeck se compose d'une caméra CCD couleur et d'un projecteur de lumière structuré (Figure 1-26). Lorsque le projecteur projette le patron de franges sur le patient, les franges se déforment du au relief de

l'objet. La caméra capte alors quatre différentes positions de patrons en décalant d'un quart de phase les franges. Une dernière image sans les franges est captée pour obtenir la texture (Figure 1-27). Se basant sur des techniques d'interférométrie et la triangulation active, les images vidéo sont alors traitées pour extraire de l'information sur la forme et la texture de l'objet (Pazos et al., 2005).



Figure 1-26 3D Capturor d'Inspeck

Le tableau suivant résume les caractéristiques du numériseur 3D Capturor d'Inspeck :

Tableau 1-13 Caractéristiques du numériseur 3D Capturor

Champ Visuel	1 185 x 889 mm
Profondeur de champ	1 000 mm
Résolution latérale (x,y)	1,2 mm
Résolution en profondeur (z)	1,0 mm
Distance minimum	1 000 mm
Distance de référence	1 500 mm
Texture	1 024 x 768 pixels
Géométrie	800 000 points
Temps d'acquisition	0,5 s

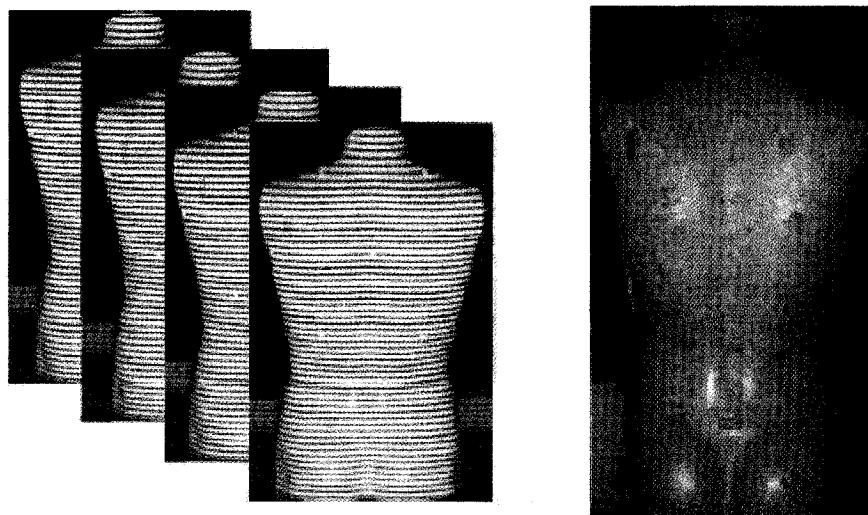


Figure 1-27 Les 4 images de franges et l'image de texture

La triangulation consiste à éclairer un point de la scène, détecter la position de cette lumière avec un capteur qui se trouve à un endroit différent de la source de lumière. La position tridimensionnelle du point éclairé est calculée à partir de l'angle de projection de la lumière connue, de la position de la source et du capteur. Pour effectuer de la triangulation active, il faut créer de la lumière structurée à l'aide d'un point, d'une ligne ou d'un ensemble de franges. Le projecteur et le capteur sont placés à un certain angle l'un par rapport à l'autre. L'endroit où le faisceau de lumière atteint le capteur permet de déterminer un angle. Cet angle permettra de déterminer la position du point dans l'espace.

Une fonction de phase, modulo 2π , peut être exprimée en fonction de l'intensité de chaque pixel correspondant sur les images de franges. Une fois que la fonction de phase a été définie pour chaque pixel de l'image, un algorithme de déroulement de phase est appliqué. Le déroulement de phase est le processus de reconstruction de l'image de déphasage réel à partir de l'image de phase «non déroulée». Cette opération consiste à construire une surface continue et donc l'image doit être la plus lisse possible en

ajoutant ou en soustrayant des multiples de 2π . On obtient donc l'image de profondeur relative.

Finalement, une conversion des profondeurs relatives en profondeurs absolues doit être appliquée. Pour cela, un certain nombre de points sont inclus dans le patron projeté (points parallaxes). La position absolue de ces points est déterminée une fois acquise par la caméra. À partir d'une table de calibration établie expérimentalement pour chaque numériseur, chaque profondeur relative est convertie en profondeur absolue (Figure 1-28).

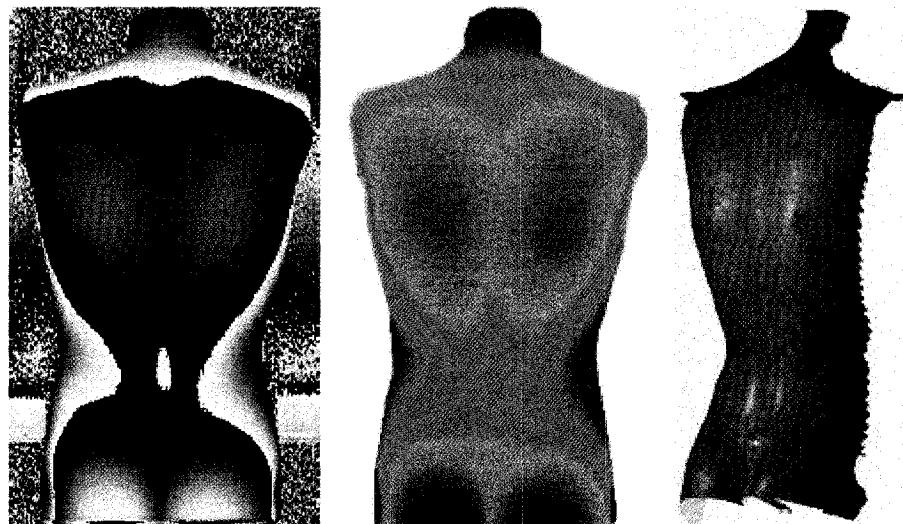


Figure 1-28 Image de phase, de profondeur et la surface 3D polygonale avec texture

1.3.3 Configuration utilisée en clinique de scoliose

Le système Inspeck de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal est un système multi-tête composé de quatre caméras. Un des numériseurs est orienté vers la face du patient, un vers le dos et deux sont orientés de chaque côté du patient à 60° de la caméra

de face. Le patient se place au milieu du système, parallèlement à la caméra de face. Considérant la Figure 1-29, le patient se place sur le point orange, parallèle à la ligne pointillée verte, et regardant la caméra de face. Seules 5 secondes au total sont requises pour capter les 4 images de franges et la texture.

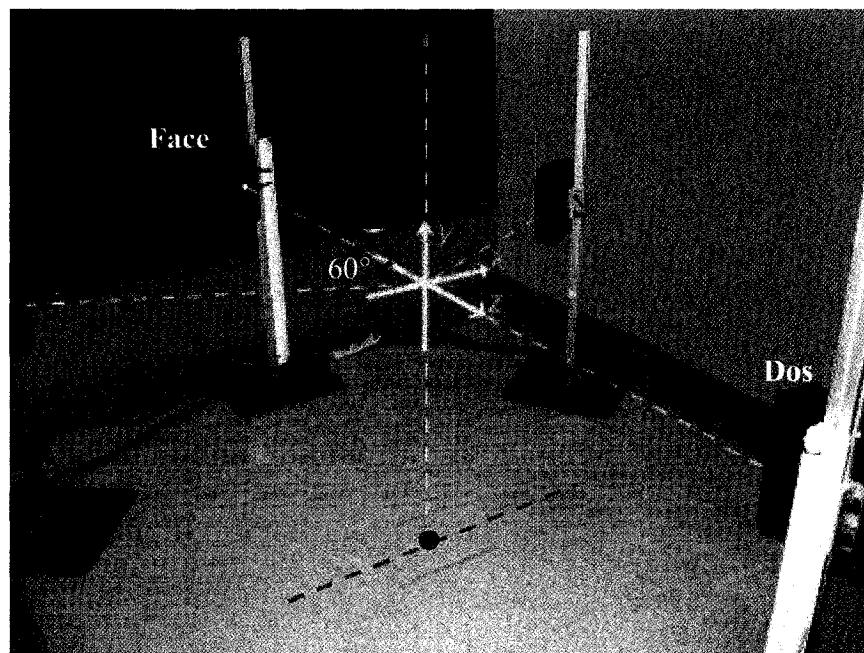


Figure 1-29 Configuration du système Inspeck à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal

1.3.4 Logiciels Inspeck

Deux logiciels FAPS et EM fournis par la compagnie Inspeck permettent de traiter les données acquises pour obtenir la reconstruction 3D. Dans un premier temps, FAPS permet d'obtenir chaque vue indépendamment reconstruite en 3D. Ce logiciel permet, à partir des images de franges et de texture, d'obtenir l'image de phase par triangulation active. Sur cette image de phase, une sélection de la zone d'intérêt a lieu soit automatiquement ou manuellement. Dans notre cas, on effectue une sélection

manuelle puisque seul le tronc sans les bras nous intéresse. Le logiciel déroule la phase pour obtenir l'image de profondeur relative. À partir des points parallaxes et d'une table de calibration interne à chaque caméra, FAPS est en mesure de produire l'image de profondeur absolue. C'est à partir de ce moment que l'on obtient la vue reconstruite en 3D avec texture. Le logiciel EM, quant à lui, permet d'importer ces vues, de les recaler à l'aide du fichier de calibrage. Plusieurs fonctions sont offertes par EM pour raffiner le recalage, telles que la sélection des points correspondant sur les vues et la possibilité d'assigner des poids aux points sélectionnées dans le but d'accorder un facteur d'importance. EM procède, par la suite, à la fusion de ces vues en un modèle polygonal. Il est possible de couper les zones de chevauchement avant d'effectuer la fusion. Lors de la fusion, il se peut qu'entre deux vues il existe une zone avec un manque d'information que l'on appelle l'occlusion. EM permet d'interpoler utilisant ainsi des courbes paramétriques. Un modèle polygonal de plus de 30 000 points est obtenu. Il ne reste plus qu'à fusionner les textures pour en n'obtenir qu'une seule. Pour obtenir la texture, le logiciel EM est basé sur une méthode de « ray-tracing » pour obtenir un modèle 3D final texturé (Pazos et al., 2005) (Figure 1-30).

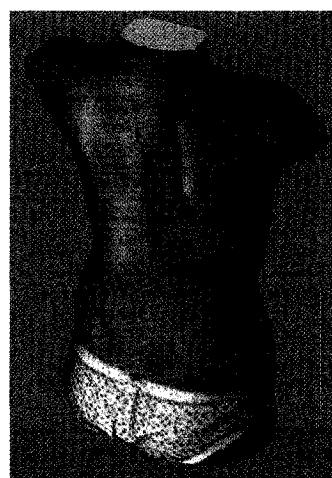


Figure 1-30 Modèle 3D polygonal et texturé d'un tronc humain scoliotique

La calibration est effectuée à l'aide des deux logiciels. Une toile cible contenant trois gros points de couleur (bleu, rouge, vert) et une série de petits points noirs permet d'effectuer cette calibration (Figure 1-31). Le logiciel FAPS permet de lancer l'acquisition de cette toile par toutes les caméras, de détecter les gros points et de calculer la position 3D de ces points vus par chaque caméra. Le logiciel EM, quant à lui, permet de calculer les transformations requises pour ramener ces coordonnées dans le même référentiel. Un fichier de calibration est alors produit.



Figure 1-31 Cible

1.3.5 Limites du système Inspeck

Voici une liste des limites que l'on peut relever pour le système Inspeck :

- La présence d'occlusions : certaines régions de la surface ne sont visibles d'aucune des caméras. Bien que le logiciel EM interpole les points manquants

dans le but d'obtenir une surface lisse, certains trous peuvent tout de même être présents (Figure 1-32).

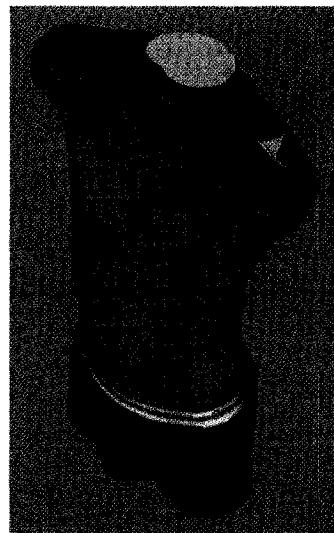


Figure 1-32 Modèle polygonal d'un tronc humain avec la présence de trous

- La toile de référence n'est pas assez rigide : puisque la toile de référence est faite d'un tissu non rigide, la toile peut contenir des plis et les courants d'airs peuvent faire bouger quelque peu cette toile. Tout cela peut entraîner des erreurs de recalage.
- La sensibilité au mouvement : même si l'acquisition ne prend que 5 secondes, il se peut que le patient oscille, ce qui entraîne parfois un décalage entre l'image de phase et l'image de texture, en plus du bruit sur l'image de phase et des erreurs de localisations des points.
- La présence de discontinuités et bruits sur la surface: lorsqu'il existe un fort contraste (exemple la couleur de la peau avec un corset blanc), il est possible de remarquer de fortes discontinuités sur la surface, la profondeur calculée étant alors complètement erronée (Figure 1-33). Bien que FAPS offre la possibilité de remédier à ces discontinuités, on peut remarquer la présence de bruits sur la surface reconstruite (Figure 1-34). Ces bruits peuvent être atténués avec une

fonction de lissage offerte par EM, mais il existe tout de même une perte d'information. Cette discontinuité est beaucoup plus présente chez les troncs acquis avec le corset SpineCor puisque le corset blanc produit un fort contraste avec la peau. Même si les discontinuités et les bruits sont atténués avec les fonctions offertes par FAPS et EM, le tronc avec corset obtenu devient moins précis. Il est possible tout de même d'extraire la position des repères anatomiques pour calculer les indices cliniques globaux mais l'erreur est plus remarquable au niveau des sections transversales extraites à partir de la surface du tronc.

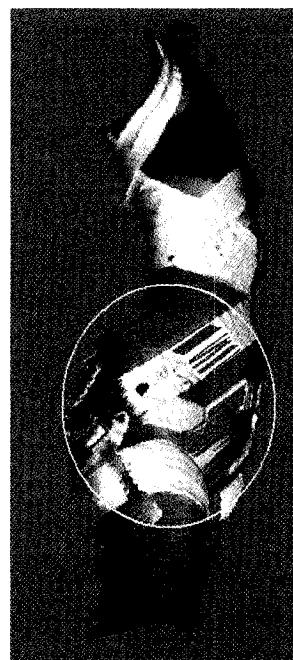


Figure 1-33 Discontinuités de surface



Figure 1-34 Vue de dos très bruité

1.4 Indices cliniques externes

La courbure scoliotique crée une asymétrie de la surface externe via la cage thoracique, les muscles spinaux, les viscères, le gras et la peau d'une façon unique à chaque patient et change en fonction du temps à mesure que la courbure progresse. La scoliose est donc caractérisée par une perturbation naturelle de la symétrie gauche droite du squelette dû au déplacement latéral de la colonne combinée à la rotation vertébrale. Le déplacement latéral et la rotation vertébrale se manifestent par une asymétrie des épaules, de la taille, du bassin et d'une gibbosité. Les courbures scoliotiques sont normalement décrites par leur apparence sur des films radiographiques où l'angle de Cobb est alors mesuré. Par contre, interpréter la courbure complexe à partir des radiographies 2D peut être difficile. Les déformations esthétiques peuvent difficilement être quantifiées à partir de radiographie. De plus, plusieurs études stipulent que l'exposition répétée aux radiographies peut augmenter significativement les risques de contracter un cancer (Doody et al., 2000; Levy et al., 1994). La topographie de surface permet d'acquérir la surface du dos ou celle du tronc pour ainsi analyser les asymétries du tronc de patients scoliotiques. Il existe plusieurs systèmes tels que la topographie de Moiré (Suzuki et al., 1981), le raster stéréographie (Drerup et Hierholzer, 1994), ISIS (Van Poucke et al., 1987) et Inspeck (Song et al., 2002). Tous ces systèmes de mesures n'utilisent aucune radiation ionisante et donc sont sécuritaires.

À partir de la topographie de surface, il est possible de quantifier la gibbosité et les diverses asymétries présentes pour ainsi caractériser les déformations. Il existe deux types d'indices cliniques : les indices locaux et les indices globaux. Le premier cas permet de caractériser les déformations propres aux profils transversaux de la surface du tronc. Les indices globaux, quant à eux, permettent de caractériser les diverses asymétries du tronc ou du dos dans son ensemble.

Pour analyser la surface du dos ou du tronc localement, il est possible d'extraire des sections à partir de coupes transversales de la topographie de surface. Ces sections

sont extraites à intervalles réguliers (Stokes et Moreland, 1987; Turner-Smith et Harris, 1983) ou à des niveaux vertébraux (Jaremko et al., 2001; Stokes et al., 1988). Les indices les plus communément extraits de ces sections est la rotation du dos ou du tronc (Bunnell, 1984; Korovessis et Stamatakis, 1996; Ono, 1995; Stokes et Moreland, 1989; Thulbourne et Gillespie, 1976; Turner-Smith et al., 1988). Il existe également des indices pour quantifier l'asymétrie de ces profils transversaux à partir de la différence d'aire entre le côté gauche et droite (Jaremko et al., 2002b).

L'analyse de l'asymétrie du tronc dans son ensemble est quantifiée à l'aide d'indices plus globaux. Ces indices globaux se divisent principalement en quatre catégories. La première catégorie regroupe les indices mesurés à partir de la courbe des points caractéristiques mesurés sur les profils sur la surface. Il est alors possible d'extraire, à partir de ces courbes, les angles de Cobb analogues (Dawson et al., 1993; Jaremko et al., 2002b; Liu et al., 2001; Stokes et Moreland, 1989), de localiser les apex (Jaremko et al., 2002b; Stokes et Moreland, 1989) ou de calculer les angles de cyphose et lordose (Liu et al., 2001; Stokes et Moreland, 1987; Turner-Smith et al., 1988). La deuxième catégorie représente les indices caractérisant les asymétries du tronc telles que l'asymétrie des épaules (Raso et al., 1998; Zawieska et Podlasiak, 1993), celle des omoplates (Raso et al., 1998), de la taille (Raso et al., 1998; Zawieska et Podlasiak, 1993), celle du bassin (Drerup et Hierholzer, 1992; Liu et al., 2001; Raso et al., 1998), la balance du tronc (Drerup et Hierholzer, 1992; Jaremko et al., 2001), etc. La troisième catégorie regroupe les indices qui permettent d'exprimer le degré de sévérité de la déformation scoliotique tels que le « Hump Sum » (Suzuki et al., 1992), le « Trunk Distortion score » (Hill et al., 1997), le « POTSI » (Suzuki et al., 1999) et le plus récent, le « DAPI » (Minguez et al., 2006). Finalement, la dernière catégorie d'indices globaux consiste à analyser la surface à partir des informations de courbure de surface (Frobin et Hierholzer, 1982). Les résultats encourageant obtenus par l'analyse de surface a par la suite permis de détecter automatiquement des repères anatomiques (Drerup et Hierholzer, 1987).

Pour plus de détails concernant les indices cliniques externes locaux et globaux à propos de leurs définitions et leur représentation, voir l'annexe III.

1.5 Recalage

La définition formelle du recalage se formule comme ceci :

Définition 1 : *Trouver une transformation T telle que $I \circ T$ soit similaire à J au sens d'un critère.*

$$T = \arg \min_E C(I \circ T, J) \quad (1.1)$$

Où E est l'espace des transformations, C le critère de similarité et I, J représente un ensemble de points, de courbes, de surfaces ou de pixels. La nature des primitives qui peuvent être mises en correspondance sont : points, courbes, surfaces et même des pixels. Les techniques les plus souvent utilisées sont les recalages point-point, point-surface ou surface-surface. Il existe aussi plusieurs types de problèmes de recalage : 2D-2D, 2D-3D et 3D-3D.

Le recalage de deux surfaces peut être de nature rigide ou non rigide (élastique). Le recalage rigide est une transformation directe composée d'une translation et d'une rotation pour aligner un premier nuage de points vers un deuxième. Le recalage non rigide, quant à lui, permet de déformer une structure vers une autre structure. Le recalage élastique est une classe spéciale de la transformation non rigide. Il permet une adaptation locale et est contraint à une sorte de continuité et à un lissage de la transformation.

1.5.1 Transformation rigide et affine

Le recalage rigide tente d'aligner deux ensembles de données de sorte que la forme des objets en question soit le plus près l'une de l'autre en gardant la forme de ces objets inchangés. Deux types de transformations sont impliqués : la rotation et la translation. Ces transformations représentent un sous-ensemble plus général de transformations affines. La transformation est qualifiée d'affine si elle conserve toute colinéarité et tout rapport de distances comme la contraction, la dilation, l'expansion, la mise à l'échelle, etc. La caractéristique de base du recalage rigide est la linéarité et la préservation des angles et distances intérieures. Pour chaque point (x_1, x_2, x_3) d'une image ou d'un objet, une transformation affine M peut être défini dans les coordonnées d'un autre espace (y_1, y_2, y_3) . Cela est exprimé par :

$$\begin{aligned} y_1 &= m_{11}x_1 + m_{12}x_2 + m_{13}x_3 + m_{14} \\ y_2 &= m_{21}x_1 + m_{22}x_2 + m_{23}x_3 + m_{24} \\ y_3 &= m_{31}x_1 + m_{32}x_2 + m_{33}x_3 + m_{34} \end{aligned} \quad (1.2)$$

Ce système d'équations est souvent représenté sous forme matricielle comme ceci :

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

Si un point x subit une translation de q unités, la transformation est simplement :

$$y = x + q \quad (1.4)$$

Sous forme matricielle, cela peut être écrit comme étant :

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & q_1 \\ 0 & 1 & 0 & q_2 \\ 0 & 0 & 1 & q_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.5)$$

Pour ce qui est de la rotation, un objet peut tourner sur trois plans orthogonaux existants. Ces plans de rotation sont normalement exprimés autour d'un axe. Voici les matrices de rotation autour de l'axe x, y et z :

$$\text{En x: } \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_1) & \sin(q_1) & 0 \\ 0 & -\sin(q_1) & \cos(q_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

$$\text{En y: } \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(q_2) & 0 & \sin(q_2) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(q_2) & 0 & \cos(q_2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

$$\text{En z: } \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(q_3) & \sin(q_3) & 0 & 0 \\ -\sin(q_3) & \cos(q_3) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.8)$$

Les rotations peuvent être combinées en multipliant ces matrices entre elles dans un ordre approprié. Il est aussi possible de combiner les rotations R et la translation T à l'aide du système matricielle suivant (Y=AX) :

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & T_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & T_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.9)$$

Sachant que $Y=AX$, on déduit que :

$$Y^T X^T = A^T X^T X^T \quad (1.10)$$

En multipliant par $(X^T X^T)^{-1}$, on obtient :

$$Y^T X^T (X^T X^T)^{-1} = A^T X^T (X^T X^T)^{-1} = A$$

Donc A , la matrice de transformation globale, est exprimée par une fonction de X et Y :

$$A = Y^T X^T (X^T X^T)^{-1}$$

Il s'agit de l'estimateur des moindres carrés. Il suffit de trouver la matrice de transformation A grâce à l'estimateur des moindres carrés. La matrice est par la suite appliquée à l'image ou à l'objet. Or, cet estimateur permet d'effectuer un recalage parfait alors que s'il existait des déformations locales et élastiques, elles ne seraient pas prises en considération.

1.5.2 Transformation élastique : spline plaque-mince

Il s'agit d'une méthode de recalage basée sur l'appariement de marqueurs correspondants de deux ensembles de données. Une telle méthode se compose de trois étapes importantes (Rohr et al., 2001):

- Extraire des marqueurs des différents ensembles de données
- Établir la correspondance entre les marqueurs
- Calculer la transformation entre les deux ensembles de marqueurs correspondants

Il existe deux types de transformation élastiques par splines plaques minces : l'interpolation et l'approximation. Le schéma d'interpolation force l'appariement exact des marqueurs correspondants. Il se base donc sur l'hypothèse que la position des marqueurs n'est sujette à aucune erreur. Or, cette hypothèse est fausse lorsqu'il s'agit d'applications réelles. Le schéma d'approximation, quant à lui, prend en considération l'erreur de localisation des marqueurs. Cette approche permet alors d'ajouter individuellement un poids à chaque marqueur. Ce poids correspond à l'incertitude de la localisation du marqueur pour ainsi contrôler son influence sur le résultat du recalage.

1.5.2.1 Splines d'interpolation par plaques minces

Bookstein (Bookstein, 1989) a proposé et a appliqué pour la première fois les splines d'interpolation par plaques minces basées sur des points de repères. La méthode a été appliquée sur des images 2D. L'application de cette méthode sur des images 3D a été rapportée par Evans et coll. (Evans et al., 1991).

Le problème d'interpolation multi varié des splines d'interpolation par plaques minces peut être décrit comme suit :

Définition 1 : À partir de n paires de points de repères correspondantes p_i et q_i où $i=1\dots n$ dans deux images de dimension d, trouver une transformation continue $u: \mathfrak{R}^d \rightarrow \mathfrak{R}^d$ dans un espace d'Hilbert H de fonctions admissibles qui 1) minimise une fonction donnée $J: H \rightarrow \mathfrak{R}$ et 2) respecte la condition d'interpolation suivante : $q_i = u(p_i)$ où u est la transformation.

Pour cette méthode, la fonction de minimisation représente, pour chaque composante u_k séparée (où $k=1\dots d$, d étant la dimension), l'énergie de flexion d'une plaque mince. La fonction $J(u)$ peut alors être séparée en une somme de fonctions similaires dont chacune dépend d'une composante u_k de u. Dans le cas d'une image ou d'un objet en d dimensions, on obtient alors, pour un ordre de dérivée m quelconque, la fonction suivante (Rohr et al., 2001):

$$J_m^d(u) = \sum_{k=1}^d J_m^d(u_k) \quad (1.11)$$

Une fois décomposée, on obtient :

$$J_m^d(u) = \sum_{\alpha_1+\dots+\alpha_d=m} \frac{m!}{\alpha_1! \dots \alpha_d!} \times \int_{\mathfrak{R}^d} \left(\frac{\partial^m u}{\partial x_1^{\alpha_1} \dots \partial x_d^{\alpha_d}} \right)^2 dx \quad (1.12)$$

Si on considère un ensemble de fonctions ϕ , couvrant l'espace $\Pi^{m-1}(\mathfrak{R}^d)$ de tous les polynômes sur \mathfrak{R}^d jusqu'à l'ordre m-1, la dimension de l'espace est :

$$M = \frac{(d+m-1)!}{d!(m-1)!} \quad (1.13)$$

Cette dernière équation permet de déterminer le nombre minimum de repères requis pour le recalage, en considérant que la dimension de l'espace doit être plus petite que n . La solution de minimisation de la fonction (1.12) peut être écrite sous la forme analytique suivante :

$$u(x) = \sum_{v=1}^M a_v \phi_v(x) + \sum_{i=1}^n w_i U(x, p_i) \quad (1.14)$$

Où $\phi_1 = 1, \phi_2 = x, \phi_3 = y$ et $\phi_4 = z$. Les coefficients de la transformation sont a_v et w_i . $U(x, p_i)$ est une fonction de base qui dépend de la dimension d du domaine, de l'ordre m de la dérivée de la fonction et finalement de l'espace d'Hilbert H des fonctions admissibles. La fonction de base $U(x, p_i)$ est décrite comme suit (telle que définie par (Wahba, 1990) :

$$U(x, p) = \begin{cases} \theta_{m,d} |x - p|^{2m-d} \ln|x - p| & , 2m-d \text{ est un entier pair et positif} \\ \theta_{m,d} |x - p|^{2m-d} & , \text{autrement} \end{cases} \quad (1.15)$$

Pour calculer les coefficients $a = (a_1, \dots, a_m)^T$ et $w = (w_1, \dots, w_n)^T$ de la solution analytique 1.4, le système d'équations linéaires suivant doit être résolu :

$$\begin{aligned} Kw + Pa &= v \\ P^T w &= 0 \end{aligned} \quad (1.16)$$

Où $K_{ij} = U(p_i, p_j)$, $P_{ij} = \phi_j(p_i)$, v un vecteur colonne d'une des composantes de coordonnées des repères q_i de la deuxième image. La deuxième condition $P^T w = 0$ représente la condition frontière et assure que la partie élastique de la transformation est nulle à l'infini.

En écrivant ce système d'équations linéaires sous forme matricielle, on obtient :

$$\begin{bmatrix} k & P \\ P^T & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w \\ a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v \\ 0 \end{bmatrix} \quad (1.17)$$

Pour résoudre ce système, on pose :

$$\begin{bmatrix} k & P \\ P^T & 0 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} v \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} w \\ a \end{bmatrix} \quad (1.18)$$

En utilisant les coefficients $a = (a_1, \dots, a_m)^T$ et $w = (w_1, \dots, w_n)^T$ de la solution, on définit une fonction $f(x, y)$ partout dans le plan comme suit (Bookstein, 1989):

$$f(x, y) = a_1 + a_2 x + a_3 y + \sum_{i=1}^n w_i U(|P_i - (x, y)|) \quad (1.19)$$

1.5.2.2 Splines d'approximation par plaques minces

La méthode des splines d'interpolation par plaques minces se base sur l'hypothèse que la position des repères est exacte et n'est sujette à aucune erreur. Or, cette hypothèse est fausse et donc on doit tenir compte des erreurs de localisation des repères. Il existe deux types d'erreur de localisation de repères anatomiques : les erreurs isotropiques et les erreurs anisotropiques. Les erreurs sont qualifiées d'isotropiques si elles sont égales dans toutes les directions. Or, généralement les erreurs sont différentes selon les directions. Ce type d'erreur est qualifié d'anisotropique. La théorie des splines d'approximation par plaques minces sera alors exposée dans cette section en considérant les erreurs isotropiques et les erreurs anisotropiques.

- **Erreur isotropique**

Il est alors possible d'étendre l'approche des splines d'interpolation par plaques minces en tolérant une certaine erreur de localisation de nature isotropique. Cela est possible si un terme d'approximation quadratique est ajouté à la fonction 1.11 comme suit :

$$J_\lambda(u) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|q_i - u(p_i)|^2}{\sigma_i^2} + \lambda J_m^d(u) \quad (1.20)$$

Le premier terme de l'équation 1.20 mesure la somme des distances euclidienne quadratique entre les coordonnées transformées p_i et q_i . Les variances $\sigma^2 = \sigma_{i,p}^2 + \sigma_{i,q}^2$ représentent l'erreur de localisation des marqueurs. Un poids, représenté par la variance σ^2 , peut être associé à chaque distance. Alors, si la variance est élevée, la localisation du repère est incertaine et donc l'influence de ce repère sera faible. Le deuxième terme de l'équation 1.20 mesure la régularité de la transformation résultante. Le poids relatif entre l'approximation et la régularité de la transformation est déterminé par le paramètre de régularisation $\lambda > 0$. Lorsque λ est trop petit, on obtient une solution avec une bonne adaptation à la structure locale de la déformation et si λ est trop grand, on obtient une transformation très lisse avec une petite adaptation aux transformations locales. Il existe deux cas limites : $\lambda = 0$ où l'on obtient le schéma d'interpolation, tandis que dans le cas où $\lambda \rightarrow \infty$, on obtient un polynôme globale d'ordre plus grand que $m-1$ avec aucune énergie de flexion.

Pour calculer les coefficients de la solution du problème d'approximation 1.20, il suffit de résoudre le système d'équations linéaires suivant :

$$\begin{aligned} (K + n\lambda W^{-1})w + Pa &= v \\ P^T w &= 0 \end{aligned} \quad (1.21)$$

Où

$$W^{-1} = \begin{bmatrix} \sigma_1^2 & & 0 \\ & \ddots & \\ 0 & & \sigma_n^2 \end{bmatrix} \quad (1.22)$$

Il existe une seule différence entre ce système et le schéma d'interpolation : le terme $n\lambda W^{-1}$ doit être ajouté à la diagonale de la matrice K.

- **Erreur anisotropique**

Pour introduire l'erreur anisotropique, il suffit de remplacer les poids scalaire σ_i^2 par des matrices de covariance Σ_i . Pour des images 3D, les matrices de covariance sont de dimension 3x3. On obtient alors :

$$J_\lambda(u) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (q_i - u(p_i))^T \Sigma_i^{-1} (q_i - u(p_i)) + \lambda J_m^d(u) \quad (1.23)$$

Pour calculer les coefficients de la solution du problème d'approximation 1.23, il suffit de résoudre le système d'équation linéaire 1.21 en considérant que W est égale à :

$$W^{-1} = \begin{bmatrix} \Sigma_1 & & 0 \\ & \ddots & \\ 0 & & \Sigma_n \end{bmatrix} \quad (1.24)$$

La matrice W est une matrice bloc diagonale. Il est à noter que Σ_i représente l'erreur de localisation des deux repères correspondants. Si on pose l'hypothèse que les deux images ou surfaces sont de même orientation et à la même échelle, $\Sigma_i = \Sigma_{i,p} + \Sigma_{i,q}$.

Les autres matrices du système linéaire deviennent alors comme suit :

$$K = (K_{ij} I_d) \text{ où } K_{ij} = U(p_i, p_j) \quad (1.25)$$

$$P = (P_{ij} I_d) \text{ où } P_{ij} = \phi_j(p_i) \quad (1.26)$$

Où I_d est une matrice identité de $d \times d$.

1.5.3 Application des splines plaques minces

Les splines plaques minces ont été utilisées dans divers domaines allant du domaine médical, en passant par la conception géométrique assistée par ordinateur et allant jusqu'à l'exploitation des données. Au niveau du domaine médical, les splines plaques minces basées sur les repères anatomiques sont les plus couramment utilisées dans le domaine du recalage non rigide d'images médicales et dans l'analyse des formes anatomiques (Johnson et Christensen, 2001). Rohr et coll. (Rohr et al., 2001) effectue le recalage entre des images provenant de la résonance magnétique avec des tranches provenant de la tomographie axiale. Ils effectuent le recalage 2D-2D et 3D-3D. Au niveau de la scoliose, Cheriet et coll. (Cheriet et al., 2005) utilisent les splines plaques minces pour modéliser l'évolution des déformations scoliotiques en fonction du temps. Ces dernières ont aussi été utilisées pour effectuer le recalage multimodal entre la topographie de la surface du tronc et les structures osseuses sous-jacentes reconstruites à partir de radiographie. Cette transformation tient compte des différences de posture entre les différentes modalités d'acquisition et la nature élastique de la géométrie du tronc (Liao, 2004).

Les splines plaques minces ont été introduites pour la première fois à la conception géométrique assistée par ordinateur en 1972 par Harder et Desmarais (Harder et Desmarais, 1972). Elles ont été utilisées pour l'animation 2D à partir de caractéristiques de contrôle déformant une image de façon lisse. Litwinowicz et coll.

(Litwinowicz et Williams, 1994) les ont utilisées pour animer un squelette en se basant sur des caractéristiques. L'avantage des splines plaques minces dans cette application est la possibilité d'ajouter de nouvelles caractéristiques en tout temps sans modifier le mappage courant. Elles ont aussi été exploitées au niveau de la recherche des données dans les bases de données assez grandes, en estimant des surfaces à partir de données observées (Hegland et al., 1998). Leur objectif était d'étudier le développement de modèles non paramétriques pour ajuster leur ensemble de données très grand. Un autre domaine pour lequel elles ont été utilisées est celui de la biométrie pour décrire les distorsions élastiques des empreintes digitales (Bazen et Gerez, 2003). Finalement, elles ont été exploitées pour l'alignement des vues numérisées provenant de plusieurs vues partielles de topographie de surface (Brown et Rusinkiewicz, 2004).

1.6 Objectifs

L'objectif principal de ce projet est de développer une nouvelle approche non invasive permettant de quantifier le mouvement correcteur induit par le corset SpineCor ainsi que son effet sur la géométrie à l'intérieur du corset. Plus spécifiquement, il s'agit :

- D'extrapoler la géométrie du tronc à l'intérieur du corset
- De quantifier le mouvement correcteur spécifique à chaque type de courbure à partir d'un ensemble de descripteurs cliniques
- D'analyser et de quantifier l'effet du corset SpineCor sur le tronc à partir des indices cliniques globaux et locaux.

CHAPITRE 2 Méthodologie

Ce chapitre présente la procédure d'acquisition de données, de recalage et d'analyse de la surface externe pour la détermination du mouvement correcteur et la description de l'effet du corset SpineCor sur la géométrie du patient à l'intérieur du corset. Dans la section 2.1 seront présentés le protocole d'acquisition des données avec le système Inspeck, la procédure de reconstruction et la distribution des repères anatomiques qui seront utilisés lors du recalage. La section 2.2 présente la procédure de recalage permettant d'obtenir la surface à l'intérieur du corset à partir de la géométrie sans et avec corset ainsi que les repères anatomiques correspondant. La méthode de recalage choisie implique la détermination de certains paramètres qui seront aussi présentés dans cette section. Finalement, la section 2.3 présente l'analyse de la surface externe. Des sections transversales externes et des repères anatomiques extraits à partir de la surface externe permettent de quantifier les déformations à l'aide des indices cliniques. En analysant la surface obtenue à l'intérieur du corset, comparativement à la surface sans corset, il est possible de déterminer le mouvement correcteur et de décrire les effets du corset. Le graphique suivant présente cette méthodologie.

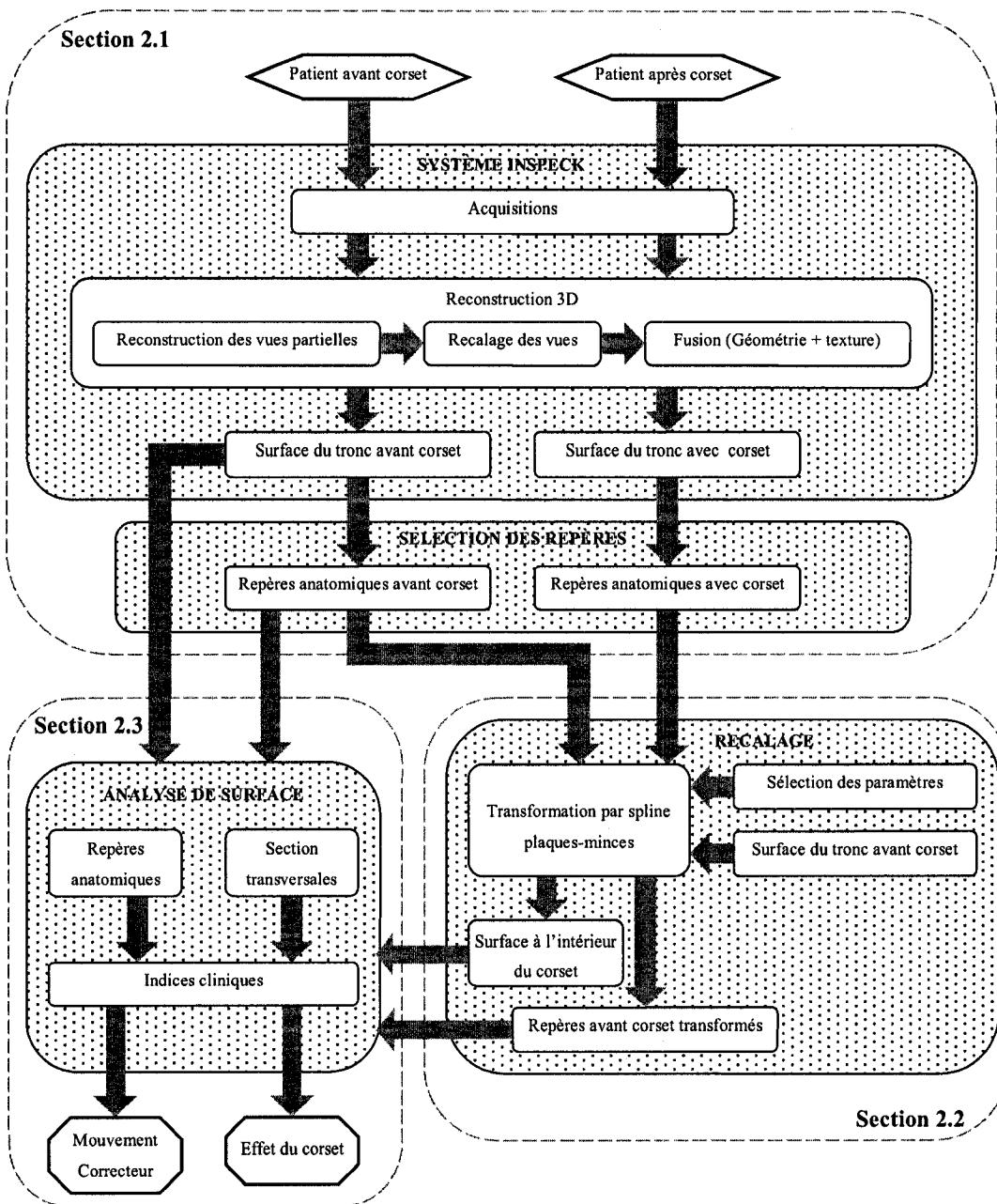


Figure 2-0 Schéma illustrant les étapes de la méthodologie

2.1 Protocole d'acquisition de données

La première étape consiste à acquérir les données de topographie de surface externe sans et avec corset en utilisant le système multi-tête d'Inspeck. Ces données doivent être traitées en vue d'obtenir la reconstruction 3D de chaque surface en question. Le recalage se base sur l'appariement des repères anatomiques correspondant extraits à partir de ces surfaces. La distribution de ces repères anatomiques doit être choisie de façon à être le plus dispersée possible sur le tronc du patient et distribuée dans les zones où la déformation peut être présente et ce, afin d'augmenter les précisions du recalage.

2.1.1 Acquisition de données cliniques

Toutes les données acquises, dans le cadre de ce projet, proviennent de patients de la clinique de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Ces patients doivent être diagnostiqués de scoliose idiopathique et étant éligibles de porter un corset SpineCor. Lors de leur visite à la clinique de corset SpineCor de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal, deux acquisitions de la topographie de surface du patient sont prises : une acquisition avant la pose du corset et une acquisition avec le corset. Les deux acquisitions du patient sont prises dans la même journée et ce, dans le but d'éviter la croissance physique et la progression des déformations scoliotiques. L'acquisition de ces données cliniques a été possible avec la permission du Comité d'Éthique de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal.

Les deux acquisitions sont prises à l'aide du système d'acquisition Inspeck de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. La première acquisition sans corset doit être prise torse nu et bassin visible alors que la seconde acquisition est prise avec le corset ajusté.

Toutes les structures du corset doivent être visibles. Des repères anatomiques, sur le torse et le bassin du patient, sont identifiés par des petites pastilles de couleur verte. Afin de permettre l'appariement des repères, les mêmes repères anatomiques sont identifiés sur les deux acquisitions. Selon la configuration du système présentée à la section 1.3.3, le patient se positionne parallèlement à la caméra lui faisant face, les pieds dans un gabarit permettant de standardiser la position des pieds et la posture du patient. Les bras du patient sont écartés à 45°, la tête est droite et il regarde devant lui. Cette posture garantit le plus de visibilité des structures anatomiques. Juste avant de procéder à l'acquisition, le patient est informé qu'il doit rester immobile durant l'acquisition. L'acquisition est démarrée à l'aide du logiciel FAPS, qui gère l'enclenchement et la synchronisation de l'acquisition des images de franges et de la texture.

2.1.2 Traitement de données acquises

Dans le but d'obtenir la géométrie externe reconstruite du patient, une phase de traitement des données brutes acquises ainsi qu'une phase de recalage et fusion sont nécessaires. Le logiciel FAPS permet le traitement des données brutes. À partir des images de franges et de la texture, FAPS crée l'image de phase. Sur cette image de phase, une sélection des zones d'intérêt est requise. La zone d'intérêt s'étend du cou du patient jusqu'en bas du bassin incluant les fesses. Les bras sont coupés à 45° à partir des aisselles. Par la suite, FAPS permet automatiquement de calculer les profondeurs relatives, et par la suite absolues, à partir d'un choix de points parallaxes. Chaque vue partielle est alors reconstruite en 3D. Il est possible d'exporter ces vues partielles vers le logiciel EM pour le recalage et la fusion. Une fois les vues exportées, les transformations du fichier de calibrage, obtenues par la procédure présentée à la section 1.3.4, sont appliquées. Pour raffiner le recalage, un ensemble de points (repères anatomiques identifiés, grains de beauté, etc..) sont identifiés sur les deux vues qui se chevauchent (chevauchement entre la vue de face et chaque vue de côté). Il est aussi

possible d'attribuer des poids aux points choisis. Ces poids permettent d'attribuer de l'importance à certains points lors de la phase de recalage. La phase suivante consiste à fusionner les vues recalées pour obtenir un seul tronc. La texture est, par la suite, fusionnée et appliquée. EM permet automatiquement la fusion des vues, l'interpolation des données manquantes et la fusion et l'application de la texture. Un fichier ASCII est alors généré contenant l'information de texture (couleur de chaque pixel et coordonnée de texture) et l'information sur les polygones (connectivité et coordonnée 3D).

2.1.3 Distribution et extractions des repères anatomiques

Environ une vingtaine de repères anatomiques communs sont identifiés par palpation sur le tronc du patient sans et avec corset. Ces repères sont normalement identifiés par des pastilles de couleurs vertes collées sur la surface de la peau. Le choix des repères anatomiques s'avère un choix important. La distribution des repères anatomiques choisis doit être le plus dispersé sur le tronc du patient afin d'augmenter les précisions du recalage. Puisque la déformation scoliotique est plus visible au niveau du dos et implique des asymétries au niveau des épaules, de la taille, du bassin, les repères anatomiques sont distribués au niveau de ces zones. Le Tableau 2-1 présente les repères anatomiques distribués selon les zones. Pour plus d'information concernant ces repères anatomiques, se référer à l'Annexe I.

Tableau 2-1 Repères anatomiques selon les zones du tronc

Zones du tronc	Repères anatomiques
Épaules	<ul style="list-style-type: none"> • Acromion • Omoplates
Taille	<ul style="list-style-type: none"> • Rebord costal médian • Rebord postéro-latéral de la crête iliaque • Bord postéro-latéral de la douzième côte
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Épine iliaque postéro-antérieure • Pointe de la crête iliaque
Dos	<ul style="list-style-type: none"> • T1 • L5 • Apophyses épineuses des vertèbres

Afin d'augmenter la précision du recalage, deux repères anatomiques très facilement repérables sont ajoutés : l'encoche jugulaire et l'appendice xiphoïde. Les apophyses épineuses ne sont pas toujours palpables sur le tronc avec corset. Il est à noter que les omoplates et les pointes du sternum ont été exclues du recalage puisqu'ils sont des marqueurs très peu reproductibles. La position des omoplates varie grandement avec la posture du patient alors que les pointes du sternum sont normalement bien cachées par le corset et alors difficile à palper. Par contre, ces repères seront utilisés lors de l'évaluation de la précision du recalage. Tous les repères qui seront utilisés au niveau de la méthodologie sont présenté à la Figure 2-2, la Figure 2-3 et le Tableau 2-2. Il est à noter que les repères dont la bulle de numérotation est en pointillée seront seulement utilisés pour l'évaluation de l'erreur alors que tous les autres repères seront utilisés au niveau du recalage.

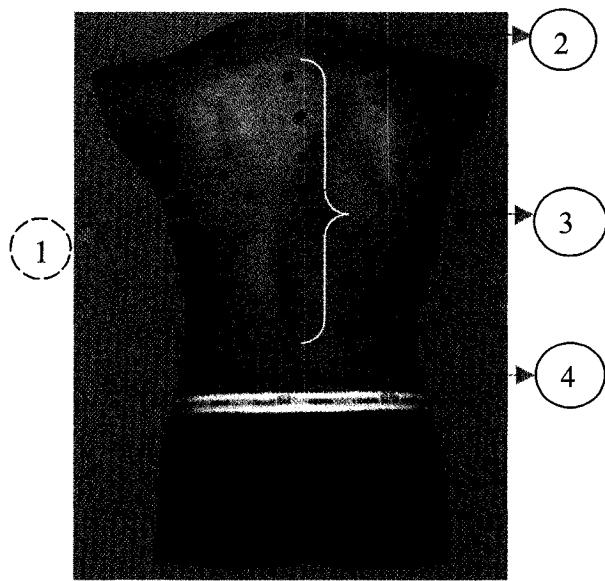


Figure 2-1 Repères anatomiques de la vue frontale (dos)

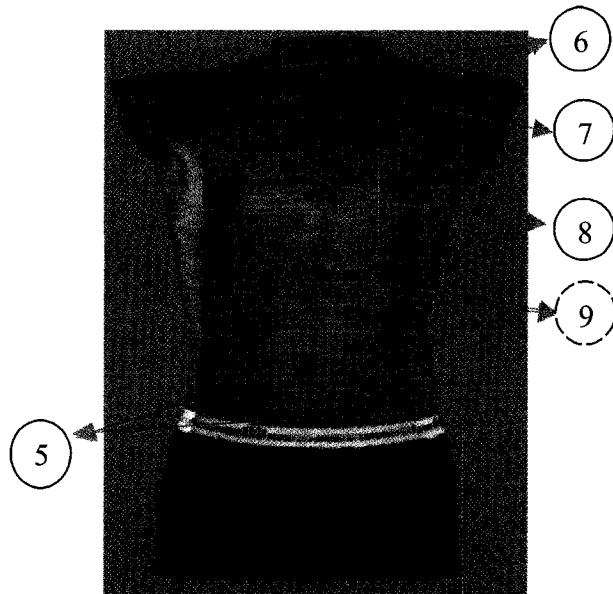


Figure 2-2 Repères anatomiques de la vue frontale (vue de face)

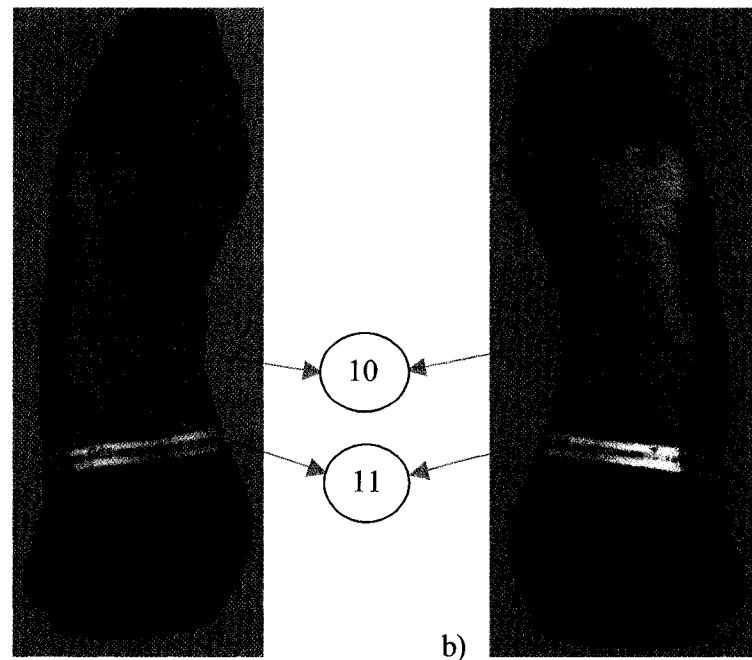


Figure 2-3 Repères anatomiques de la vue latérale a) vue latérale gauche; b) vue latérale droite

Tableau 2-2 Légende des repères anatomiques

1	Omoplates	7	Encoche jugulaire
2	T1	8	Appendice xiphoïde
3	Apophyses épineuses	9	Rebord costal médian
4	L5	10	Bord de la douzième côte postéro-latérale
5	Épine iliaque antéro-supérieure	11	Rebord postéro-latéral de la crête Iliaque
6	Acromion		

Une fois que la surface du tronc sans et avec corset sont reconstruites, la position tridimensionnelle de chacun de ces repères doit être extraite. Une simple interface « MarkerSelect » a été conçue afin de visualiser la surface externe du tronc et de sélectionner les repères anatomiques. En sortie, la position tridimensionnelle de chacun de ces repères est inscrite dans un fichier texte.

2.2 Procédure de recalage

Les splines d'approximation par plaques minces sont la méthode de recalage la mieux adaptée pour extrapoler la géométrie externe à l'intérieur du corset. Puisque la nature de la géométrie du tronc est déformable, la transformation doit être élastique pour épouser les déformations du tronc effectuées par le corset. De plus, puisque la localisation des repères anatomiques est sujette à des erreurs, les splines d'approximation par plaques minces permettent de considérer ces erreurs en affaiblissant la condition d'interpolation. Pour pouvoir appliquer cette méthode à la série de données disponibles, il convient de déterminer des paramètres : la fonction de base, le paramètre de régularisation λ et les erreurs de localisations. Le choix de ces paramètres dépend étroitement d'une métrique permettant d'évaluer la précision du recalage. Les paramètres optimaux sont ceux qui permettent de minimiser l'erreur de recalage. L'approche utilisée en vue de déterminer l'erreur de recalage et les paramètres optimaux seront alors présentés.

2.2.1 Détermination des paramètres

Pour obtenir la géométrie externe à l'intérieur du corset, la méthode de recalage par splines plaques minces implique la détermination de certains paramètres tels que la fonction de base, le paramètre de régularisation et les erreurs de localisations. Ces paramètres permettent de passer de l'interpolation à l'approximation et de contrôler le poids relatif entre l'approximation et le lissage. Des paramètres bien choisis permettent d'obtenir la surface à l'intérieur du corset qui approxime de près la géométrie réelle.

2.2.1.1 Fonction de base

Les fonctions de base $U(x,p)$ définies à l'équation 1.5 de la section 1.5.2.1 dépendent étroitement de m (ordre de dérivée de la fonction), de d (la dimension de l'objet à recaler) et de $\theta_{m,d}$ défini dans (Wahba, 1990). Or, la géométrie du tronc est tridimensionnelle alors d est égale à 3. Le paramètre m dépend étroitement de la dimension de l'espace M (définie à l'équation 2.1). La dimension de l'espace M doit être plus petite que le nombre de repères. Puisque le nombre de repères anatomiques est normalement autour de 12, m peut-être égale ou inférieur à 3. Pour assurer une certaine continuité au niveau des splines plaques minces, l'ordre de dérivée m doit être supérieur à 1.

$$M = \frac{(d+m-1)!}{d!(m-1)!} = \frac{(3+m-1)!}{3!(m-1)!} < 12 \quad (2.1)$$

Lorsque $m=2$ et $d=3$, $2m-d$ est un entier impair et donc la fonction de base $U(x,p)$ devient :

$$U(x,p) = \theta_{m,p} |x - p| = \theta_{m,p} r \quad \text{Où } r \text{ est la distance entre } x \text{ et } p. \quad (2.2)$$

Et lorsque $m=3$ et $d=3$, $2m-d$ est toujours un entier impair et donc la fonction de base $U(x,p)$ devient :

$$U(x,p) = \theta_{m,p} |x - p|^3 = \theta_{m,p} r^3 \quad \text{Où } r \text{ est la distance entre } x \text{ et } p. \quad (2.3)$$

Dans ce dernier cas, on considère la troisième dérivée de la fonction d'énergie d'inflexion ce qui introduit un facteur de lissage global. Or, selon (Rohr et al., 2001),

lorsque $m=2$ avec des valeurs générales de $\lambda > 0$ (voir la section suivante), on obtient une transformation élastique dont le comportement se situe entre les splines d'interpolation par plaques minces et une transformation d'approximation affine. Le choix s'arrête alors à ce niveau avec un $m=2$ avec la fonction de base de l'équation 2.2.

2.2.1.2 Le paramètre de régularisation λ

Le paramètre λ permet de définir le poids relatif entre le comportement d'approximation et le lissage de la transformation. Lorsque λ est petit, la solution obtenue adapte bien la structure locale de la déformation et lorsque λ est trop grand, l'approximation est lisse et adapte peu les déformations. La transformation sera pratiquement de nature affine. Il existe deux cas limites : lorsque $\lambda=0$ et $\lambda=\infty$. Dans le premier cas, il s'agit d'une interpolation où les repères anatomiques sont parfaitement alignés et le deuxième cas, aucune énergie de flexion n'existe. Dans le cas de l'interpolation, les points de repères parfaitement alignés ne représentent pas la réalité puisque la localisation des repères anatomiques est sujette à des erreurs dont il faut tenir compte. De plus, la transformation obtenue sera très déformée localement, il faudra alors lisser la transformation à l'aide du paramètre λ . Le paramètre λ devra alors se situer dans l'intervalle $0 < \lambda < \infty$ mais en restant le plus près de 0 puisqu'un λ trop grand applique une transforme presque affine.

Une vérification visuelle permettra de valider le paramètre λ choisi. Le mouvement correcteur appliqué par le corset entraîne des flexions, des rotations et des inclinaisons connues selon le type de courbure scoliotique. Une comparaison visuelle de ce mouvement sur la surface externe transformée par rapport à la surface du tronc avec corset permettra de valider le λ obtenu. Si le λ est trop élevé, le mouvement correcteur sera trop atténué alors qu'un λ trop élevé entraîne un mouvement trop accentué. Puisqu'il s'agit d'un compromis entre l'adaptation des structures locales et le lissage de

la transformation, dans le cas étudié, on s'attend à ce que la solution adapte bien la structure locale de la déformation au dépend du facteur de lissage. C'est pour cette raison qu'un λ de 0,01 (près de 0) a été choisi.

2.2.1.3 Les erreurs de localisation des repères

Les erreurs de localisation des repères proviennent de plusieurs sources :

- Erreur de localisation des repères sur la surface du tronc (dépend de plusieurs facteurs tels que l'expérience de l'opérateur, la précision de l'appareil de mesure et du pourcentage de tissus adipeux par-dessus les os du patient rendant la palpation plus ou moins difficile).
- Erreur de sélection manuelle des repères (rayon du marqueur = 2,5 mm en x et y)
- Erreur due à la résolution limitée des caméras (1,2 mm en x et y et 1,0 mm en z)
- Erreur due à l'épaisseur du corset (s'applique à la géométrie avec corset seulement)

Puisque l'erreur de localisation des repères dépend de plusieurs facteurs qui sont assez difficiles à évaluer, aucune évaluation n'a été réalisée à ce niveau. Aucun auteur dans la littérature ne quantifie l'erreur de placement de marqueur en termes de distance. L'erreur due à l'épaisseur du corset dépend aussi de plusieurs facteurs. Puisque l'épaisseur du corset n'est pas uniforme (différente pour le boléro et les bandes élastiques), l'erreur dépend de la zone où le repère se trouve. De plus, selon la configuration du corset, il se peut que sur un patient un repère se trouve directement sur la peau alors que ce même repère pour un autre patient se trouve directement sur la surface du corset. Cette erreur n'affecte que la profondeur et est de l'ordre de 1 mm pour

le boléro et de 2 mm pour les bandes élastiques. Pour simplifier, lorsque le marqueur se situe sur le corset, l'erreur de profondeur sera considérée comme étant de 1,5 mm. Puisque les différentes sources d'erreurs sont dans des directions différentes, il s'agit alors d'erreurs anisotropiques. Ces erreurs sont représentées par des matrices de covariances Σ_i . Pour quantifier les erreurs de deux repères anatomiques correspondant, voici premièrement un tableau résumant les types d'erreurs et la valeur pour chacune des géométries :

Tableau 2-3 Erreurs anisotropique de la géométrie sans et avec corset

Erreur	Sans corset			Avec corset		
	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Sélection manuelle des marqueurs	2,5	2,5	0	2,5	2,5	0
Résolution des caméras	1,2	1,2	1,0	1,2	1,2	1,0
Épaisseur du corset (si repère sur le corset)	0	0	0	0	0	1,5

Puisque les deux géométries sans et avec corset sont de même orientation et de même échelle, les covariances Σ_i de deux marqueurs correspondants sont alors additionnés ($\Sigma_i = \Sigma_{i,p} + \Sigma_{i,q}$).

2.2.2 Détermination de la géométrie à l'intérieur du corset

Pour déterminer la surface à l'intérieur du corset par recalage, considérons une première géométrie externe du patient sans le port de son corset (G_{source}) et une deuxième géométrie externe de ce même patient avec son corset (G_{dest}). Les repères anatomiques sont identifiés sur les deux géométries externes, tel que défini à la section

2.1.3. Les repères au niveau de l'omoplate et ceux sur le rebord costal médian ne font pas partie des repères utilisés au niveau du recalage mais seront utilisés pour évaluer la précision de l'algorithme. Identifions alors la série de repères source utilisés pour le recalage par P_{source} et la série de repères destination aussi utilisés pour le recalage par P_{dest} . Q_{source} et Q_{dest} identifient la série de repères utilisés de la géométrie G_{source} et G_{dest} respectivement pour déterminer l'erreur de recalage (expliquée dans une section subséquente). Finalement définissons G_{trans} et P_{trans} comme étant la géométrie transformée et les repères anatomiques P_{source} transformés. La procédure se déroule alors comme suit (voir Figure 2-4) :

1. Sélectionner une géométrie externe du patient acquise avant l'ajustement de son corset (G_{source}).
2. Sélectionner une géométrie externe du patient correspondante acquise avec son corset après l'ajustement (G_{dest})
3. Sélectionner la série de repères P_{source} et P_{dest} à partir de G_{source} et G_{dest} . Ces repères serviront pour le recalage.
4. Établir la correspondance entre les repères P_{source} et P_{dest} sélectionnés.
5. Sélectionner la série de repères Q_{source} et Q_{dest} à partir de la géométrie source et destination respectivement. Ces repères serviront pour évaluer le recalage.
6. Établir la correspondance entre les repères Q_{source} et Q_{dest} sélectionnés.
7. Transformer la G_{source} avec les splines d'approximation par plaques minces à partir des repères P_{source} et P_{dest} et des paramètres choisis à la section 2.2.1. G_{dest} est alors obtenu.
8. Établir les coefficients w et a de la transformation définie dans l'équation 1.8 de la section 1.5.2.1
9. Utiliser la transformation établie en 8 pour transformer P_{source} en P_{trans} .
10. Utiliser la transformation établie en 8 pour transformer les repères Q_{source} en Q_{trans} .
11. Calculer la distance moyenne entre les repères correspondants de Q_{trans} et Q_{dest} .

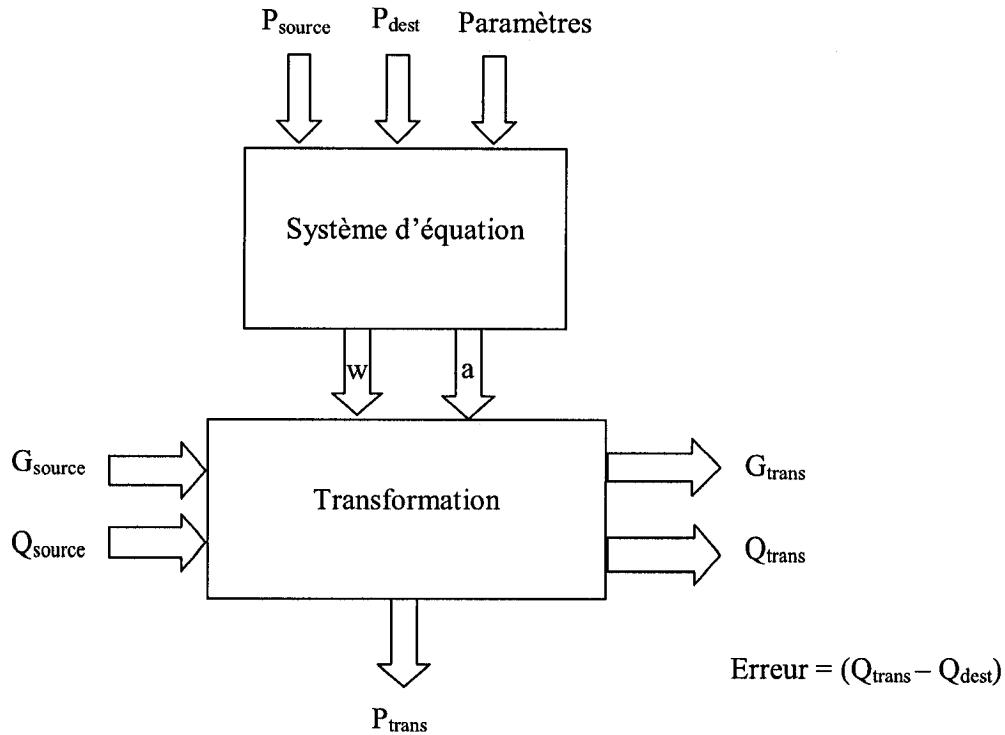


Figure 2-4 Procédure de recalage

2.3 Analyse de la géométrie externe à l'intérieur du corset

Une fois la géométrie à l'intérieur du corset obtenue par recalage élastique des repères anatomiques de la surface externe sans corset vers la surface externe avec corset, une évaluation quantitative du mouvement correcteur et de l'effet du corset est effectuée, et ce, à partir d'un ensemble d'indices cliniques. Dans cette section seront présentés les divers indices cliniques utilisés pour quantifier les déformations scoliotiques avant et pendant le traitement par corset.

2.3.1 Extraction des indices cliniques

Les indices cliniques utilisés pour quantifier les déformations scoliotiques sont divisés en deux catégories : les indices locaux et les indices globaux. Les indices locaux sont relatifs aux sections transversales du tronc alors que les indices globaux sont ceux relatifs à la déformation du tronc dans son ensemble, c'est-à-dire, ceux quantifiant les diverses asymétries présentes. Avant de poursuivre avec les indices cliniques, il serait utile de définir le système d'axe qui a été utilisé tout au long de ce projet (Figure 2-5).

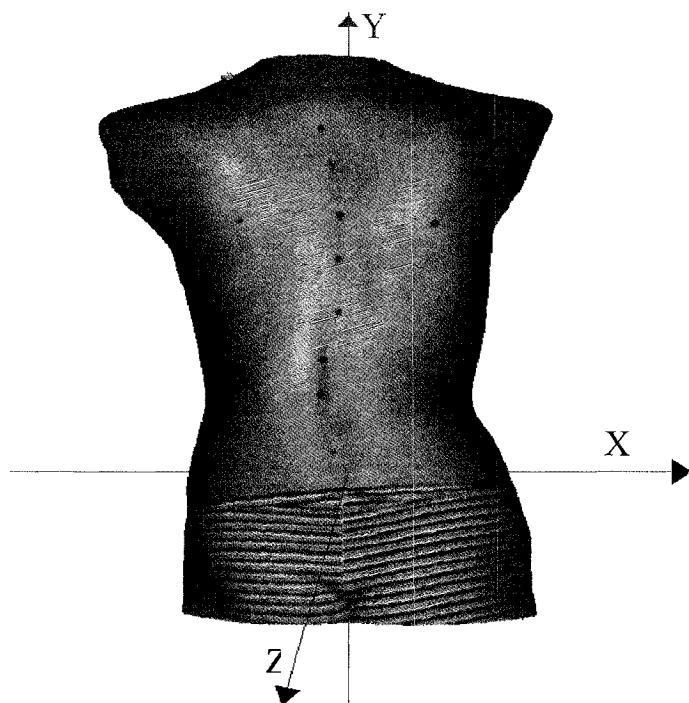


Figure 2-5 Système d'axe de la géométrie externe

L'origine du référentiel a été définie comme étant le point milieu des épines iliaques postéro-antérieures projetées sur la surface du dos. La position des pieds a été standardisée à l'aide d'un gabarit placé au niveau des pieds tel que décrit dans la section 2.1.1.

2.3.1.1 Indices locaux : les sections transversales

- **Extraction des sections transversales**

Des sections transversales du tronc ont été extraites. Ces sections sont à intervalles réguliers de 2 mm à partir de l'origine jusqu'à l'acromion le plus bas. L'intersection d'un plan transversal, à une hauteur donnée, avec la géométrie externe du tronc forme alors une section. Déterminer l'intersection implique de parcourir tous les polygones de la géométrie externe afin de déterminer lesquelles font intersection avec le plan. Dans le cas de la géométrie du tronc, les polygones sont des triangles. Il suffit alors de déterminer l'intersection entre chaque arrête de chaque polygone et le plan. Pour bien comprendre, considérons l'équation du plan, dont la normale est $[E F G]$ et la distance à l'origine H , est :

$$Ex + Fy + Gz + H = 0 \quad (2.4)$$

Il existe trois cas à considérer :

1. Le sommet est dans le plan, on obtient alors $Ex + Fy + Gz + H = 0$.
2. Le sommet est au-dessous du plan, on obtient alors

$$Ex + Fy + Gz + H < 0$$
3. Le sommet est au-dessus du plan, on obtient alors $Ex + Fy + Gz + H > 0$

Une arrête fait intersection avec le plan si la coordonnée de chaque extrémité, substituée dans l'équation du plan, est de signe contraire. On s'assure alors que l'arrête traverse le plan.

Pour déterminer le point d'intersection entre l'arrête et le plan, considérons premièrement une droite dont P est un point sur la droite, D_0 l'origine et le vecteur directeur V . L'équation de la droite est donc :

$$P = D_0 + Vt \quad (2.5)$$

Ce qui équivaut à :

$$\begin{aligned} P_x &= D_{ox} + V_x t \\ P_y &= D_{oy} + V_y t \\ P_z &= D_{oz} + V_z t \end{aligned} \quad (2.6)$$

Si P est à l'intersection du plan et de la droite, on obtient alors :

$$E(D_{ox} + V_x t) + F(D_{oy} + V_y t) + G(D_{oz} + V_z t) + H = 0 \quad (2.7)$$

Si on isole t , on obtient :

$$t = \frac{-(ED_{ox} + FD_{oy} + GD_{oz} + H)}{EV_x + FV_y + GV_z} \quad (2.8)$$

Si $t = \infty$, la droite est parallèle au plan.

Pour déterminer la présence d'intersection, il faut parcourir toutes les arrêtes de chaque polygone. Lorsque la présence d'une intersection est décelée, il suffit alors de calculer l'équation de l'arrête (équation de la droite) et de trouver le point d'intersection entre l'équation de la droite et celle du plan. Or, la géométrie du tronc est composée d'environ 40 000 polygones ce qui serait trop long en terme de temps de calcul.

- **Classification des polygones sous forme d'arbre ADT**

Pour diminuer le temps de calcul, les polygones ont été classés sous une structure de données en arbre ADT (Alternating Digital Tree). L'arbre ADT permet alors de sauvegarder sous forme d'arbre une partition récursive de l'espace. Il s'agit alors d'une classification permettant une recherche efficace tout en accélérant les algorithmes géométriques. Tous les polygones du tronc sont contenus dans une grande boîte englobante alignée sur l'un des axes et mise à l'échelle entre 0 et 1. Les coins de

cette boîte sont $[0,0] \times [1,1]$. Pour classifier les polygones, chaque coordonnée de l'espace est successivement divisée à l'aide d'un plan normal à l'un des axes de coordonnées (exemple au premier niveau, la coordonnée x est subdivisée, le deuxième niveau la coordonnée y est subdivisée et ainsi de suite). Si chaque polygone est contenu dans une boîte englobante alignée sur l'un des axes de coordonnées, il est alors possible d'insérer la région définie par cette boîte à l'aide des coordonnées minimum et maximum de la boîte. Il y a intersection entre deux régions lorsqu'il y a chevauchement au niveau de toutes les coordonnées. Voici les conditions de chevauchement :

$$\begin{aligned} 0 \leq x_{k,\min}^i &\leq x_{0,\max}^i \\ x_{0,\min}^i &\leq x_{k,\max}^i \leq 1 \end{aligned} \quad (2.9)$$

Où k est l'objet et i la coordonnée.

Dans le cas étudié, la boîte englobant chaque polygone a été insérée dans l'arbre ADT en divisant successivement chaque coordonnée de la grande boîte englobant la géométrie du tronc. Pour sélectionner les polygones qui pourraient chevaucher le plan, une boîte virtuelle englobant le plan a été définie avec une très petite épaisseur. Les coordonnées minimum et maximum de cette boîte ont été calculées en fonction de la longueur et la profondeur minimum et maximum du tronc. Les polygones qui potentiellement peuvent faire intersection avec le plan sont ceux dont la boîte englobante chevauche la boîte englobante du plan.

- **Enlèvement des points aberrants**

Une fois tous les points d'intersection entre le plan et les arrêtes des polygones potentiels calculés, il suffit de relier les points formant la section par une spline cubique. Or, lors de la phase de fusion des vues partielles au niveau de la reconstruction du tronc, plusieurs polygones de chevauchement à l'intérieur de la géométrie n'ont pas été enlevés par le logiciel EM, créant ainsi des points aberrants lors de l'extraction des

sections. Ces points aberrants doivent être enlevés pour produire une section continue. Voici donc la procédure adoptée pour enlever ces points aberrants :

1. Calcul de l'enveloppe convexe de la section. L'enveloppe convexe se définit comme étant le plus petite ensemble convexe contenant tous les points. Tous les points faisant partie de cette enveloppe convexe font automatiquement partie de la section (Figure 2-6).

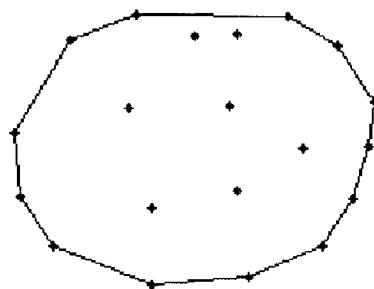
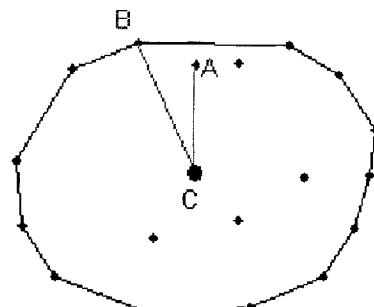


Figure 2-6 L'enveloppe convexe d'une section

2. Calcul du centroïde de l'enveloppe convexe. Ce centroïde devrait être très près du centroïde de la section en question.
3. Pour tous les points ne faisant pas partie de l'enveloppe convexe, déterminer ceux qui sont assez proches de l'enveloppe convexe pour faire partie de la section. Ceux qui sont plus proches du centroïde de l'enveloppe sont rejettés. Si l'on considère deux points voisins de l'enveloppe convexe, il existe un certain nombre de points entre ces deux voisins qui n'ont pas fait partie de l'enveloppe convexe. Un point sera inclus dans l'enveloppe convexe si sa distance au centroïde est plus de 80% (choisi arbitrairement) par rapport à l'un des voisins le plus proche contenu dans l'enveloppe convexe (Figure 2-7 et Figure 2-8).



A = point à l'intérieur de l'enveloppe
 B = point de l'enveloppe convexe et voisin
 dans l'enveloppe le plus près de A
 C = centroïde de l'enveloppe
 Si $CA / CB > 80\%$, le point A sera ajouté dans
 la liste des points faisant partie de la section

Figure 2-7 Inclusions des points près de l'enveloppe convexe

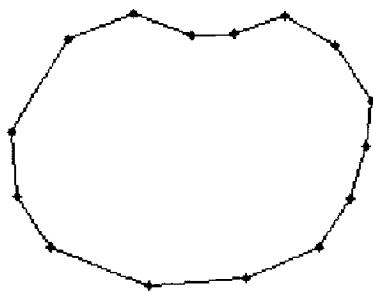


Figure 2-8 Section formé à partir de l'enveloppe convexe et des points près de l'enveloppe

4. Relier tous les points de l'enveloppe convexe et ceux ayant été ajoutés par une b-spline cubique.

Il existe plusieurs algorithmes pour calculer l'enveloppe convexe d'une série de points. Le tableau suivant résume quelques-uns des différents algorithmes existants :

Tableau 2-4 Différents algorithme pour calculer l'enveloppe convexe (n=nombre de points en entrée et h= nombre de points inclus dans le convexe hull)

(tirée de http://www.softsurfer.com/Archive/algorithm_0109/algorithm_0109.htm)

Algorithme	Auteur	Complexité
Force Brute	Anon	$\Theta(n^4)$
Graham Scan	Graham, 1972	$\Theta(n \log n)$
Jarvis March	Jarvis, 1973	$\Theta(nh)$
QuickHull	Eddy, 1977	$\Theta(nh)$
Divide-and-Conquer	Preparata & Hong, 1977	$\Theta(n \log n)$

Les deux algorithmes ayant une complexité réduite de $\Theta(n \log n)$ sont le Graham Scan et le Divide-and-Conquer. Ces deux méthodes sont les plus populaires. L'avantage de la deuxième méthode possède une extension naturelle pour le 3D tandis que la première méthode ne possède pas d'extension à ce niveau. Dans le cas étudié, il s'agit des sections 2D et donc il n'est pas nécessaire d'avoir un algorithme en 3D. De plus, il est possible de trouver plusieurs implémentations et énormément de documentation au niveau de l'algorithme de Graham-Smith. C'est pour ces raisons que cet algorithme a été choisi pour calculer l'enveloppe convexe. Voici conceptuellement le déroulement de l'algorithme :

Considérons un ensemble fini de points $S = \{P\}$.

1. Choisir un point de l'ensemble S dont premièrement sa coordonnée y est minimale et en deuxième lieu, sa coordonnée x est maximale. Ce point devient alors P_0 .
2. Tous les autres points de l'ensemble S sont ordonnés en ordre croissant selon l'angle entre le segment P_0P et l'axe des x et ce en considérant le sens antihoraire (Figure 2-9).

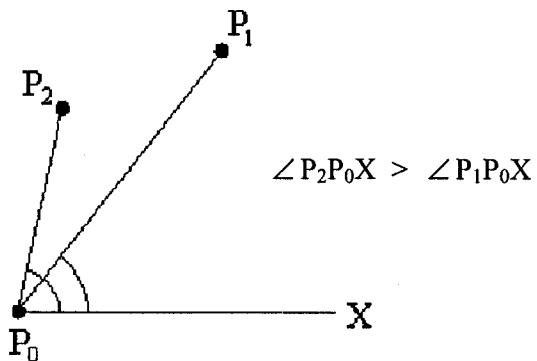


Figure 2-9 Graham Scan - ordre des points

3. Chaque point de l'ensemble ordonné S est testé pour déterminer s'il fait partie de l'enveloppe convexe. Il s'agit d'un algorithme incrémental inductif utilisant une pile de points. À chaque étape, tous les points vertex de l'enveloppe convexe sont sauvegardés dans la pile. Pour débuter, P_0 et P_1 sont dans la pile. Pour chaque point P_k suivant, il faut tester si ce point est à la gauche ou à la droite de la ligne joignant les deux points sur le dessus de la pile. Si ce point est à la gauche, les points précédents dans la pile demeurent intacts et P_k est ajouté à la pile. Par contre, si P_k se trouve à droite, le point au-dessus de la pile est enlevé. Dans ce cas, le test est ensuite effectué sur les deux nouveaux points au-dessus de la pile formant ainsi un segment. Si P_k se trouve à droite de ce segment, le point au-dessus de la pile est enlevé. Cette étape se répète jusqu'à ce que P_k se trouve à gauche du segment formé des deux points au-dessus de la pile (Figure 2-10).

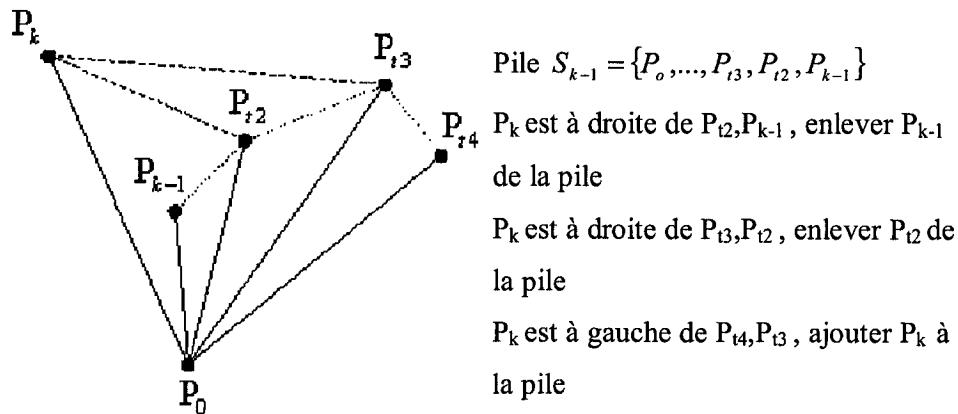


Figure 2-10 Exemple du déroulement de l'algorithme de Graham Scan

4. À la fin, lorsque $k=n-1$, les points qui restent dans la pile sont précisément les points ordonnés faisant partie de l'enveloppe convexe.

- **Indices cliniques**

Trois types d'indices cliniques sont mesurés au niveau des sections : la rotation de la surface du dos, le centroïde et la rotation du tronc. Chacun de ces indices est calculé sur chaque section transversale du tronc et compilés ensuite dans un graphique de l'indice en fonction de la hauteur de section. Ces graphiques permettent d'extraire les minimums, les maximums et l'intervalle des valeurs.

La rotation de surface (BSR) se calcule comme étant l'angle entre la droite joignant les deux bosses de la surface du dos et l'axe des x. Les bosses ont été définies en déterminant les changements de signe de la dérivée première de la coordonnée de profondeur en fonction du paramètre t de la b-spline joignant les points de la section et ce, pour un changement du positif au négatif. La droite joignant les deux bosses est appelée la tangente de profil du dos (Figure 2-11).

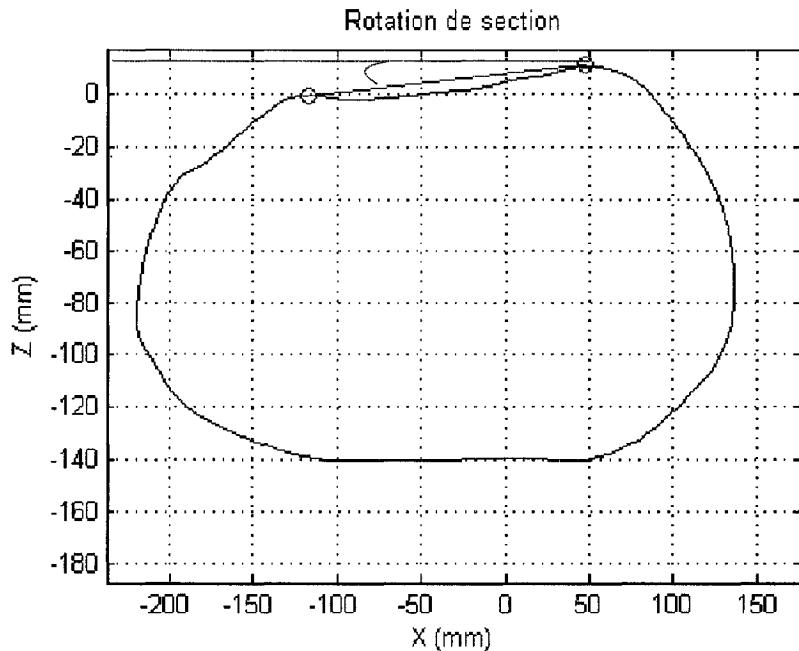


Figure 2-11 Tangente au profil du dos pour le calcul de BSR

En calculant la surface de rotation pour chaque section, il est possible de produire un graphique de cet indice en fonction de la hauteur du tronc (Figure 2-13 a). Ce graphique permet d'observer la variation de la gibbosité à des niveaux donnés du tronc, de localiser le niveau où la gibbosité atteint un maximum ou un minimum. Le centroïde de la section est la moyenne de chaque coordonnée x, y et z. Il est aussi graphiquement illustré en fonction de la hauteur. Ce graphique permet de visualiser les variations de la déviation latérale en X et sagittal en Z en fonction de différents niveaux (Figure 2-13 c et d). Pour ce qui est de la rotation du tronc, elle est calculée comme étant l'angle de l'axe principal majeur avec l'axe des x. L'axe principal est calculé par la droite des moindres carrés de la section.

Contrairement à la rotation de surface qui tient compte seulement de la rotation du dos, la rotation du tronc quant à elle tient compte de la rotation de toute la section

dans son plan. Il est aussi possible de visualiser la variation de la rotation du tronc en fonction de la hauteur en compilant cet indice pour chaque section (Figure 2-13 c).

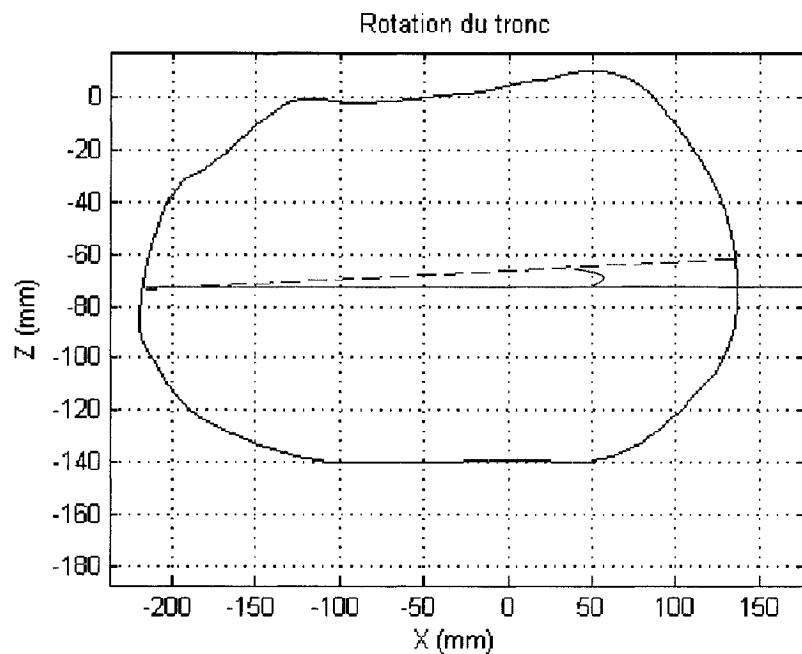


Figure 2-12 Axe principal de la section pour calculer la rotation du tronc

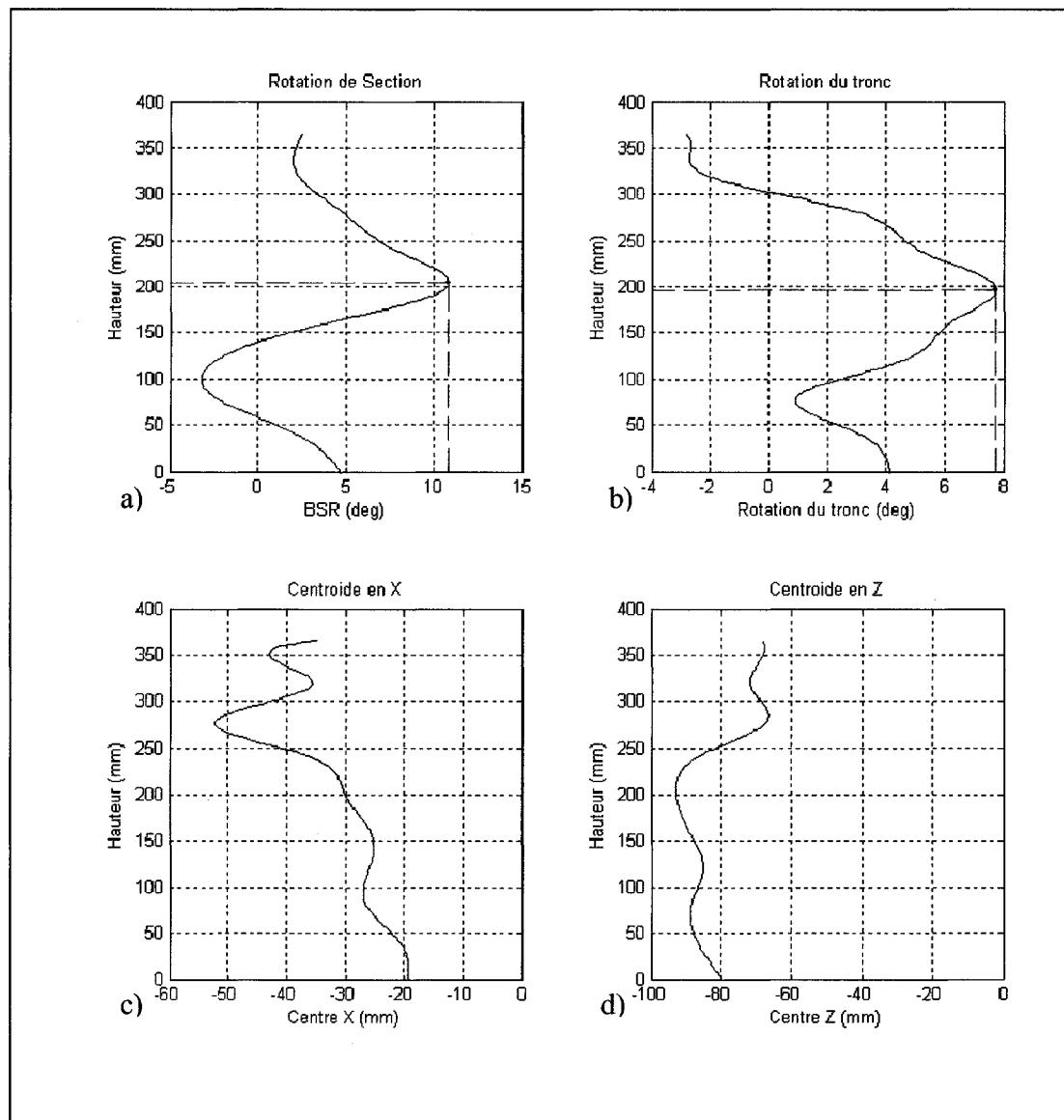


Figure 2-13 Courbes des indices de section en fonction de la hauteur
a) Rotation de section, b) Rotation du tronc, c) Centroïde en X, d) Centroïde en Z

2.3.1.2 Indices globaux

Les indices globaux sont pour la plupart calculés à partir des repères anatomiques. Ils permettent de quantifier les asymétries du tronc dans son ensemble. Ces indices sont :

- Déjettement : est l'angle de déviation de la colonne vertébrale et il représente la déviation latérale et sagittale de la première vertèbre thoracique (T1) par rapport à l'origine. Il s'agit alors de l'angle entre la droite joignant T1 et l'origine projeté dans le plan frontal ou latéral avec l'axe des y. Cet angle est positif lorsque le patient est incliné vers la droite dans le plan frontal et vers l'avant dans le plan sagittal. Le déjettement peut être mesuré en terme de distance entre T1 et l'origine en x dans le plan frontal et en y dans le plan sagittal (Figure 2-14).

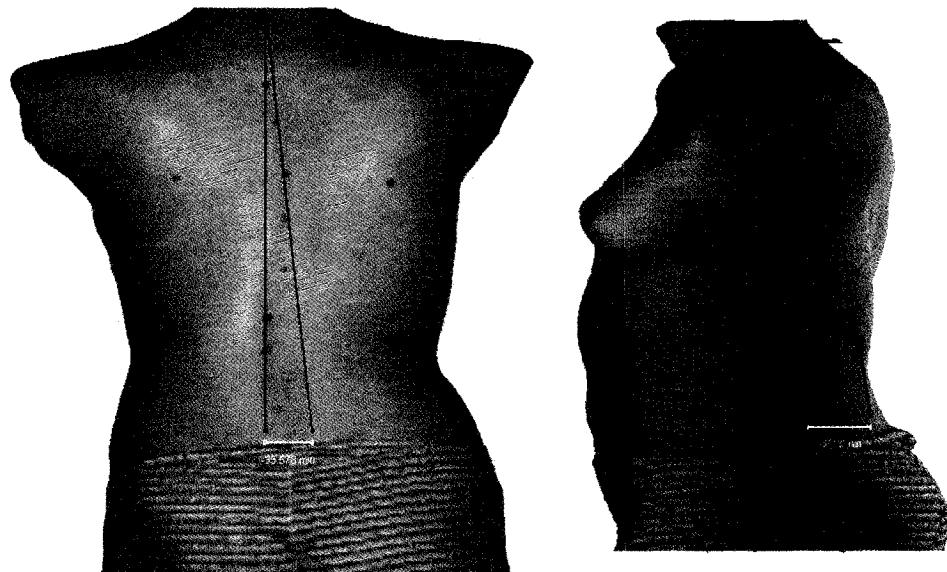


Figure 2-14 Déjettement frontal et sagittal

- Asymétrie des épaules : représente l'angle de balancement des épaules gauche/droite dans le plan transverse et haut/bas dans le plan latéral. Il s'agit de l'angle entre la droite joignant les acromions gauche et droit projeté sur le plan latéral ou transverse avec l'axe des x. L'angle est positif si l'épaule droite est plus haute, dans le plan frontal, et plus en avant dans le plan transverse. L'asymétrie peut être aussi mesurée en termes de distance entre les deux acromions en x dans le plan frontal et z dans le plan transverse (Figure 2-15).

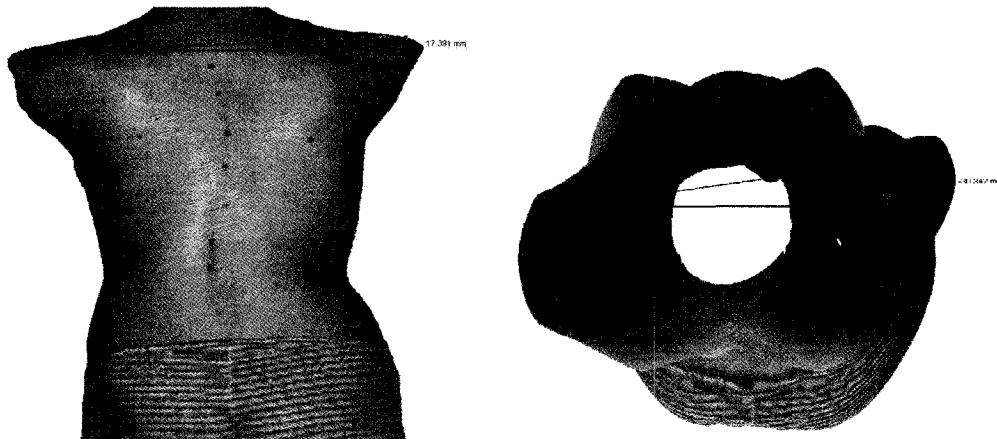


Figure 2-15 Asymétrie des épaules dans le plan frontal et transversal

- Asymétrie du bassin : Angle entre la droite joignant les épines iliaques antéro-postérieures et l'axe des x. L'angle est positif si l'épine iliaque antéro-postérieure gauche est plus haute. Cette asymétrie peut être quantifiée en termes de distance entre les x des épines iliaques antéro-postérieures (Figure 2-16).

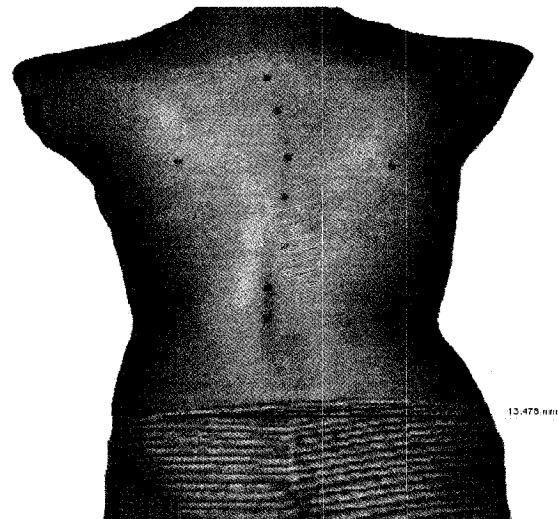


Figure 2-16 Asymétrie du bassin

- Asymétrie de la taille : Représente l'angle entre les droites par moindres carrées des profils supérieurs et inférieurs de la taille. Le point d'intersection entre les droites représente le creux de la taille (Figure 2-17 Asymétrie de la taille).

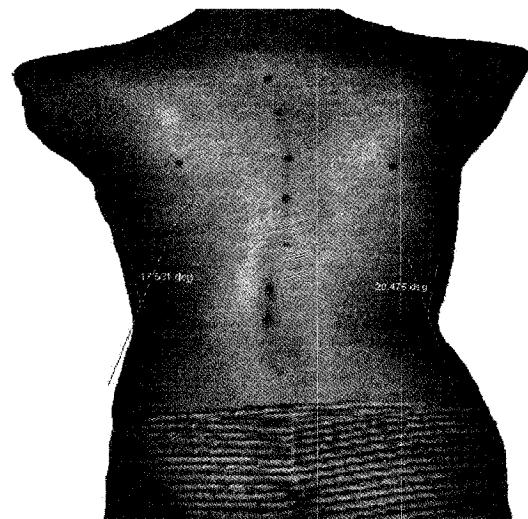


Figure 2-17 Asymétrie de la taille

- Asymétrie gauche/droite : Représente la différence d'aire entre le côté gauche et le côté droit du tronc soit dans le plan frontal ou dans le plan sagittal. Il s'agit alors de la différence d'aire de la zone gauche par rapport à la zone droite. Dans le plan frontal, la zone s'étend du point de tangence de la bosse gauche ou droite de chacune des sections à l'origine en x du tronc. Cet indice est positif si l'aire du côté droit est plus grande que celui de gauche. Dans le plan sagittal, la zone s'étend du point de tangence de la bosse gauche ou droite de chacune des sections au centroïde en z du tronc (Figure 2-18).

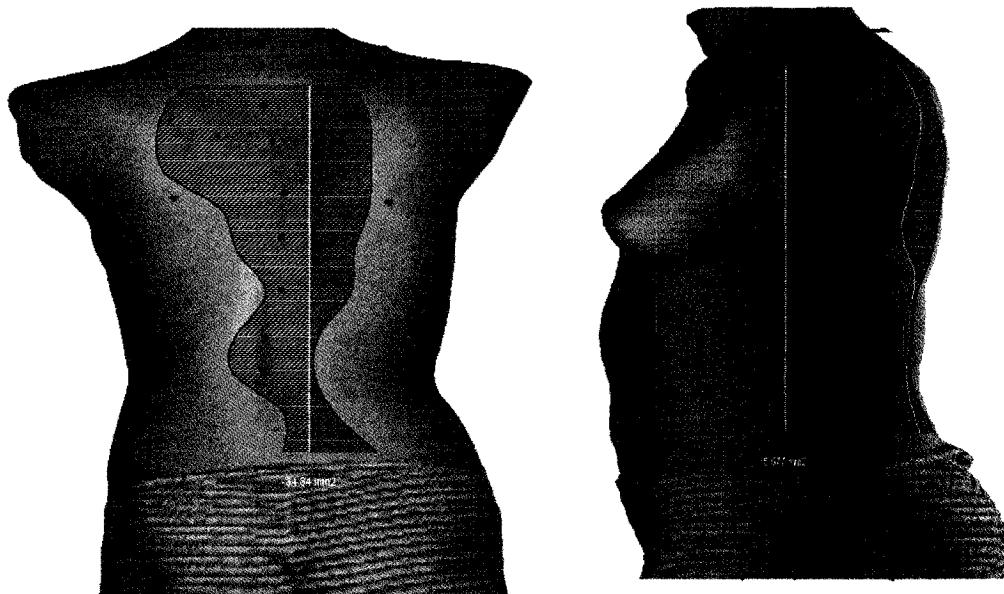


Figure 2-18 Différence d'aire gauche et droite dans le plan frontal et sagittale

- Courbures des apophyses : Il s'agit de la courbe passant par les apophyses situées sur les vertèbres de la colonne. Cet indice se base sur la position des marqueurs placés sur les apophyses épineuses. En utilisant une b-spline d'interpolation passant par ces points, la forme de la courbe obtenue donne l'allure très générale de la colonne vertébrale à l'interne. En calculant la double dérivée de la courbe et en posant cette double dérivée à nulle, on obtient les

points d'inflexion de la courbe. En calculant l'angle entre la normale aux points d'inflexion, on obtient le pseudo angle de Cobb qui s'apparente à l'angle de Cobb mesuré sur les radiographies de la colonne vertébrale (Figure 2-19).

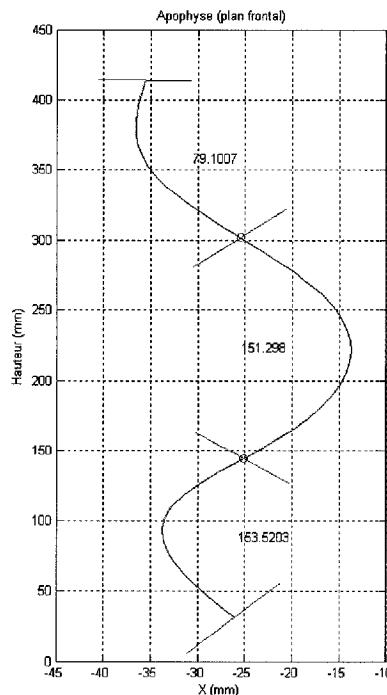


Figure 2-19 Courbures des apophyses et pseudo angle de Cobb

2.3.2 Détermination du mouvement correcteur

Le mouvement correcteur induit par le corset est spécifique au type de courbure scoliotique (voir Tableau 1-10). À l'aide des indices cliniques définis à la section précédente, il est possible d'analyser la géométrie externe sans corset et la géométrie obtenue à l'intérieur du corset. Pour quantifier le mouvement correcteur, il suffit de comparer les indices cliniques obtenus au niveau de ces deux géométries. Chaque type

de courbure possède son propre mouvement correcteur et par le fait, un ensemble d'indices qui décrit adéquatement ce mouvement.

2.3.2.1 Courbure thoracique droite lombaire gauche

Le mouvement correcteur associé à ce type de courbure se compose d'une rotation horaire des épaules, une rotation antihoraire du bassin et d'une flexion latérale à L5 vers la gauche. La rotation des épaules est caractérisée par la rotation de section et la rotation du tronc à la section au niveau de l'épaule en plus d'être caractérisée par l'asymétrie transversale des épaules directement mesurée par les repères anatomiques. Finalement la flexion latérale est caractérisée par le déjettement puisqu'aucune information n'est disponible à partir de la géométrie externe sur le niveau L5.

Tableau 2-5 Indices clinique caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure double

Thoracique droite lombaire gauche	Rotation des épaules	Rotation de section (Section de l'épaule)
		Rotation du tronc (Section de l'épaule)
		Asymétrie des épaules transversale
	Rotation du bassin	Rotation de section (Section du bassin)
		Rotation du tronc (Section du bassin)
	Flexion latérale	Déjettement

2.3.2.2 Courbure thoracique droite type I et III

La courbure thoracique droite est caractérisée par une rotation des épaules dans le sens horaire, une rotation au niveau du thorax dans le sens antihoraire et d'un décalage latéral vers la gauche. La rotation des épaules est toujours évaluée par la rotation de section, la rotation du tronc et l'asymétrie des épaules. Pour ce qui est de la rotation du thorax, une section transversale est extraite juste au-dessus du bord médian postéro latéral. La rotation de section et la rotation du tronc est mesuré sur cette section. Finalement, le décalage ou la flexion est mesuré par le déjettement.

Tableau 2-6 Indices clinique caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite de type I ou III

Thoracique droite type I et type III	Rotation des épaules	Rotation de section (Section de l'épaule)
		Rotation du tronc (Section de l'épaule)
		Asymétrie des épaules transversale
	Rotation du thorax	Rotation de section (Section au-dessus du bord médian postéro latéral)
		Rotation du tronc (Section au-dessus du bord médian postéro latéral)
	Décalage latéral ou Flexion	Déjettement

2.3.2.3 Courbure lombaire gauche

Le mouvement correcteur d'une courbure lombaire se compose d'une translation du tronc vers la gauche en relation au bassin et d'une flexion vers la droite à T12. La translation du tronc est mesurée en calculant la distance entre les centroïdes de la section du bassin et celle extraite au niveau du creux de la taille. La flexion quant à elle est mesurée par le déjettement.

Tableau 2-7 Indices clinique caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure lombaire gauche

Lombaire gauche	Translation du tronc	Distance des centroïdes (section du bassin par rapport à la section du creux de la taille)
	Flexion	Déjettement

2.3.2.4 Courbure thoracolombaire (type I ou II)

Le mouvement de la courbure thoracolombaire gauche de type I se compose tout simplement d'une flexion latérale vers la gauche à T12 qui est mesurée par le déjettement. Or, puisque la configuration du corset pour ce type de courbure engendre une rotation horaire au niveau des épaules, la rotation de section et la rotation du tronc au niveau de la section transversale des épaules, ainsi que l'asymétrie des épaules sont caractérisées. Dans le cas où cette courbure est vers la droite, le sens du mouvement correcteur est inversé. Pour ce qui est de la courbure thoracolombaire gauche de type II, le mouvement correcteur se compose d'une translation de la base thoracique vers la

droite et d'une flexion latérale à T12 vers la gauche. La translation de la base thoracique est évaluée par la distance entre les centroïdes de la section du bassin par rapport à la section prise juste au-dessus de la taille. La flexion est toujours évaluée par le déjettement. Finalement lorsque la courbure est à droite, le mouvement correcteur est inversé.

Tableau 2-8 Indices clinique caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracolombaire

Thoracolombaire gauche ou droite de Type I	Rotation des épaules	Rotation de section (Section de l'épaule)
		Rotation du tronc (Section de l'épaule)
		Asymétrie des épaules transversale
	Flexion latérale	Déjettement
Thoracolombaire gauche ou droite de Type II	Rotation des épaules	Rotation de section (Section de l'épaule)
		Rotation du tronc (Section de l'épaule)
	Translation base thoracique	Distance des centroïdes (entre section du bassin par rapport à la section au-dessus du bord médian postéro latéral)
		Asymétrie de la taille
	Flexion latérale	Asymétrie des épaules transversale
		Déjettement

En mesurant ces indices sur la géométrie externe du tronc sans et avec corset, il est possible de quantifier la différence. Cette différence constitue le mouvement correcteur. Par exemple, si le décalage latéral sans corset est de -3 mm et qu'avec corset

il est de 1 mm, le mouvement correcteur est alors un décalage latéral de 4 mm vers la droite.

2.4 Méthode d'évaluation

Dans le but d'évaluer la méthodologie présentée, une collecte de données selon des critères strictes d'inclusion et d'exclusion a permis de composer une cohorte de patients à partir de laquelle la précision de l'algorithme de recalage utilisé et les paramètres choisis seront évalués. La géométrie externe à l'intérieur du corset obtenue est évaluée qualitativement par un clinicien et ce, en se basant sur le type de courbure de la colonne vertébrale. Le mouvement correcteur, analysé à partir de la géométrie externe obtenue à l'intérieur du corset, est comparé avec les résultats attendus pour chaque type de courbure spécifique. Finalement, une évaluation de l'effet du corset SpineCor, basé sur des indices cliniques, permettra de mieux comprendre l'effet qu'induit ce corset sur la géométrie externe à l'intérieur du corset.

2.4.1 Cohorte de patients

La méthodologie adoptée pour extraire la géométrie externe à l'intérieur du corset pour ainsi évaluer de façon quantitative le mouvement correcteur induit par le corset et l'effet du traitement SpineCor sur la géométrie externe du patient, doit être validée. Pour ce faire, 20 patients de la clinique de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal atteint de scoliose idiopathique et ayant une prescription pour un corset SpineCor ont été sélectionnés.

Voici donc plus en détails les critères d'inclusion et d'exclusion de cette validation clinique :

- Critères d'inclusion :

- Atteint de scoliose idiopathique
- Garçon ou fille
- Éligible et ayant une prescription pour un corset SpineCor
- Incluant tous les types de courbure et même les courbures à l'inverse de la normale
- Critères d'exclusion :
 - Patient ayant une cyphose ou lordose alors que la déviation latérale n'existe pas
 - Tout autre type de scoliose tel que posturale ou neuromusculaire

Lors de leur visite en clinique de corset SpineCor en début de traitement, chacun des 20 patients a subi, avec son consentement volontaire, deux acquisitions de son tronc par topographie de surface à l'aide du système de caméras optique d'Inspeck (Inspeck, Montréal, Québec). La première acquisition a lieu avant la pose et l'ajustement du corset SpineCor. Des pastilles de couleur verte sont posées sur la surface de la peau du patient pour identifier, en palpant, les repères anatomiques décrits à la section 2.1.3. Le patient adopte la position décrite à la section 2.1.1. Dès que la première acquisition est terminée, les pastilles de couleurs vertes sont enlevées. Lorsque le corset est posé et ajusté, le patient est prêt pour sa deuxième acquisition. De nouvelles pastilles de couleur verte sont posées sur la surface de la peau pour identifier, dans la mesure du possible, les mêmes repères anatomiques qu'à la première acquisition. Toujours adoptant la même position que celle décrite précédemment, l'acquisition a lieu. Il est à noter que les deux acquisitions sont prises dans la même journée et ce, pour éviter les chances de progression entre les deux acquisitions.

2.4.2 Évaluation de la précision de l'algorithme de recalage

Liao en 2004 a utilisé les splines d'approximation par plaques minces pour effectuer un recalage élastique afin de modéliser le changement de posture entre l'acquisition topographique et radiographique (Liao, 2004). Il a utilisé une métrique (distance moyenne bidirectionnelle point à surface) pour évaluer la précision de l'algorithme de recalage entre la surface de la géométrie obtenue et la surface de la géométrie réelle en posture radiographique. Il a réussi à prouver que cet algorithme est assez précis puisque l'erreur évaluée est de seulement 2,683 mm et ce, avec un paramètre de régularisation λ optimal plus petit que 0,7 (Liao, 2004). Son étude a permis de déterminer les paramètres optimaux. Dans le cas étudié, le recalage est appliqué en se basant sur ces paramètres. Une vérification de la précision est quand même nécessaire afin de valider les paramètres et évaluer l'erreur de cette approche pour l'extrapolation de la géométrie à l'intérieur du corset.

En appliquant le recalage sur les deux ensembles de repères anatomiques recueillis respectivement sur la topographie de surface sans et avec corset, la géométrie à l'intérieur du corset est obtenue. Il s'agit alors de mesurer l'erreur de recalage en vue d'évaluer la précision de l'algorithme de recalage. Étant donné que c'est la surface à l'intérieur du corset qui est obtenue, il est impossible de se baser sur la géométrie externe avec corset pour comparer la géométrie obtenue par recalage. La majeure partie de la géométrie externe avec corset est en occlusion par celui-ci. L'erreur pourrait plutôt être mesurée en considérant la distance entre un point de repère transformé (non utilisé pour calculer les coefficients de recalage) et le même point de repère sur la géométrie externe avec corset. Il ne s'agira que d'une approximation de l'erreur.

Considérons un repère anatomique quelconque non utilisé pour effectuer le recalage et que ce repère soit identifié sur les deux géométries du patients (P_i et Q_i

respectivement). Puisqu'il s'agit d'une approximation, le point P_i transformé par recalage (P_i') devrait être très près de Q_i . La distance entre P_i' et Q_i représente alors l'erreur de recalage. Pour évaluer la précision générale de l'algorithme, l'erreur RMS moyenne à travers les 20 patients a été calculée. Pour tous les patients, les mêmes repères anatomiques ont été identifiés et les mêmes ont été utilisés pour évaluer la distance entre P_i' et Q_i . La racine de la moyenne des distances au carré a été calculée.

$$RMS = \sqrt{\frac{(P_{ij}' - Q_{ij})^2}{n}} \quad (2.10)$$

Où i est le repère anatomique et j la paire de géométrie externe. P_{ij}' est la coordonnée transformant P_{ij} par recalage.

2.4.3 Évaluation qualitative par un clinicien

Pour évaluer qualitativement la géométrie obtenue à l'intérieur du corset par recalage, l'expertise d'un chirurgien orthopédiste a été utilisée. Cet orthopédiste est l'un des auteurs ayant développé le corset SpineCor et qui travaille de près avec les patients pour l'ajustement du corset au niveau de la clinique du corset SpineCor de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Son expérience de plus de 10 ans lui permettra d'évaluer visuellement les résultats.

À partir des radiographies acquises avant chaque acquisition topographique (sans et avec corset) et de l'analyse posturale acquise à la clinique du corset juste avant l'ajustement, l'orthopédiste est en mesure de déterminer le type de courbure scoliotique selon la classification définie dans la Tableau 1-5 et Tableau 1-8. À chaque type de courbure lui est associé un mouvement correcteur. À partir de cette classification, l'orthopédiste est en mesure d'évaluer visuellement si les transformations constituant le

mouvement correcteur sont effectivement présentes sur la géométrie obtenue à l'intérieur du corset. La visualisation des indices cliniques présentés à la section 2.3.1 pourrait aider l'orthopédiste à effectuer l'évaluation.

2.4.4 Évaluation du mouvement correcteur

Puisque le mouvement correcteur pour chaque type de courbure est connu, il suffit de déterminer le type de courbure associé à chaque patient. Le type de courbure de chaque patient est déterminé par l'orthopédiste de la clinique du corset SpineCor de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. À partir de cette information, le mouvement correcteur attendu est alors connu.

En analysant la surface externe sans corset et celle obtenue à l'intérieur du corset par le biais des indices cliniques décris dans les sections 2.3.1 et 2.3.2, il est possible d'obtenir le mouvement correcteur résultant. Ce mouvement résultant est calculé en évaluant la différence entre l'indice calculé au niveau de la surface à l'intérieur du corset et la surface sans corset. Le sens du mouvement correcteur obtenu est comparé au mouvement correcteur attendu afin de confirmer ou infirmer la conformité des résultats obtenus.

Avant d'évaluer la conformité des résultats, il faut déterminer si les différences entre l'indice calculé au niveau de la surface à l'intérieur du corset et la surface sans corset, sont significatives en termes de précision du recalage et précision de la mesure. Une différence n'est pas significative si elle est plus petite que l'erreur de précision et celle de la mesure. Dans ce cas, la différence devient entièrement sujette à l'erreur. Pazos en 2004 a évalué pour chacun des indices utilisés la plus petite différence détectable (Pazos et al., 2004). La plus petite différence détectable (SDD) reflète la composante de la mesure qui est statistiquement attribuable à l'erreur du processus de

mesure. Le tableau suivant relève les SDD obtenus pour certains indices cliniques (Pazos et al., 2004) :

Tableau 2-9 SDD pour certains indices cliniques (tirée de Pazos, Cheriet et coll. 2004)

Indices	SDD
Rotation de surface maximale (deg.)	2,5
Rotation du tronc maximale (deg.)	1,5
Asymétrie gauche/droite frontale (mm)	8,4
Asymétrie gauche/droite latérale (mm)	4,7
Déviation maximale du centroïde (mm)	5,6
Balance frontale (mm)	5,3
Balance frontale (deg.)	1,6
Balance latérale (deg.)	1,3
Inclinaison du bassin frontal (deg.)	1,2

Il est utile de mentionner que dans le cas de la rotation de surface et la rotation du tronc, le SDD a été évalué pour la section dont sa rotation est maximale. Par hypothèse, on supposera alors que le SDD pour une section quelconque est le même que sur l'erreur de la rotation maximale.

Afin d'évaluer le mouvement correcteur, il s'agira de calculé la différence entre chaque indice calculé pour la géométrie à l'intérieur du corset comparativement à l'indice correspondant calculé pour la géométrie sans corset. Parfois, plusieurs indices ont été définis afin de caractériser la même composante du mouvement correcteur. Si au moins un des indices cliniques est assez significatif pour décrire le mouvement réel effectué sur la géométrie à l'intérieur du corset, cet indice confirme ou infirme la conformité de cette composante. Un cas est jugé entièrement conforme lorsque toutes ses composantes du mouvement correcteur sont conformes au mouvement théorique. Il est jugé partiellement conforme lorsqu'une seule de ces composantes est non conforme alors que la majorité des composantes sont conformes. Finalement, le mouvement

correcteur est déclaré non conforme lorsque plus d'une des composantes diverge de la théorie.

2.4.5 Évaluation quantitative de l'effet du traitement SpineCor

L'effet dynamique qu'induit le corset SpineCor sur la géométrie externe du tronc n'a pas été étudié jusqu'à présent. Ce qui est connu est que l'ajustement d'un corset SpineCor permet de surcompenser afin de corriger à long terme mais son effet immédiat sur la géométrie externe du patient est méconnu. En analysant quantitativement, à l'aide des indices cliniques présentés à la section 2.3.1, la géométrie externe obtenue avec corset comparativement à celle sans corset, il est alors possible d'étudier l'effet qu'a le corset SpineCor sur la géométrie externe du patient. Cette analyse portera essentiellement tant sur les indices locaux que sur les indices plus globaux, et pourrait être utilisée au niveau de la clinique du corset pour assister à l'ajustement du corset. Voici donc un tableau qui résume les différents indices cliniques qui seront utilisés dans cette évaluation quantitative de l'effet du corset sur la géométrie externe du patient :

Tableau 2-10 Liste des indices cliniques utilisés pour analyser l'effet de SpineCor sur la surface externe du patient

Catégorie d'indices	Indices cliniques
Indices locaux	Courbe de la rotation de section
Indices globaux	Déjettement
	Asymétrie des épaules
	Asymétrie de la taille
	Asymétrie du bassin
	Asymétrie gauche/droite
	Courbure des apophyses (pseudo angle de Cobb)

CHAPITRE 3 RÉSULTATS

Les résultats de validation de l'approche proposée sont présentés dans ce présent chapitre. Ce chapitre présente donc les résultats d'évaluation de la précision de l'algorithme de recalage, les résultats relevant de la détermination du mouvement correcteur ainsi que ceux de l'évaluation de l'effet du corset sur la géométrie à l'intérieur du corset.

3.1 Résultats de l'évaluation de la précision de l'algorithme de recalage

Tel que décrit à la section 2.4.2, la précision de l'algorithme de recalage a été évaluée. La transformation élastique par splines d'approximation par plaques minces a été établie en appariant un ensemble des repères anatomiques correspondants. Or, les repères au niveau de l'omoplate et ceux sur le rebord costal médian ont plutôt été utilisés pour l'évaluation de la précision. Chacune de ces deux paires de repères est alors transformée selon la transformation élastique déjà établie. La distance est évaluée entre la position obtenue par transformation et la position réelle de ces repères sur la surface externe avec corset. Pour chaque patient, une moyenne est calculée par la racine carrée de la somme des distances pour chaque paire de repères. Il s'agit de l'erreur RMS. En faisant une moyenne des erreurs RMS, on obtient alors l'erreur RMS moyenne.

Le tableau suivant présente l'erreur RMS pour chaque cas ainsi que l'erreur RMS moyenne.

Tableau 3-1 Erreur de précision

Patient	Erreur de précision (RMSE) (mm)
#1	8,06
#2	7,73
#3	8,47
#4	9,51
#5	9,86
#6	4,20
#7	9,30
#8	4,02
#9	9,50
#10	10,01
#11	9,69
#12	9,99
#13	9,42
#14	8,93
#15	3,99
#16	7,97
#17	7,70
#18	2,79
#19	5,50
#20	7,25
Moyenne ± écart type	$7,69 \pm 2,32$

La précision du recalage est en moyenne de l'ordre d'environ 7,7 mm avec un écart type de 2,3 mm. Cette valeur représente l'erreur d'approximation au niveau du recalage. Bien qu'élevée, cette erreur représente le pire des cas puisque les repères utilisés pour son évaluation sont les moins reproductibles. L'erreur de localisation de ces repères n'a pas été tenue en compte au niveau du recalage. Cette erreur de localisation dépend de plusieurs facteurs tels que l'expérience de l'opérateur et le pourcentage de

tissus adipeux sur la surface du tronc du patient. De plus, l'évaluation de l'erreur de recalage ne se base pas sur un nombre suffisant de repères pour représenter significativement l'erreur sur l'ensemble de la géométrie obtenue à l'intérieur du corset. L'évaluation plus élaborée de Liao en 2004 a permis de déterminer une précision de recalage de l'ordre de 2,7 mm. Son évaluation se base sur une métrique qui a permis d'évaluer la précision sur toute la surface. Puisque notre méthode d'évaluation représente le pire des cas, l'évaluation de Liao semble plus pertinente et plus représentative puisqu'elle considère la distance moyenne entre la surface entière obtenue et la surface réelle. C'est pour ces raisons que nous allons considérer la précision obtenue par Liao comme étant la précision du recalage et ce, afin d'évaluer si un mouvement correcteur significatif est obtenu.

3.2 Résultats de l'évaluation du mouvement correcteur

Un ensemble d'indices cliniques a été défini pour chaque type de courbure permettant ainsi de décrire adéquatement le mouvement correcteur associé. Ces indices ont été présentés à la section 2.3.2. Puisque le mouvement correcteur est spécifique au type de courbure selon la classification décrite à la section 1.2.7, la cohorte de patients disponible a été classifiée. Voici donc la distribution de la cohorte de patients à travers les différentes catégories de la classification :

Tableau 3-2 Fréquence de patient dans chaque catégorie selon la classification (section 1.2.7)

Courbure		Double	Thoracique		Lombaire	Thoracolombaire	
Sens	Droite-gauche	Droite		Gauche	Gauche		Droite
Type	3	1	3	-	1	2	1
Fréquence	2	7	1	1	4	3	2

En vue de déterminer le mouvement correcteur, l'ensemble d'indices défini pour chaque catégorie ont été évalué sur la géométrie externe avant le port du corset et la géométrie obtenue par recalage à l'intérieur du corset. Le mouvement correcteur total

représente la valeur de l'indice évalué à l'intérieur du corset moins celui évalué avant le port du corset. Par convention, il s'agit d'une rotation horaire lorsque le mouvement total est positif et antihoraire lorsque le mouvement est négatif. Une flexion ou un déplacement latéral est appliqué vers la droite lorsque le mouvement correcteur total est positif et vers la gauche lorsque le mouvement correcteur total est négatif.

Les sous-sections suivantes présentent les mouvements correcteurs obtenus déterminés à partir d'un ensemble d'indices cliniques défini spécifiquement pour chaque type de courbure scoliotique. Ces résultats sont présentés sous forme visuelles (pour un seul cas) et sous forme de tableau. Dans les tableaux, les cellules ombragées représentent les résultats pour lesquels le mouvement correcteur obtenu est l'inverse de celui attendu ou est non significatif en terme d'erreur de mesure ou de précision. Dans ce dernier cas, il est alors difficile de conclure quant à la conformité du mouvement obtenu. De plus, dans le but d'alléger la présentation des résultats, seuls les résultats concluant pour chaque type de courbure sont présentés dans cette section. Tout le reste des résultats se trouvent à l'annexe IV.

3.2.1 Courbure thoracique droite lombaire gauche

Le mouvement correcteur d'une courbure double de type III est caractérisé par une rotation horaire des épaules, une rotation antihoraire du bassin et une flexion latérale à L5 qui dans le cas étudié a été caractérisée par la balance (ou déjettement). La rotation des épaules et celle du bassin sont décrites par la rotation de section et la rotation du tronc au niveau de la section transversale de l'épaule et du bassin respectivement. L'asymétrie des épaules mesurée à partir des repères anatomiques des acromions sera aussi relevée dans le cas de la rotation des épaules. Voici premièrement une illustration visuelle des indices cliniques relevés pour la détermination du mouvement correcteur d'une courbure double :

La Figure 3-1 présente une section transversale du bassin extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation de section a été évaluée sur chacune des ces sections. Le bassin a bel et bien subi une rotation dans le sens antihoraire en passant de 0° sans corset à $-0,27^\circ$ avec corset.

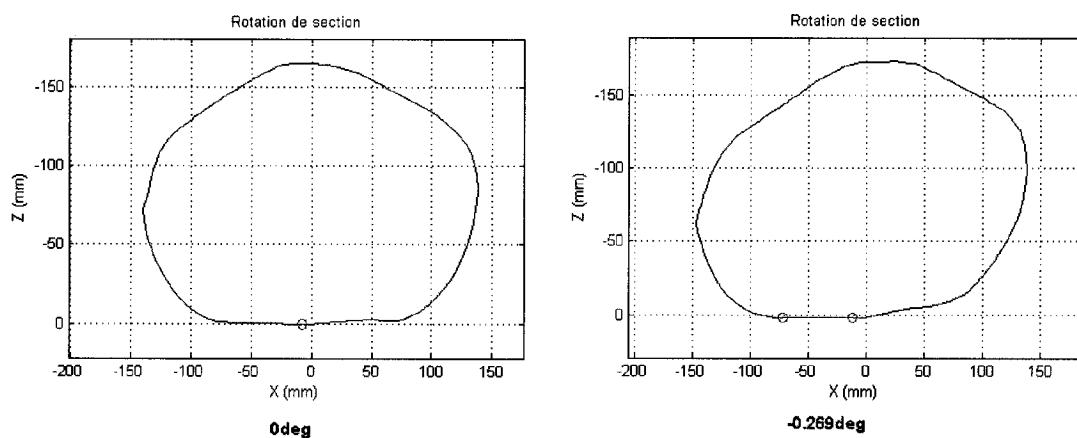


Figure 3-1 La rotation de section mesurée sur une section transversale du bassin (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-2 présente aussi une section transversale du bassin extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation du tronc a été évaluée sur chacune des ces sections. Le bassin a bel et bien subi une rotation dans le sens antihoraire en passant de $-0,28^\circ$ sans corset à $-6,36^\circ$ avec corset.

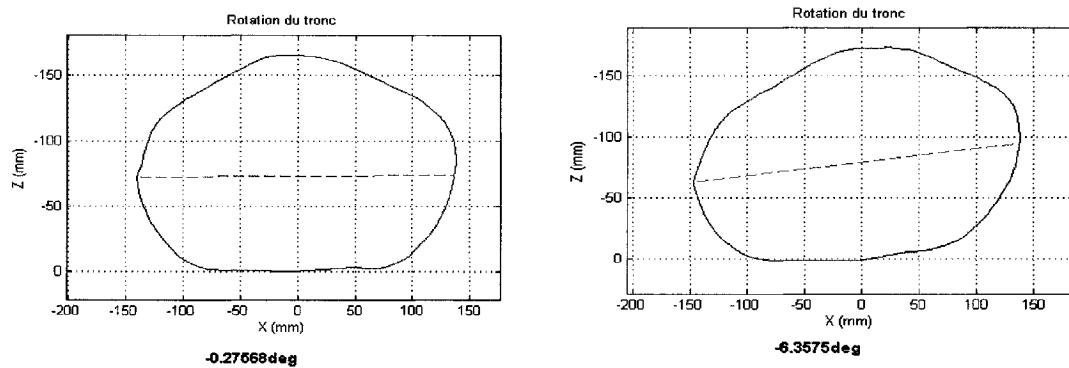


Figure 3-2 La rotation du tronc mesurée sur une section transversale du bassin (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-3 présente une section transversale de l'épaule extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation de section a été évaluée sur chacune des ces sections. Les épaules ont bel et bien subi une rotation dans le sens horaire en passant de $0,07^\circ$ sans corset à $9,70^\circ$ avec corset.

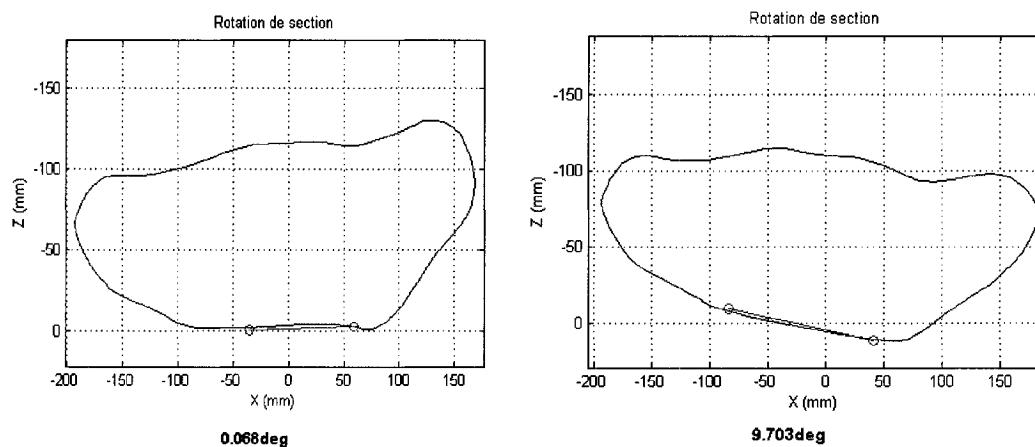


Figure 3-3 La rotation de section mesurée sur une section transversale de l'épaule (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-4 présente aussi une section transversale de l'épaule extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation du tronc a été évaluée sur chacune des ces sections. Les épaules ont bel et bien subi une rotation dans le sens horaire en passant de $-4,88^\circ$ sans corset à $2,10^\circ$ avec corset.

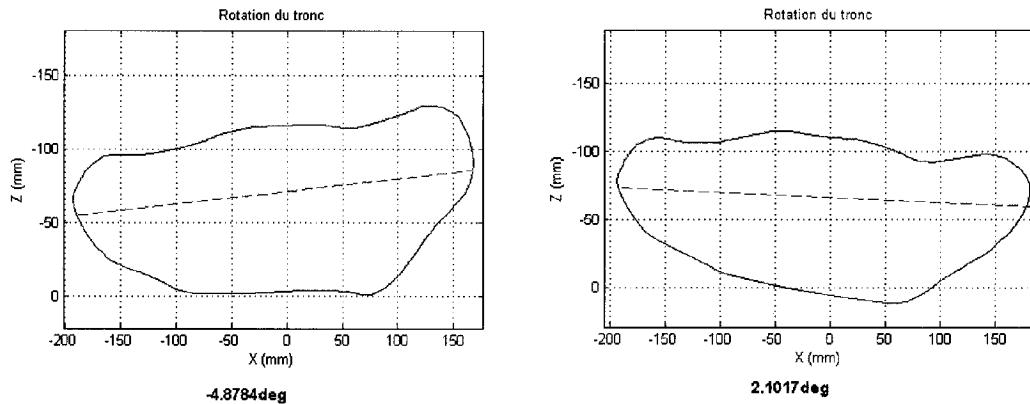


Figure 3-4 La rotation du tronc mesurée sur une section transversale de l'épaule
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-5 présente l'asymétrie transversale des épaules calculée directement à partir des repères anatomiques à l'acromion. Cette asymétrie a été calculée sur la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). Les épaules ont bel et bien subi une rotation dans le sens horaire puisque l'asymétrie a augmenté dans le sens positif en passant de $-31,97$ mm sans corset à $19,10$ mm avec corset.

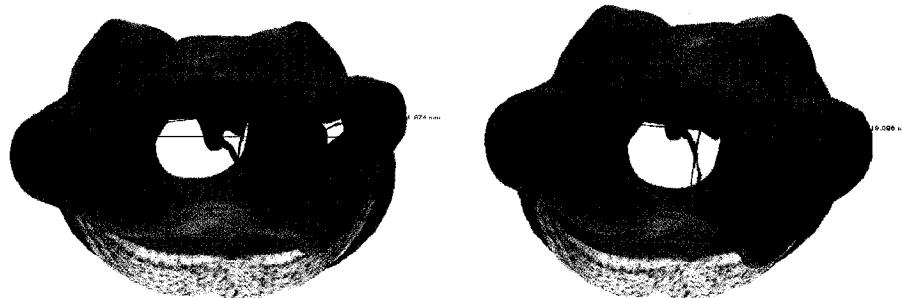


Figure 3-5 Asymétrie des épaules transversale mesurée par les repères anatomiques
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset).

La Figure 3-6 présente le déjettement latéral calculé directement à partir du repère anatomique à T1. Ce déjettement a été calculé sur la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La géométrie externe du tronc obtenue à l'intérieur du corset a bel et bien subi un déjettement vers la gauche puisque le déjettement par rapport à l'origine a augmenté dans le sens négatif en passant de -20,80 mm sans corset à -22,28 mm avec corset.

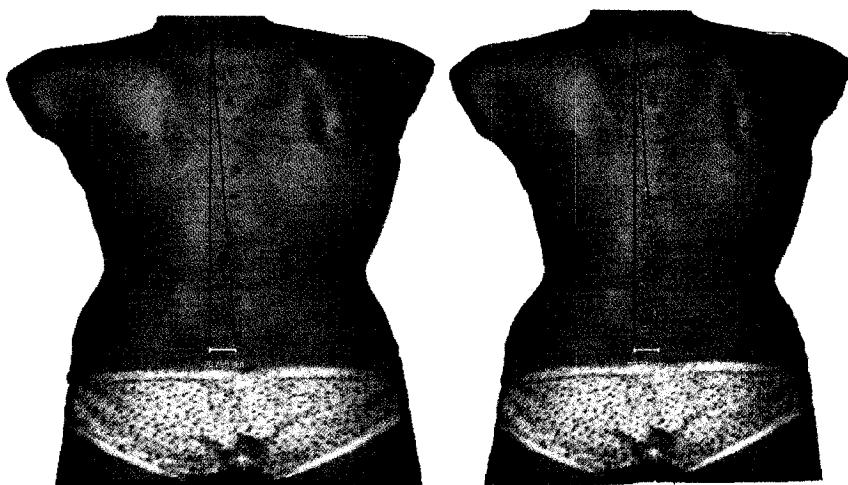


Figure 3-6 Déjettement latéral (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset).

Voici donc un tableau résumant les différents résultats obtenus lors de l'évaluation des indices cliniques définis pour décrire le mouvement correcteur d'une courbure double.

Tableau 3-3 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite lombaire gauche

		Rotation des épaules			Rotation du bassin		Flexion latérale
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	
Patient #1	Sans corset	0,07	-4,88	-31,97	0,00	-0,28	-20,80
	Intérieur corset	9,70	2,10	19,10	-0,27	-6,36	-22,28
	Mouvement total	9,63	6,98	51,07	-0,27	-6,08	-1,48

Premièrement, on observe que la rotation de section obtenue au niveau du bassin est plus petite que le SDD de 2,5° (voir Tableau 2-9). Cette valeur est alors non significative et donc, on ne peut pas conclure quant à la rotation du bassin en se basant sur cet indice. Par contre, puisque la rotation du tronc est significative, on peut conclure que le bassin a bel et bien subi une rotation dans le sens antihoraire. La flexion latérale obtenue n'est pas significative puisqu'elle est inférieure au SDD de 5,3 mm (voir Tableau 2-9). Sommes toutes, le mouvement correcteur total obtenu représente une rotation des épaules dans le sens horaire, une rotation du bassin dans le sens antihoraire définie par la rotation du tronc et une flexion latérale non concluante. Toutes ces constatations permettent de conclure que ce cas est partiellement conforme. Une seule des composantes n'est pas conforme.

3.2.2 Courbure thoracique droite

Le mouvement correcteur principal d'une courbure thoracique droite est composé d'une rotation horaire des épaules et d'une rotation antihoraire du thorax. La

rotation des épaules est décrite par la rotation de section, la rotation du tronc à partir de la section transversale de l'épaule et l'asymétrie des épaules transversales calculées par les repères anatomiques. La rotation du thorax sera décrite par la rotation de section et la rotation du tronc calculée à partir d'une section transversale extraite juste au-dessus du bord de la douzième côte postéro-latérale.

3.2.2.1 Type I

Dans le cas d'une courbure thoracique droite, un déjettement latéral vers la gauche s'ajoute au mouvement correcteur principal. Voici premièrement une illustration visuelle des indices cliniques relevés pour la détermination du mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite de type 1 :

La Figure 3-7 présente une section transversale du thorax extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite) juste au-dessus du bord de la douzième côte postéro-latérale. La rotation de section a été évalué sur chacune des ces sections. Le thorax a bel et bien subi une rotation dans le sens antihoraire en passant de $2,86^\circ$ sans corset à $0,65^\circ$ avec corset.

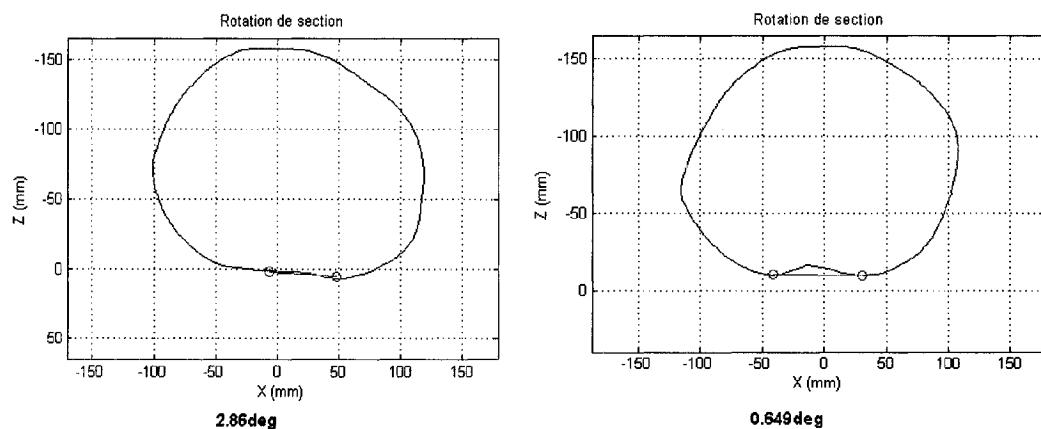


Figure 3-7 Rotation de section au niveau d'une section transversale du thorax
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-8 présente encore une fois une section au niveau du thorax mais cette fois en quantifiant la rotation du tronc. Le thorax a bel et bien subi une rotation dans le sens antihoraire en passant de $5,96^\circ$ sans corset à $-1,54^\circ$ avec corset.

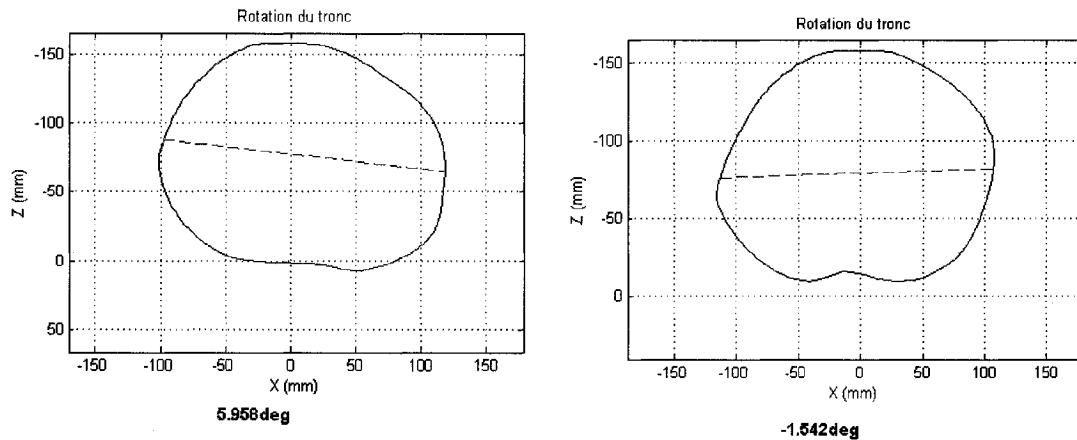


Figure 3-8 Rotation du tronc au niveau d'une section transversale du thorax
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-9 présente une section transversale des épaules extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation de section a été évaluée sur chacune des ces sections. Les épaules ont subi une rotation dans le sens horaire en passant de $1,56^\circ$ sans corset à $2,51^\circ$ avec corset.

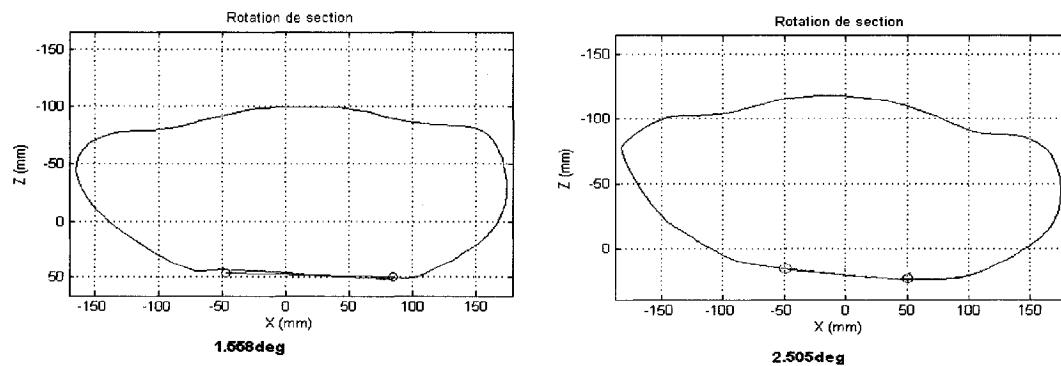
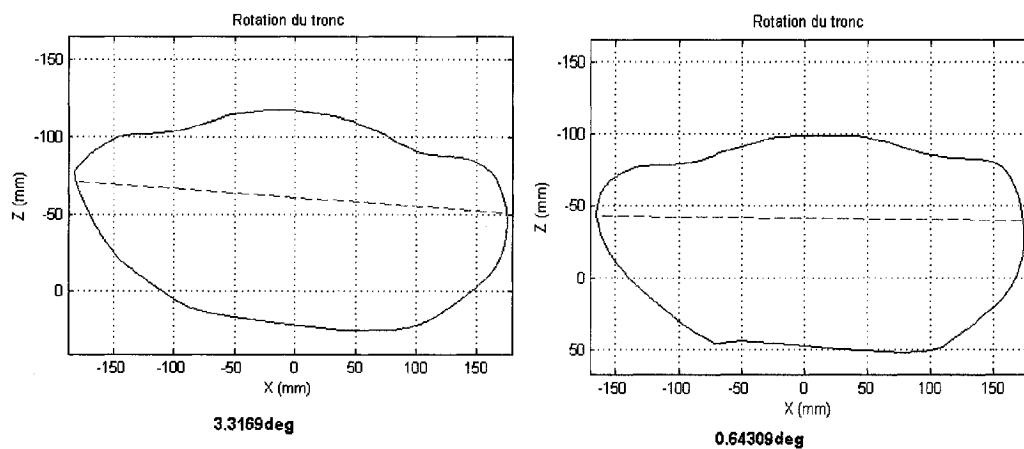


Figure 3-9 Rotation de section de la section transversale de l'épaule
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-10 présente aussi une section transversale des épaules extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). Cette fois, la rotation du tronc a été évaluée sur chacune des ces sections. Les épaules ont subi une rotation dans le sens horaire en passant de $0,64^\circ$ sans corset à $3,32^\circ$ avec corset.



**Figure 3-10 Rotation de tronc de la section transversale de l'épaule
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)**

La Figure 3-11 présente l'asymétrie transversale des épaules calculée directement à partir des repères anatomiques à l'acromion. Cette asymétrie a été calculée sur la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). Les épaules ont bel et bien subi une rotation dans le sens horaire puisque l'asymétrie a augmenté en passant de $-8,88$ mm sans corset à $16,94$ mm avec corset.

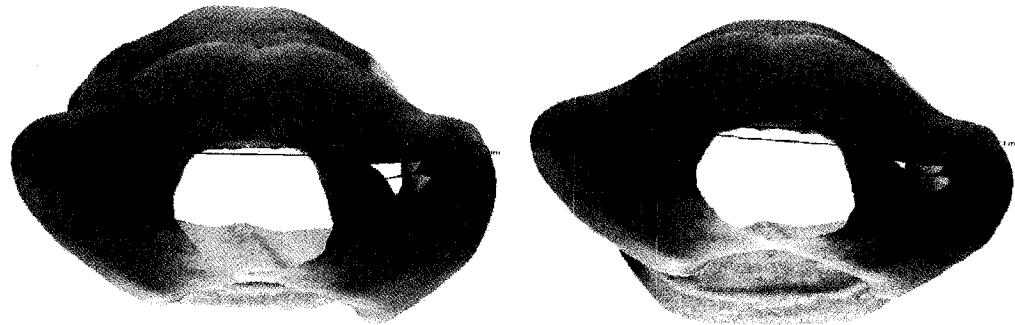


Figure 3-11 Asymétrie transversale des épaules mesurée à partir des repères anatomiques (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset).

La Figure 3-12 présente le déjettement latéral calculée directement à partir du repère anatomique à T1. Ce déjettement a été calculé sur la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La géométrie externe du tronc obtenue à l'intérieur du corset a bel et bien subi un déjettement vers la gauche puisque le déjettement par rapport à l'origine a diminué en passant de 5,83 mm sans corset à -3,47 mm avec corset.

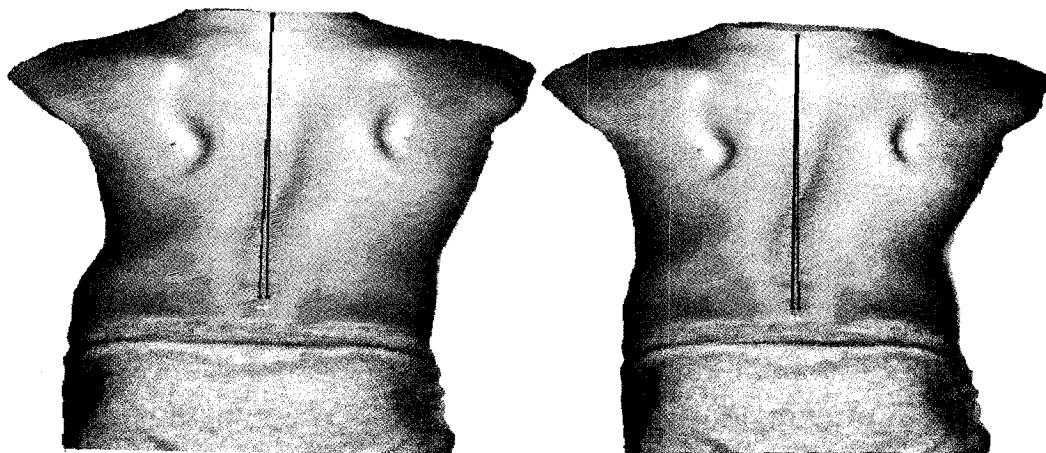


Figure 3-12 Déjettement latéral (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset).

Voici donc un tableau résumant les différents résultats obtenus lors de l'évaluation des indices cliniques définis pour décrire le mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite de type I.

Tableau 3-4 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite de type I

		Rotation des épaules			Rotation du thorax		Décalage latéral
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	
Patient #3	Sans corset	1,56	0,64	-8,88	2,86	5,96	5,83
	Intérieur corset	2,51	3,32	16,94	0,65	-1,54	-3,47
	Mouvement total	0,95	2,68	25,82	-2,21	-7,50	-9,30
Patient #5	Sans corset	6,03	1,00	8,35	6,73	10,80	-24,67
	Intérieur corset	-1,78	-6,22	-52,06	6,83	15,55	-15,35
	Mouvement total	-7,81	-7,22	-60,41	0,10	4,75	9,32
Patient #8	Sans corset	2,62	-1,15	-21,13	2,77	2,29	-18,65
	Intérieur corset	6,00	3,02	3,51	3,99	0,66	-17,39
	Mouvement total	3,38	4,17	24,64	1,22	-1,63	1,26

Dans le premier cas, la rotation de section pour les épaules et pour le thorax n'est pas significatif puisqu'elle est plus petite que le SDD. Par contre, les autres indices permettent de conclure que les épaules ont subi une rotation horaire et que le thorax a subi une rotation dans le sens antihoraire. On peut donc conclure pour ce cas que toutes les composantes du mouvement correcteur obtenues sont conformes à ceux attendus. Par contre, au niveau du deuxième cas, les composantes du mouvement correcteur sont

tous de sens contraire. Ce résultat peut s'expliquer par la référence utilisée pour quantifier ces mouvements correcteurs. En se référant à la Figure 3-13, il est possible de constater visuellement que les épaules ont effectivement subi, en référence au sol, une rotation dans le sens antihoraire. Puisque les pieds ont été standardisés par un gabarit, toutes les composantes du mouvement sont calculées en référence au sol. Par hypothèse, puisque le mouvement correcteur ne fait pas intervenir le bassin, on suppose que le bassin ne subi alors aucune transformation. Or, il a été observé que le bassin a subi une rotation de 10° dans le sens antihoraire passant de $13,7^\circ$ à $3,7^\circ$ entre la géométrie sans et avec corset. Si on calcule la rotation totale des épaules en référence au bassin, elles subissent alors une rotation totale de $2,2^\circ$ dans le sens horaire $((-1,77-3,70) - (6,03-13,70)=2,19)$, ce qui est conforme au sens du mouvement correcteur attendu.



Figure 3-13 Patient #5 - Cas de non conformité (gauche : avant corset, droite: avec corset)

Finalement, au niveau du troisième cas, la rotation de l'épaule est significative et conforme selon les trois indices cliniques utilisés pour la quantifier. La rotation du bassin est conforme selon l'indice de rotation du tronc qui indique une rotation antihoraire. La rotation de section du thorax quant à elle n'est pas significative puisqu'elle est plus petite que le SDD de $2,5^\circ$. Également, le décalage latéral est aussi très petit par rapport au SDD et est sujet à l'erreur de précision. On ne peut alors pas

confirmer le sens de la flexion. Puisque seule la flexion n'est pas conforme, ce cas est déclaré partiellement conforme.

3.2.2.2 Type III

Pour ce qui est de la courbure thoracique de type III, une flexion latérale vers la gauche à T12 s'ajoute au mouvement correcteur principal. Puisqu'au niveau de la géométrie externe, les niveaux vertébraux ne sont pas tous repérés, une flexion latérale à T12 entraîne aussi un débatement par rapport à la ligne médiane et sera alors aussi caractérisée par un déjettement latéral.

Tableau 3-5 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite de type III

		Rotation des épaules			Rotation du thorax		Déjettement latéral
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	
Patient #10	Sans corset	0,59	-3,89	-25,15	0,98	6,04	-27,63
	Intérieur corset	2,40	-0,62	2,55	-2,52	-2,81	-33,96
	Mouvement total	1,81	3,27	27,70	-3,50	-8,85	-6,33

Le seul patient disponible dans cette catégorie démontre une conformité totale. En effet, au niveau de la rotation des épaules, seul l'indice de rotation de section est non significatif. Par contre, on peut conclure à partir de la rotation du tronc et de l'asymétrie des épaules que les épaules ont subi une rotation dans le sens horaire. La rotation du thorax a subi une rotation antihoraire qui est significativement démontrée par l'indice de

rotation de section et de rotation du tronc. Finalement, le déjettement latéral est vers la gauche et est concluant.

3.2.3 Courbure lombaire gauche

Le mouvement correcteur d'une courbure lombaire est caractérisé par une translation de la base du tronc vers la droite par rapport au bassin. Cette translation sera caractérisée par l'alignement entre le centroïde de la section du bassin et le centroïde d'une section au niveau du creux de la taille. Une flexion à T12 vers la gauche s'ajoute à ce mouvement. Elle sera, encore une fois, plutôt mesurée par le déjettement. Voici visuellement l'extraction de ces indices :

La Figure 3-14 représente l'alignement entre la section du bassin (en rouge), la section de l'épaule (en vert) et la section au niveau du creux de la taille (en bleu). La distance des centroïdes entre la section du bassin et celle du creux de la taille passe de -8,06 mm à -11,94 mm, ce qui se traduit par une translation vers la gauche. Le sens de la translation est conforme au mouvement correcteur.

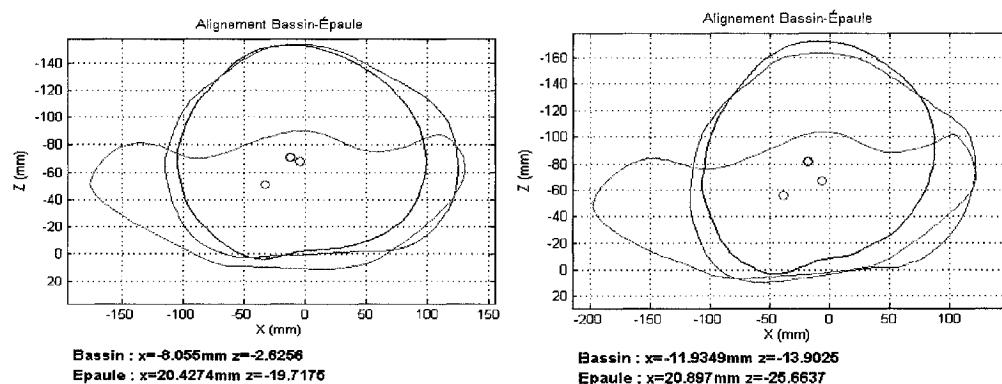


Figure 3-14 Représentation de l'alignement selon le centroïde
(à gauche: sans corset, à droite: à l'intérieur du corset)

La Figure 3-15 présente le déjettement latéral calculé directement à partir du repère anatomique à T1. Ce déjettement a été calculé sur la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La géométrie externe du tronc obtenue à l'intérieur du corset a bel et bien subi un déjettement vers la gauche puisque le déjettement par rapport à l'origine a diminué passant de -11,39 mm sans corset à -25,05 mm avec corset.

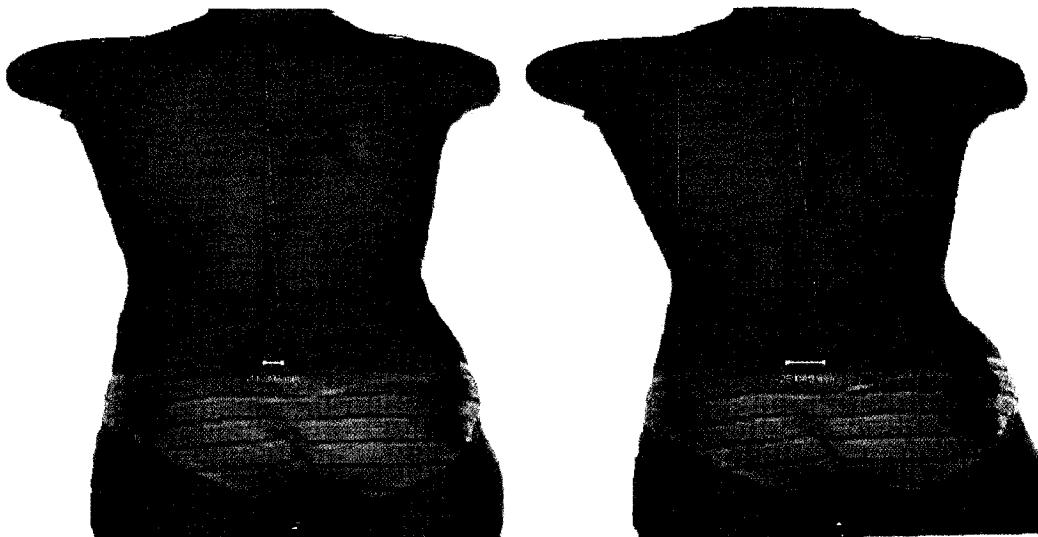


Figure 3-15 Flexion latérale (à gauche: sans corset, à droite: à l'intérieur du corset)

Le tableau suivant relève l'évaluation des indices définis pour le mouvement correcteur d'une courbure lombaire.

Tableau 3-6 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure lombaire gauche

		Translation du tronc	Flexion latéral
		Alignement bassin – base du tronc (mm)	Balance (mm)
Patient #11	Sans corset	-8,06	-11,39
	Intérieur corset	-11,94	-25,04
	Mouvement total	-3,88	-13,65

La translation du tronc est calculée à partir de la déviation du centroïde de la base du tronc par rapport au centroïde du bassin. La plus petite différence significative au niveau de la déviation maximale du centroïde est de 5,6 mm. Puisque la valeur obtenue est plus petite que le SDD de cet indice, on ne peut conclure quant à la translation du tronc. Cependant, le tronc subit une flexion latérale significative vers la gauche, ce qui est conforme au mouvement correcteur attendu. Sommes toutes, puisque la translation du tronc n'est pas significative, on ne peut conclure sur la conformité de cette transformation. Ce cas sera alors classé non conforme.

3.2.4 Courbure thoracolombaire gauche

Le mouvement correcteur principal d'une courbure thoracolombaire gauche est décrit par une flexion latérale du tronc à T12.

3.2.4.1 Type I

Dans le cas d'une courbure thoracolombaire gauche de type I, seul le mouvement correcteur principal est appliqué. Or, la configuration des bandes élastiques du corset induit, pour ce type de courbure, une rotation horaire des épaules. Le sens de cette rotation est relevé. Il s'agira alors d'évaluer la rotation des épaules par la rotation de section, la rotation du tronc et l'asymétrie des épaules mesurées à partir des repères. La flexion latérale, quant à elle, est mesurée à partir du déjettement (ou balance). Voici donc premièrement un cas où les résultats sont illustrés visuellement.

La Figure 3-16 présente une section transversale des épaules extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation de section a été évalué sur chacune des ces sections. Les épaules ont subi une rotation dans le sens horaire en passant de $-5,54^\circ$ sans corset à $4,43^\circ$ avec corset.

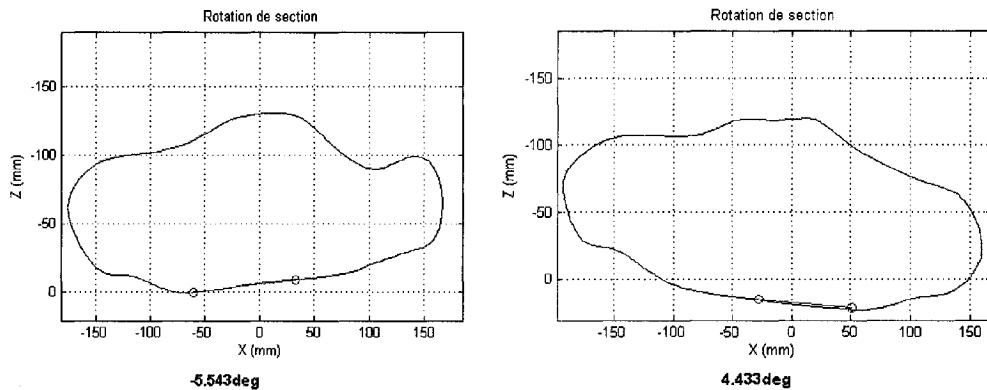


Figure 3-16 Rotation de section de la section transversale de l'épaule
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-17 présente une section transversale des épaules extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation du

tronc a été évaluée sur chacune des ces sections. Les épaules ont subi une rotation dans le sens horaire en passant de $-1,84^\circ$ sans corset à $6,41^\circ$ avec corset.

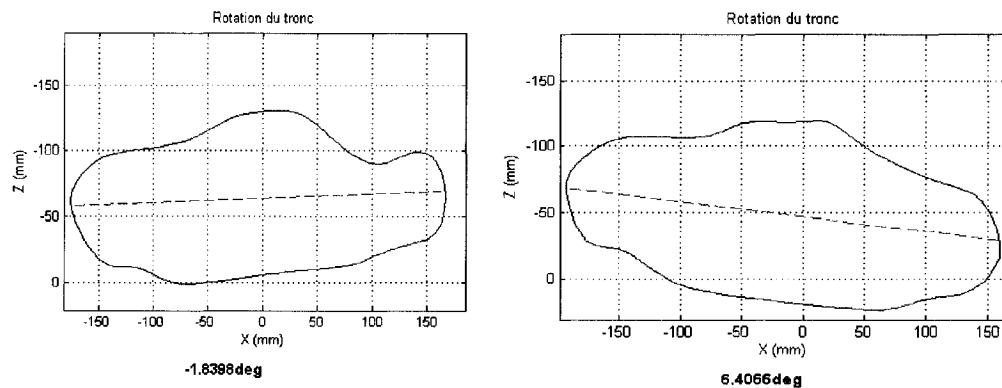


Figure 3-17 Rotation du tronc de la section transversale de l'épaule
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-18 présente l'asymétrie transversale des épaules calculée directement à partir des repères anatomiques à l'acromion. Cette asymétrie a été calculée sur la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). Les épaules ont bel et bien subi une rotation dans le sens horaire puisque l'asymétrie a augmenté en passant de 4,04 mm sans corset à 48,11 mm avec corset.

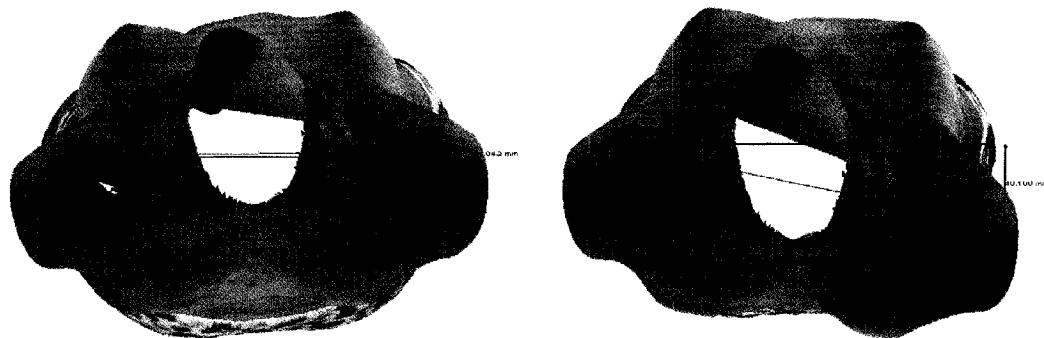


Figure 3-18 Asymétrie transversale des épaules mesurée à partir des repères anatomiques
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset).

La Figure 3-19 présente le déjettement latéral calculé directement à partir du repère anatomique à T1. Ce déjettement a été calculé sur la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La géométrie externe du tronc obtenue à l'intérieur du corset a bel et bien subi un déjettement vers la gauche puisque le déjettement par rapport à l'origine a diminué passant de 6,21 mm sans corset à -12,4 mm avec corset.

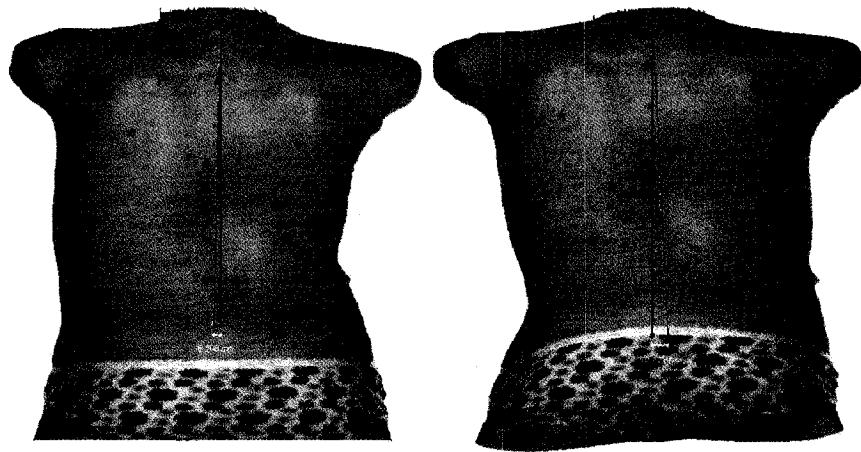


Figure 3-19 Déjettement latéral (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

Voici le tableau résumant l'évaluation des indices cliniques mesurés pour décrire le mouvement correcteur pour un des patients de cette catégorie.

Tableau 3-7 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracolombaire gauche de type I

		Rotation des épaules			Flexion latérale
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Balance (mm)
Patient #15	Sans corset	-5,54	-1,84	4,04	-11,39
	Intérieur corset	4,33	6,41	48,11	-25,05
	Mouvement total	9,87	8,25	44,07	-13,66

Il est possible de remarquer que dans tous les cas, le mouvement correcteur caractérisé par les indices cliniques est conforme à celui réellement appliqué par le corset. La rotation de l'épaule est bel et bien dans le sens horaire et la flexion latéral est vers la gauche et ce, dans tous les cas. De plus, la flexion latérale et tous les indices caractérisant la rotation de l'épaule sont significatifs.

3.2.4.2 Type II

La courbure thoracolombaire de type II ajoute au mouvement correcteur principal, une translation de la base thoracique vers la droite et une rotation horaire des épaules. La translation de la base thoracique est mesurée par la distance entre les centroïdes de la section du bassin et la section extraite juste au-dessus du bord de la douzième côte postéro-latérale. Cette translation sera aussi mesurée par l'angle d'ouverture de la taille. Lorsque la base thoracique est translatée vers la droite, on s'attend à ce que l'angle d'ouverture du creux de la taille augmente à gauche (se ferme)

et diminue à droite (s'ouvre). Voici donc une illustration visuelle de l'évaluation du mouvement correcteur par les indices cliniques décrits.

Au niveau de la Figure 3-20, il est possible de remarquer l'alignement du bassin (en rouge) par rapport à la section extraite au niveau de la base thoracique (en bleu). En comparant l'alignement sans corset et celui à l'intérieur du corset, la distance entre les centroïde passe de -0,81 mm à 7,77 mm ce qui se traduit par une translation de la base thoracique vers la droite.

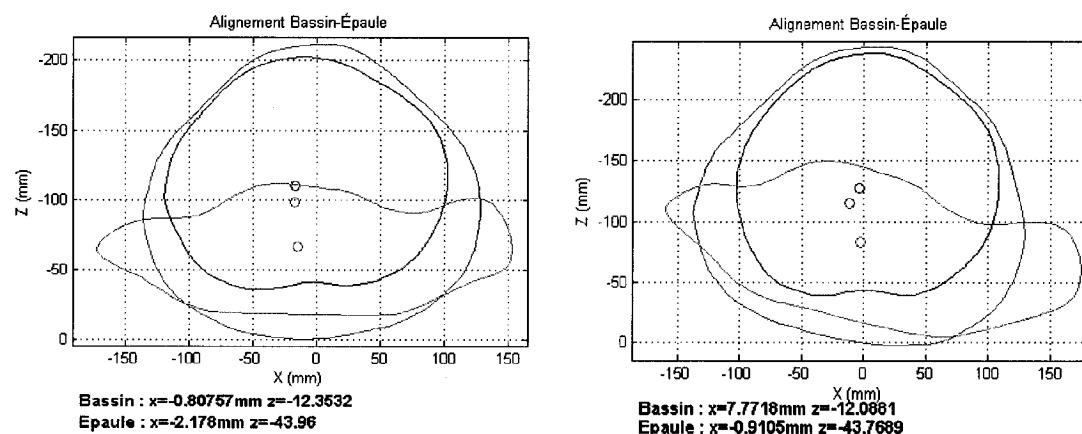


Figure 3-20 Alignement de section de la base thoracique par rapport au bassin
 (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset).

La Figure 3-21 présente une section transversale des épaules extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation de section a été évalué sur chacune des ces sections. Les épaules ont subi une rotation dans le sens horaire en passant de 1,50° sans corset à 12,46° avec corset.

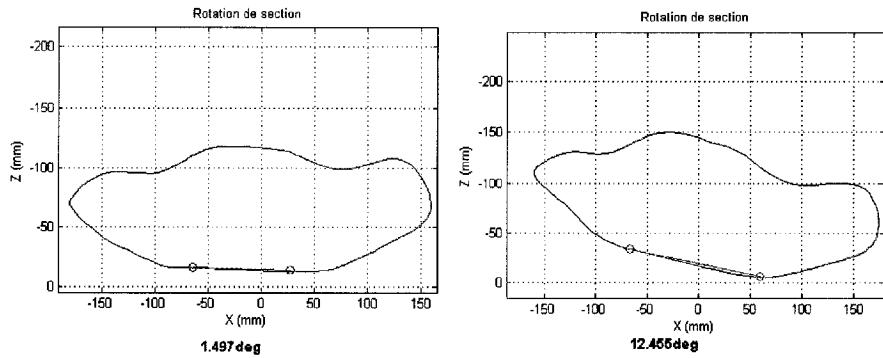


Figure 3-21 Rotation de la section transversale de l'épaule
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-22 présente une section transversale des épaules extraite de la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite). La rotation de tronc a été évalué sur chacune des ces sections. Les épaules ont subi une rotation dans le sens horaire en passant de $-1,10^\circ$ sans corset à $8,90^\circ$ avec corset.

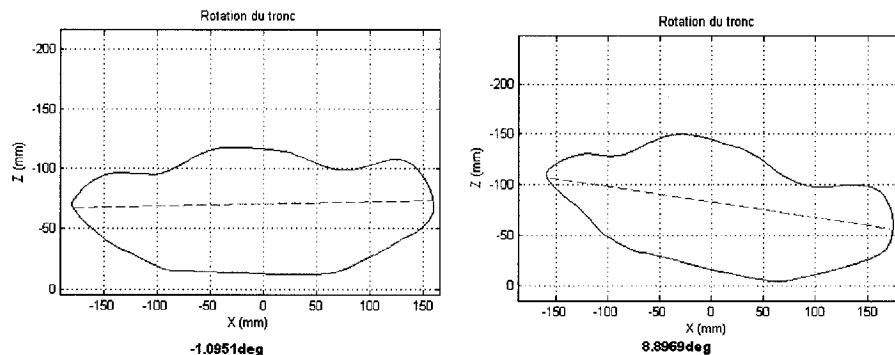


Figure 3-22 Rotation du tronc de la section transversale de l'épaule
(à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset)

La Figure 3-23 présente l'asymétrie transversale des épaules calculée directement à partir des repères anatomiques à l'acromion. Cette asymétrie a été calculée sur la surface externe du tronc sans corset (à gauche) et avec corset (à droite).

Les épaules ont bel et bien subi une rotation dans le sens horaire puisque l'asymétrie a augmentée en passant de -12,60 mm sans corset à 47,34 mm avec corset.

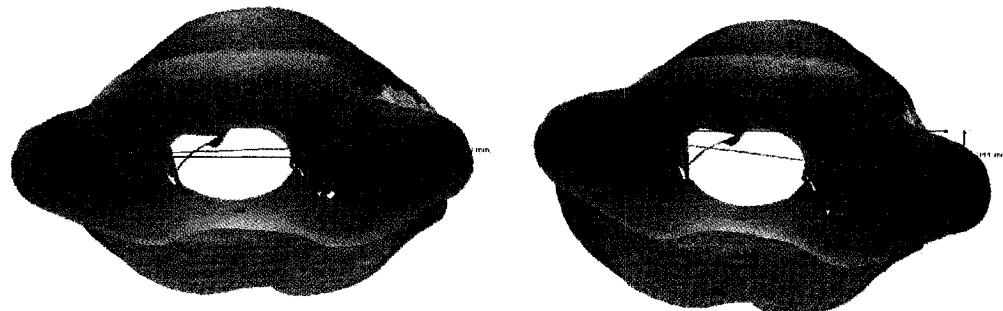


Figure 3-23 Asymétrie des épaules transversales mesurée par les repères anatomiques (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset).

La Figure 3-24 présente l'asymétrie de la taille. L'angle de la taille s'est fermé à gauche passant de $15,51^\circ$ à $24,255^\circ$ et s'est ouvert à droite en passant de $16,56^\circ$ à $14,67^\circ$.

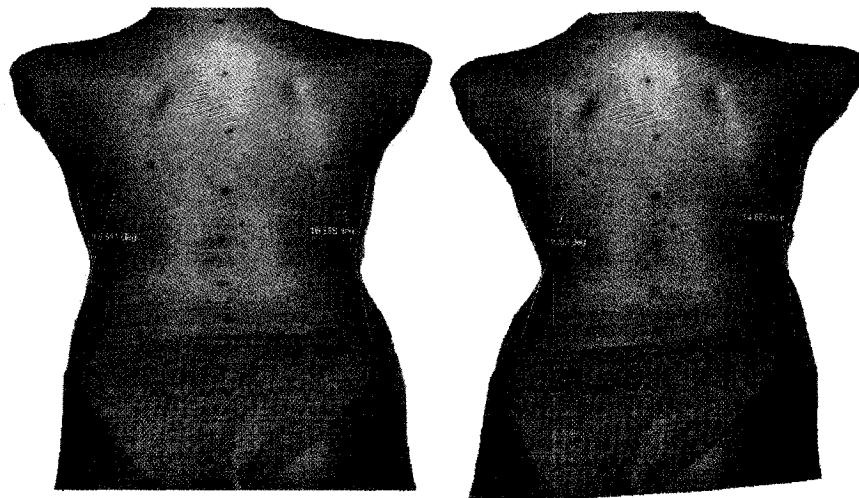


Figure 3-24 Asymétrie de la taille (à gauche : sans corset, à droite : à l'intérieur du corset).

Voici donc un tableau résumant les différents résultats obtenus lors de l'évaluation des indices cliniques définis pour décrire le mouvement correcteur d'une thoracolombaire gauche de type II :

Tableau 3-8 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracolombaire gauche de type II

		Rotation des épaules			Translation de la base thoracique			Flexion latérale
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Alignement bassin-section thoracique (mm)	Angle de taille gauche (deg)	Angle de taille droite (deg)	Balance (mm)
Patient #19	Sans corset	1,50	-1,10	-12,60	-0,81	15,51	16,56	-14,78
	Intérieur corset	12,46	8,90	47,34	7,77	24,26	14,67	-21,99
	Mouvement total	10,96	10,00	59,94	8,58	8,75	-1,89	-7,21

Les résultats obtenus démontrent que dans tous les cas, la rotation des épaules est dans le sens horaire, la translation de la base thoracique est vers la droite et la flexion latérale est vers la gauche, ce qui est conforme au mouvement correcteur appliqué sur la géométrie du tronc à l'intérieur du corset. La rotation des épaules est caractérisée par des indices qui sont tous significatifs puisqu'ils sont plus élevés que le SDD et la précision du recalage. Aucun SDD n'a été établi pour l'angle de taille des épaules et donc on ne peut conclure à partir de cet indice seulement. Or, la différence de l'alignement du bassin par rapport à la section thoracique est assez significative (plus grande que 5,6 mm) pour conclure que la base thoracique subit une translation vers la droite. Finalement, la flexion latérale permet de conclure que la flexion est significative vers la gauche. Ce cas est alors déclaré conforme.

3.2.5 Courbure thoracolombaire droite

Seul le type 1 est décrit dans cette section puisque aucune donnée de patient scoliotique du type 2 n'est disponible. Le mouvement correcteur de cette catégorie de courbure se résume à une flexion latérale à T12 vers la droite. Puisque la configuration des bandes du corset produit une rotation antihoraire des épaules, ce mouvement est aussi vérifié. Le tableau suivant résume les indices cliniques calculés pour décrire le mouvement correcteur :

Tableau 3-9 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracolombaire droite de type I

		Rotation des épaules			Flexion latérale
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	
Patient #12	Sans corset	0,17	0,48	-17,10	17,16
	Intérieur corset	1,08	2,88	2,44	10,35
	Mouvement total	0,91	2,40	19,54	-6,81
Patient #13	Sans corset	-9,0	-5,56	-26,87	11,61
	Intérieur corset	-9,54	-9,00	-35,61	20,10
	Mouvement total	-0,54	-3,44	-8,74	8,49

On peut voir au niveau du premier cas, que le sens du mouvement correcteur obtenu est l'inverse de celui attendu. La non-conformité au niveau de la rotation des épaules peut encore une fois être expliquée par la référence utilisée (le sol). Il se peut que la rotation en référence au bassin soit plutôt conforme. Le sens de la flexion est aussi contraire au mouvement correcteur théorique. Cette divergence peut s'expliquer par le fait que la flexion est appliquée en réalité au niveau T12 alors qu'on la mesure au niveau de l'origine. Au niveau du deuxième cas, toutes les composantes du mouvement correcteur sont conformes. Seule la différence de rotation de section caractérisant la rotation des épaules est non significative. Or, la rotation du tronc et l'asymétrie des épaules peut confirmer la conformité de la rotation des épaules.

3.2.6 Résultats de conformités

Dans cette présente sous-section, la conformité des résultats obtenus relativement au mouvement correcteur théorique est compilée selon le type de courbure. Un cas est conforme lorsque tous les composantes du mouvement correcteur sont conformes à la théorie. Il est partiellement conforme lorsque seulement une composante du mouvement correcteur est non conforme alors que les autres des composantes sont conformes. Finalement, un cas est non conforme lorsque plus d'une composante du mouvement correcteur sont non conformes. Pour chaque type de courbure, le nombre de cas est compilé selon les catégories de conformité.

Voici un tableau qui résume les résultats de conformité selon les catégories :

Tableau 3-10 Conformité du mouvement correcteur selon la classe de courbure

	Nb Total	Conforme	Partiellement conforme	Non conforme
Thoracique droite lombaire gauche	2	1	1	0
Thoracique droite type I	7	1	4	2
Thoracique droite type III	1	1	0	0
Lombaire gauche	1	0	0	1
Thoracolombaire gauche type I	4	2	2	0
Thoracolombaire gauche type II	2	1	0	1
Thoracolombaire droite	3	2	0	1
Total	20	8	7	5

Les résultats semblent indiquer que 8 des 20 cas, sont complètement conformes, 7 des cas sont partiellement conformes et 5 sont non conformes. Il semble que dans la plupart des cas partiellement conformes et non conformes, la différence obtenue au niveau des indices n'est pas toujours significative. En effet, les différences obtenues dans la plupart de ces cas sont plus petites que le SDD. Un des facteurs ayant contribué à l'obtention de différences non significatives réside dans l'analyse de la géométrie externe à partir d'indices locaux alors que le mouvement correcteur représente un mouvement plutôt global. Les mouvements correcteurs agissent sur des zones comportant des repères anatomiques ayant été utilisés lors du recalage. Au niveau de la géométrie externe obtenue à l'intérieur du corset, ces zones sont celles les plus précises et celles qui approximent le plus la géométrie réelle à l'intérieur du corset. Lorsqu'il s'agit de quantifier le mouvement correcteur à partir de zones où l'on s'éloigne des repères anatomiques, le mouvement correcteur obtenu peut s'éloigner du mouvement et

devenir peu précis. Dans le cas de la thoracique droite de type I, la majorité des cas sont partiellement conformes ou non conformes. Ce manque de conformité dans cette catégorie de courbure est généralement expliqué par la fausse hypothèse que le bassin reste stable et n'est pas impliqué dans le mouvement correcteur.

3.3 Résultats de l'évaluation de l'effet de SpineCor sur la géométrie externe à l'intérieur du corset

Dans la présente section, l'effet du corset SpineCor sur la géométrie du tronc à l'intérieur du corset est évalué en considérant tous les indices cliniques développés pour l'analyse de surface externe. En vue de comprendre l'effet, les indices sont aussi évalués au niveau de la géométrie sans corset et comparés avec les indices relevés sur la géométrie obtenue à l'intérieur du corset. Seule la différence est prise en compte puisqu'on tente de faire ressortir les tendances. Puisque l'action du corset est différente pour chaque type de courbure, les résultats sont alors séparés par classe de courbure. Les indices globaux et locaux sont relevés afin d'effectuer une analyse complète des déformations. Les cellules de tableau ombragées représentent les différences qui ne sont pas significatives en termes de SDD ou de précision.

3.3.1 Indices globaux

Cette sous section présente les différents résultats obtenus en évaluant la différence d'un ensemble d'indices globaux entre la géométrie à l'intérieur du corset et celle sans corset. Pour chaque catégorie de courbure, les tendances sont relevées.

3.3.1.1 Courbure thoracique droite lombaire gauche

La différence entre les indices globaux prélevés à partir de la surface externe à l'intérieur du corset et ceux prélevés à partir de la surface externe du tronc sans corset a été calculée pour une courbure thoracique droite lombaire gauche.

Voici le tableau résumant les divers indices globaux obtenus :

Tableau 3-11 Indices globaux décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite lombaire gauche

Indice	Plan	Patient #1	Patient #2
Asymétrie des épaules (mm)	F	4,79	29,17
	T	51,50	49,40
Balance (mm)	F	-1,49	-8,14
	S	4,37	-8,97
Asymétrie de la taille (deg)	G	5,33	8,68
	D	-4,34	-3,74
Asymétrie du bassin (mm)	F	11,26	6,05
Asymétrie des seins (mm)	T	5,59	8,24
Différence d'aire gauche/droite (mm)	F	-3,28	66,02
	S	2,88	5,15
Pseudo angle de Cobb (deg)	F	-4,92	-3,11
	F	-0,40	3,17

Il est très difficile de généraliser l'effet du corset sur une courbure double à partir de seulement deux patients. Par contre, il est quand même possible de décrire les tendances et de les expliquer. La flexion latérale vers la gauche induite par le

mouvement correcteur semble produire plusieurs effets : une augmentation de l'asymétrie des épaules, une ouverture de l'angle de taille vers la gauche, une augmentation de l'inclinaison du bassin et une diminution de la différence d'aire gauche et droite dans le plan frontal. L'asymétrie des épaules dans le plan frontal augmente à l'intérieur du corset puisque la flexion vers la gauche produit une épaule droite plus haute que l'épaule gauche. Toutes ces tendances semblent se produire même si la flexion latérale dans le premier cas n'est pas significative considérant le SDD. Même si l'inclinaison du bassin n'est pas désirée dans ce type de configuration de corset, les résultats semblent indiquer qu'il y a bel et bien eu une augmentation de l'inclinaison au niveau du bassin. La rotation des épaules induite par le mouvement correcteur semble augmenter l'asymétrie des seins en produisant aussi une rotation dans le sens horaire. Finalement au niveau du pseudo angle de Cobb, les résultats indiquent que la courbure thoracique diminue.

3.3.1.2 Courbure thoracique droite

Les indices globaux et locaux prélevés à partir de la surface externe du tronc sont analysés sans corset et à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite de type I et III.

- **Type I**

Les deux tableaux suivants résument les indices globaux obtenus pour une courbure thoracique droite de type I :

Tableau 3-12 Indices globaux décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite de type I

Indice	Plan	Patient #3	Patient #4	Patient #5
Asymétrie des épaules (mm)	F	9,25	3,52	-4,45
	T	25,82	7,15	-60,40
Balance (mm)	F	-9,30	0,61	9,56
	S	-33,10	46,27	-31,01
Asymétrie de la taille (deg)	G	-7,00	4,77	9,04
	D	11,19	-9,89	-5,12
Asymétrie du bassin (mm)	F	12,26	-4,63	5,55
Asymétrie des seins (mm)	T	2,80	-12,33	-25,46
Différence d'aire gauche/droite (mm)	F	-22,46	35,48	35,32
	S	-0,85	-4,00	-13,81
Pseudo angle de Cobb (deg)	F	9,83	0,67	-3,86
	F	3,77	2,86	17,17

Tableau 3-13 Indices globaux décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite de type I (suite)

Indice	Plan	Patient #6	Patient #7	Patient #8	Patient #9
Asymétrie des épaules (mm)	F	-2,63	10,53	-5,75	-25,59
	T	15,73	17,41	17,62	3,20
Balance (mm)	F	0,66	-1,31	1,26	9,37
	S	-31,45	-23,68	4,01	-48,40
Asymétrie de la taille (deg)	G	3,54	-1,55	8,32	-9,84
	D	-7,05	7,49	6,17	13,42
Asymétrie du bassin (mm)	F	9,27	-2,70	7,05	11,72
Asymétrie des seins (mm)	T	4,76	-0,43	7,66	0,40
Différence d'aire gauche/droite (mm)	F	0,38	-11,29	6,85	14,88
	S	2,01	2,37	5,86	-1,40
Pseudo angle de Cobb (deg)	F	-7,05	-1,35	76,29	-5,37
	F	-6,71	-5,14	-2,00	-11,39

Pour ce type de courbure, il est très difficile d'obtenir une tendance puisque dans presque tous les cas, au moins une des composantes du mouvement correcteur est non conforme. Certains indices ne sont pas significatifs en termes de SDD. Par contre, généralement, les cas où le déjettement s'est avéré vers la droite, l'asymétrie frontale des épaules tend à diminuer : puisque le déjettement est à gauche, l'épaule gauche devient plus haute et vice versa. L'asymétrie de la taille augmente au niveau de la taille gauche et diminue au niveau de la taille droite lorsque le déjettement est vers la droite et vice-versa. La différence d'aire gauche/droite diminue lorsque le déjettement est vers la droite. Le pseudo angle de Cobb quant à lui semble être très variable. Cet indice n'est pas un très bon indicateur puisqu'il dépend trop de la recherche du point d'infexion. Puisque seules quelques apophyses épineuses sont repérées sur la surface avant corset

seulement, ces points transformés par recalage ne sont pas très précis d'autant plus que les points formant la courbure des apophyses épineuses n'est qu'une interpolation entre les quelques points connus. Puisqu'il s'agit d'une détection de points d'infexion sur une courbe d'interpolation, cet indice est très peu précis et c'est ce qui explique les résultats variables à ce niveau.

- **Type III**

Voici un tableau résumant les indices globaux obtenus pour une courbure thoracique droite de type III :

Tableau 3-14 Indices globaux décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite de type III

Indice	Plan	Patient #10
Asymétrie des épaules (mm)	F	5,06
	T	22,62
Balance (mm)	F	-6,34
	S	-13,45
Asymétrie de la taille (deg)	G	1,50
	D	-2,33
Asymétrie du bassin (mm)	F	-19,74
Asymétrie des seins (mm)	T	-1,22
Différence d'aire gauche/droite (mm)	F	-19,28
	S	1,01
Pseudo angle de Cobb (deg)	F	-3,60
	F	-16,08

Dû à la flexion latérale, l'asymétrie frontale des épaules augmente à l'intérieur du corset. L'angle d'ouverture de la taille se ferme du côté gauche en augmentant et s'ouvre du côté droit en diminuant. La différence d'aire dans le plan frontal diminue aussi. Le pseudo angle de Cobb semble avoir diminué par ce mouvement correcteur associé. L'inclinaison du bassin a diminué, probablement par l'ajout d'une surélévation au pied gauche ajouté avant l'acquisition de la géométrie externe tel que prescrit par l'orthopédiste.

3.3.1.3 Courbure lombaire

Les indices globaux et locaux prélevés à partir de la surface externe du tronc sont analysés sans corset et à l'intérieur du corset pour une courbure lombaire. Voici donc un tableau résumant les indices globaux obtenus :

Tableau 3-15 Indices globaux décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure lombaire

Indice	Plan	Patient #11
Asymétrie des épaules (mm)	F	-1,60
	T	-14,89
Balance (mm)	F	-13,66
	S	-7,08
Asymétrie de la taille (deg)	G	2,31
	D	6,61
Asymétrie du bassin (mm)	F	17,30
Asymétrie des seins (mm)	T	-6,51
Différence d'aire gauche/droite (mm)	F	-31,33
	S	-6,27
Pseudo angle de Cobb (deg)	F	-1,57

La translation du tronc vers la droite devrait en principe produire une ouverture de la taille vers la droite et donc une diminution de l'asymétrie de la taille du côté droit. Le mouvement correcteur obtenu sur la géométrie à l'intérieur du corset était dans le sens attendu alors que sa valeur est non significative. Malgré le fait que l'on ne peut conclure sur la conformité de ce mouvement, il est possible de constater que l'angle de taille semble avoir augmenté vers la droite. On remarque aussi que les épaules ont subi une inclinaison peu significative vers la gauche dans le plan frontal et une rotation antihoraire dans le plan transverse. La différence d'aire gauche/droite a diminué puisque le mouvement correcteur comporte une flexion latérale.

3.3.1.4 Courbure thoracolombaire gauche

Les indices globaux et locaux prélevés à partir de la surface externe du tronc sont analysés sans corset et à l'intérieur du corset pour une courbure thoracolombaire gauche de type I et type II.

- **Type I**

Voici un tableau résumant les indices globaux obtenus pour une courbure thoracique thoracolombaire de type I :

Tableau 3-16 Indices globaux décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracolombaire gauche de type I

Indice	Plan	Patient #15	Patient #16	Patient #17	Patient #18
Asymétrie des épaules (mm)	F	26,56	6,83	15,08	12,77
	T	52,15	15,07	39,01	46,86
Balance (mm)	F	-18,63	-3,98	-14,87	-2,15
	S	20,59	-38,71	-15,73	1,02
Asymétrie de la taille (deg)	G	11,21	-0,13	4,32	4,12
	D	4,59	0,25	4,53	7,50
Asymétrie du bassin (mm)	F	12,72	-9,18	20,46	3,57
Asymétrie des seins (mm)	T	18,66	-27,74	17,56	5,86
Différence d'aire gauche/droite (mm)	F	1,82	-1,98	-7,08	-35,18
	S	9,98	3,36	10,04	1,95
Pseudo angle de Cobb (deg)	F	-0,36	-6,37	0,96	0,61

La rotation des épaules induit dans la plupart des cas une asymétrie des seins au niveau transversal alors que la flexion à son tour induit une ouverture de la taille vers la droite (augmentation de l'asymétrie de la taille à droite) et en général, une diminution de

la différence d'aire gauche/droite. L'inclinaison du bassin et la rotation des épaules semblent dans la plupart des cas avoir augmenté. Finalement en ce qui a trait au pseudo angle de Cobb calculé, il tend à diminuer dans la moitié des cas. Cet indice est assez variable dû à la recherche du point d'inflexion.

- **Type II**

Voici un tableau résumant les indices globaux obtenus pour une courbure thoracolombaire gauche de type II :

Tableau 3-17 Indices globaux décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracolombaire gauche type III

Indice	Plan	Patient #19	Patient #20
Asymétrie des épaules (mm)	F	4,73	10,65
	T	59,94	28,95
Balance (mm)	F	-7,21	-0,28
	S	-4,35	5,10
Asymétrie de la taille (deg)	G	8,74	2,61
	D	-1,89	-1,32
Asymétrie du bassin (mm)	F	13,33	-4,03
Asymétrie des seins (mm)	T	21,32	4,49
Différence d'aire gauche/droite (mm)	F	18,86	18,89
	S	15,08	-0,14
Pseudo angle de Cobb (deg)	F	6,92	0,17
	F	4,42	-2,08

Au niveau de la taille, l'ouverture vers la droite a augmenté et cela peut facilement être explicable par la translation de la base thoracique vers la droite induite par le mouvement correcteur. La flexion quant à elle a induit une asymétrie frontale positive de l'épaule. La différence d'aire gauche/droite augmente malgré la flexion vers la droite. Cela est peut être du à la translation de la base thoracique qui a déplacé la base thoracique vers la droite. La rotation des épaules fait subir une rotation au niveau des seins ce qui se traduit par une asymétrie positive des seins dans le plan transverse.

3.3.1.5 Thoracolombaire droite

Les indices globaux et locaux prélevés à partir de la surface externe du tronc sont analysés sans corset et à l'intérieur du corset pour une courbure thoracolombaire droite de type I. Voici donc un tableau résumant les indices globaux obtenus :

Tableau 3-18 Indices globaux décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracolombaire droite type I

Indice	Plan	Patient #12	Patient #13	Patient #14
Asymétrie des épaules (mm)	F	3,15	-17,22	-17,91
	T	14,67	-8,75	-8,59
Balance (mm)	F	-6,81	8,48	13,16
	S	-9,84	-2,14	6,79
Asymétrie de la taille (deg)	G	5,89	8,34	6,93
	D	-5,21	-4,13	-0,65
Asymétrie du bassin (mm)	F	2,55	-6,66	-24,72
Asymétrie des seins (mm)	T	13,55	-1,89	-2,95
Différence d'aire gauche/droite (mm)	F	18,53	22,82	26,18
	S	8,43	2,81	2,30
Pseudo angle de Cobb (deg)	F	2,93	3,56	-2,63

L'asymétrie des épaules dans le plan frontal diminue puisque la flexion vers la droite fait baisser l'épaule droite. L'angle de taille gauche augmente et l'aire gauche/droite augmente aussi dû à la flexion vers la droite. L'asymétrie transversale des seins diminue, quant à elle, dû à la rotation des épaules dans le sens antihoraire.

3.3.2 Indices locaux

L'effet du corset sur la géométrie à l'intérieur du corset est de nature global puisque les rotations, les flexions et les translations constituent des mouvements qui agissent sur une zone spécifique du tronc telle que les épaules, le thorax, la base du

tronc et le bassin. Ce mouvement correcteur, de par ses transformations, corrige la courbure de la colonne vertébrale ce qui par le fait même diminue la gibbosité dans le corset. Cette diminution est normalement mesurable cliniquement. Or dans le cas étudié, la géométrie à l'intérieur du corset est obtenue par recalage à l'aide de l'appariement de repères anatomiques. Ces repères anatomiques sont distribués dans les zones potentielles de déformations de façon à augmenter le plus possible la précision du recalage. Les résultats obtenus du recalage dépendent de la distribution et de la précision de localisation de ces repères. Puisque les indices d'asymétrie globaux se basent sur la position de ces repères, on s'attend que ces indices relevés sur la géométrie obtenue à l'intérieur du corset soient très proches de la géométrie réelle à l'intérieur du corset. Par contre, les déformations plus locales mesurables sur la géométrie obtenue à l'intérieur du corset relèvent essentiellement du recalage basé sur les repères globaux. Les résultats attendus plus localement sont sûrement moins précis qu'au niveau global.

Au niveau local, la gibbosité est l'indice le plus utilisé en clinique. La gibbosité est normalement relevée, sur le tronc en flexion antérieure, sans et avec le corset aux apex de la courbure. Dans le cas étudié, au niveau de la géométrie externe, aucune information de l'apex n'est disponible. La gibbosité est alors mesurée au niveau de chaque section par la rotation de section. La rotation de section maximale ainsi que sa hauteur sont relevées sur la géométrie sans corset. La rotation de section à la même hauteur est alors relevée sur la géométrie à l'intérieur du corset. La différence entre la rotation de section mesurée sur la géométrie externe à l'intérieur du corset et celle mesurée sur la géométrie sans corset a été évaluée. Les résultats obtenus sont à l'annexe IV.

Dans l'ensemble, les résultats semblent indiquer que dans certains cas, la gibbosité maximale a bel et bien diminué au niveau de la géométrie obtenue à l'intérieur du corset. Cependant, dans certains autres cas, on remarque plutôt une augmentation. En principe, on s'attend à ce que la gibbosité dans le corset diminue dans tous les cas. De

plus, il est à noter que dans presque tous les cas, la différence de gibbosité obtenue est significative au sens du SDD. Plusieurs facteurs peuvent avoir influencé ces résultats dont les suivants : l'imprécision du recalage est plus élevée au niveau du dos puisque très peu de repères dans cette zone ont été utilisés pour l'appariement, et l'indice de rotation de section permettant de mesurer la gibbosité est très peu précis puisqu'il se base sur la détection de bosses qui est irrégulière surtout pour une section très déformée. Un autre aspect assez important à mentionner, c'est la différence de posture adoptée pour mesurer la gibbosité en clinique et directement sur la topographie de surface. En effet, cliniquement la gibbosité est mesurée en flexion antérieure alors que sur la topographie de surface, la gibbosité est mesurée en position debout. Cette différence de posture explique l'incohérence des résultats obtenus.

CHAPITRE 4 DISCUSSION

Ce présent chapitre traite de façon générale de l'approche utilisée pour répondre aux objectifs visés par ce présent projet, aborde et discute les différents résultats obtenus et relève les limites de la méthode. Cette discussion porte alors sur la procédure de recalage établie pour obtenir la géométrie externe à l'intérieur du corset, la détermination du mouvement correcteur ainsi que l'analyse de l'effet de SpineCor sur la géométrie externe obtenue à l'intérieur du corset.

4.1 Évaluation de la procédure de recalage

La géométrie à l'intérieur du corset a été obtenue en appliquant un recalage par les splines d'approximation par plaques minces basées sur l'appariement de repères anatomiques extraits à partir de la surface externe sans et avec corset. La précision de cet algorithme a été évaluée à l'aide de repères anatomiques n'ayant pas été utilisés pour établir la transformation du recalage. L'erreur RMS moyenne a été calculée à partir de la distance entre la position approximative du repère anatomique obtenue par recalage et la position réelle de ce repère sur la géométrie externe du tronc avec corset. Cette métrique a été calculée pour toute la cohorte de patient. La précision alors obtenue est de l'ordre de $7,7 \pm 2,3$ mm. Plusieurs motifs pourraient expliquer ce manque de précision.

Dans un premier temps, au niveau de l'algorithme de recalage, l'erreur de positionnement des repères anatomiques a été négligée. Ce type d'erreur est sujet à beaucoup de variations provenant entre autre de l'expérience de l'opérateur et du pourcentage de tissus adipeux sur la surface du tronc du patient, rendant plus ou moins

difficile le repérage. Très peu d'études ont été réalisées à cet égard rendant l'évaluation de ce type d'erreur très difficile.

Dans un deuxième temps, les deux géométries externes, sans et avec corset, sont acquises à des moments différents et dans des conditions différentes. En effet, les deux acquisitions sont respectivement effectuées avant et après l'ajustement. Les marqueurs identifiant les repères anatomiques sont enlevés et réidentifiés entre les acquisitions. Cet aspect influence grandement la précision du recalage puisqu'une certaine variabilité est introduite.

La distribution et le nombre insuffisant de repères utilisés pour effectuer le recalage représentent aussi des facteurs influençant la précision. En effet, les points de contrôle utilisés pour effectuer le recalage ne sont pas dispersés uniformément. Certaines zones, comme par exemple le dos, ont très peu de repères identifiés, rendant l'approximation très peu précise à cet endroit. De plus, lorsqu'un seul point de contrôle est identifié pour une zone, la précision de l'approximation dans cette zone dépend étroitement de ce point. Si ce point est très peu reproductible, l'erreur d'approximation augmente.

Les paramètres choisis ne sont probablement pas les plus optimaux. Le choix des paramètres de notre application est basé sur l'étude exhaustive de Liao (Liao, 2004). Utilisant la même technique de recalage, Liao en 2004 a établi les paramètres qui minimisent l'erreur d'approximation. Ces paramètres établis ne sont pas nécessairement les plus optimaux dans le cas de notre application.

L'évaluation de l'erreur de recalage n'est pas très représentative de l'erreur sur toute la surface. En effet, l'erreur n'est pas uniformément distribuée au niveau de la surface puisque le recalage se base sur l'appariement de repères anatomiques. L'approximation est alors plus précise lorsqu'on s'approche des repères utilisés lors du

recalage et la précision est perdue à mesure que l'on s'en éloigne. Or, notre estimation de la précision se base sur l'erreur d'approximation de repères uniquement réservés à cette fin. Ces repères sont les moins reproductibles, ne sont pas dispersés uniformément et donc ne sont pas représentatifs de l'ensemble de la surface. La surface du tronc réelle dans le corset n'est pas accessible et donc une comparaison entre l'approximation et la surface réelle est impossible.

Malgré le fait que plusieurs motifs auraient influencé la précision de la méthode proposée et que son évaluation n'est pas assez représentative, l'étude élaborée par Liao a tout de même réussi à prouver la validité de cette méthode. En effet, l'erreur a été estimée au moyen d'une métrique calculant la distance moyenne entre la surface approximée et la surface réelle. La précision obtenue est de l'ordre de 2,7mm. Cette précision est beaucoup plus représentative de l'erreur sur toute la surface. À partir de cette précision, on peut affirmer que cette méthode de recalage est assez précise pour être utilisée dans le contexte de notre application. L'évaluation du recalage effectuée dans le cadre de ce projet présente l'erreur d'approximation dans le pire des cas puisque les repères utilisés pour l'évaluer sont les moins précis, les moins reproductibles.

4.2 Détermination du mouvement correcteur

Un ensemble d'indices cliniques a été défini afin de caractériser le mouvement correcteur spécifique à chaque type de courbure scoliotique. Chaque composante du mouvement correcteur a indépendamment été quantifiée. Le mouvement correcteur total est défini par la différence entre le descripteur évalué sur la géométrie obtenue à l'intérieur du corset et celui évalué sur la géométrie sans corset. Le mouvement correcteur obtenu et théorique ont été comparés afin d'attribuer le type de conformité. À partir des 20 cas évalués, 8 sont conformes, 7 sont partiellement conformes et 5 sont non conformes.

Premièrement, la répartition non uniforme des repères anatomiques sur la surface crée une augmentation des erreurs d'approximation à mesure que l'on s'éloigne de ces repères. Plus le mouvement correcteur agit sur une zone qui s'éloigne des repères, plus le mouvement obtenu divergera de celui réellement appliqué. La conformité du mouvement correcteur est alors étroitement lié à la précision du recalage. Plus le recalage est précis, plus le mouvement sera conforme.

Dans un deuxième temps, l'évaluation des descripteurs de nature locale est très peu précise alors que les descripteurs globaux dépendent étroitement des repères anatomiques. En effet, certains mouvements correcteurs sont évalués par le biais de descripteurs locaux tels que la rotation de surface ou la rotation du tronc. Ces indices sont calculés localement à partir de sections transversales du tronc. Par contre, le recalage agit en transformant globalement la surface externe sans corset pour modéliser celle à l'intérieur du corset. On s'attend donc à ce qu'une caractérisation plus locale devienne alors imprécise. Les descripteurs globaux, quant à eux, caractérisent mieux les transformations globales. Or, ils dépendent étroitement de la position des repères anatomiques. Moins le repère est reproductible, plus sa position est sujette à l'erreur, plus le descripteur mesuré devient imprécis. Par conséquent, le mouvement correcteur obtenu pourrait dans certain cas diverger de celui attendu.

Un autre aspect important : la définition du système de référence est plutôt arbitraire. Puisque la position des pieds est standardisée par un gabarit au sol, le mouvement correcteur total a été calculé en fonction du sol. Par hypothèse, lorsque le mouvement correcteur ne fait pas intervenir le bassin, on suppose que le bassin ne subit alors aucune transformation. Or, dans certains cas, cette hypothèse s'est avérée fausse et le bassin subit une certaine rotation qui implique aussi une rotation au niveau des membres supérieurs du tronc. Le mouvement correcteur résultant ainsi obtenu au niveau des épaules, du tronc ou de la base thoracique est modifié par la rotation du bassin.

Dans un autre ordre d'idée, la flexibilité du patient peut grandement influencer l'action du mouvement correcteur appliqué sur la géométrie externe du patient. Puisque les résultats obtenus sont comparés aux résultats attendus et que ces derniers sont indépendants de la flexibilité du patient, cela met en cause le standard de comparaison.

De plus, la totalité des composantes du mouvement correcteur obtenu n'est pas toujours significative puisqu'elle est sujette à l'erreur de recalage et à l'erreur du processus de mesure. Pazos en 2004 a établi la plus petite différence mesurable pour chaque indice clinique (Pazos et al., 2004). Se basant sur les SDD établis, les différences non significatives ont été relevées (voir Tableau 2-9). Dans plusieurs cas, les indices cliniques caractérisant le mouvement correcteur se sont avérés non significatifs; on ne peut donc conclure si la conformité est atteinte. Plusieurs facteurs pourraient avoir contribué à l'obtention de valeurs non significatives. Un des facteurs est l'utilisation d'indices locaux pour caractériser des mouvements plutôt globaux. Ces indices sont probablement inadéquats et ne sont pas assez sensibles pour caractériser le mouvement correcteur effectué. Pour, les descripteurs plutôt globaux, l'erreur liée à la mesure, quantifiée par le SDD, est assez élevée (voir Tableau 2-9). De plus, la précision de ces descripteurs dépend étroitement de la précision du recalage et de la reproductibilité des repères. Puisque l'erreur de mesure et l'erreur de précision sont élevées pour ce type d'indice, une plus grande partie de la valeur de l'indice peut être associée à l'erreur.

Finalement, l'échantillon de 20 patients est trop petit pour pouvoir tirer des conclusions quant à la validité de l'approche proposée. Il est très difficile de recruter assez de patients dans chaque catégorie et ce dans un délai raisonnable. La distribution naturelle des types de courbure fait en sorte que les courbes thoraciques droites sont beaucoup plus fréquentes que les courbures doubles ou lombaires. Le recrutement est une tâche assez ardue qui nécessite beaucoup de temps. Il implique de recueillir des patients qui débuteront un traitement par corset SpineCor et qui respectent tous les critères d'inclusions. Seul un nombre restreint de patients qui visitent la clinique

d'orthopédie de l'Hôpital Ste-Justine de Montréal nécessite un traitement par corset. Le recrutement implique aussi la sensibilisation des patients au projet, leur consentement volontaire ainsi que l'acquisition des données nécessaires pour accomplir le projet.

4.3 Évaluation de l'effet de SpineCor sur la géométrie externe à l'intérieur du corset

Des indices globaux ont été relevés sur la géométrie externe du patient sans corset et sur la géométrie externe obtenue à l'intérieur du corset. Puisque le nombre de patients n'est pas suffisant dans chacune des catégories, il est difficile de ressortir les tendances représentant alors les effets de SpineCor sur la géométrie externe à l'intérieur du corset. Or, certaines constatations ont toute de même pu être relevées.

La flexion ou le déjettement latéral augmente l'asymétrie des épaules dans le plan frontal dans le sens contraire de la flexion, et l'angle d'ouverture de taille contraire au sens de la flexion augmente aussi. Dans la majorité des cas, cette flexion entraîne aussi augmentation de la différence d'aire gauche/droite du côté de la flexion. La rotation des épaules entraîne une rotation des seins dans le même sens. Bien que dans certains cas, la flexion n'est pas statistiquement significative, cette flexion semble produire l'effet observé sur la géométrie externe à l'intérieur du corset. Une translation de la base du thorax ou de la base du tronc entraîne une augmentation de l'ouverture de la taille dans le sens de la translation. Malgré le fait que l'on croit que le bassin se stabilise dans le corset, l'inclinaison du bassin augmente dans bien des cas.

Au niveau du pseudo angle de Cobb, aucune tendance particulière n'a été observée. C'est un indice très peu précis puisqu'il se base sur une recherche des points d'infexion sur une courbe d'interpolation. De plus, très peu de repères au niveau du

dos ont été utilisés lors du recalage et donc cette zone est imprécise et c'est ce qui explique la variabilité de cet angle.

Au niveau local, seul la gibbosité est considérée puisque cet indice a un intérêt clinique. En clinique, cet indice est relevé au apex sans et avec le corset. Dans le cas étudié, puisque aucune information des niveaux vertébraux n'est disponible, la gibbosité maximale ainsi que sa hauteur sont relevés à partir de la géométrie avant corset. À la même hauteur, la gibbosité est relevée à partir de la géométrie obtenue à l'intérieur du corset. La rotation de section est un indice qui permet de caractériser la gibbosité directement mesurée sur les sections transversales de la géométrie. Généralement, il est possible de remarquer que dans certains cas, la gibbosité maximale a bel et bien diminuée au niveau de la géométrie obtenue à l'intérieur du corset. Or, dans certains autres cas, on remarque plutôt une augmentation. En principe, on s'attend à ce que la gibbosité dans le corset diminue dans tous les cas. Plusieurs raisons peuvent expliquer cette divergence.

Un premier facteur réside dans le manque de précision de l'indice de la rotation de section. Cet indice implique de détecter des bosses. Or, leur détection est assez irrégulière dû à la présence de bruit et à la recherche de maximums qui parfois échoue. De plus, les gibbosités sont beaucoup plus détectables dans la zone thoracique que dans la zone lombaire. Or, comme mentionné précédemment, la précision dans la zone du dos est faible puisque très peu de repères dans cette zone ont été utilisés pour le recalage. Pour ce qui est de la rotation du tronc, elle dépend de la forme de la section qui est souvent bruitée et dépend plus du pourcentage de tissus adipeux que de la structure interne sous-jacente. Finalement, la différence de posture adoptée pour mesurer la gibbosité en clinique et directement sur la topographie de surface peut expliquer l'incohérence des résultats obtenus. En effet, cliniquement la gibbosité est mesurée en flexion antérieure alors que sur la topographie de surface, la gibbosité est mesurée en position debout.

Finalement, comme mentionné précédemment, il s'agit d'un indice local calculé à partir de transformations plutôt globales et donc, les résultats obtenus à un niveau plus local comme la gibbosité sont imprécis.

CHAPITRE 5 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif principal de ce projet est de développer une nouvelle approche non invasive permettant de quantifier le mouvement correcteur induit par le corset SpineCor ainsi que son effet sur la géométrie à l'intérieur du corset. Plus spécifiquement, il s'agit d'extrapoler la géométrie du tronc à l'intérieur du corset, de quantifier le mouvement correcteur spécifique à chaque type de courbure à partir d'un ensemble de descripteurs cliniques, et finalement d'analyser et de quantifier l'effet du corset SpineCor sur le tronc à partir des indices cliniques globaux et locaux.

La surface de tronc à l'intérieur du corset a été extrapolée utilisant une approche par splines d'approximation par plaques-minces. Il s'agit d'une technique de recalage élastique basé sur l'appariement de repères anatomiques. Des repères anatomiques distribués selon les zones de déformations potentielles sont identifiés sur la géométrie sans et avec corset. Une transformation élastique, permettant d'apparier les points qui correspondent, est établie. La géométrie sans corset est alors déformée selon cette transformation pour approximer la géométrie à l'intérieur du corset.

Liao en 2004 a appliqué la même méthode pour modéliser le changement de posture entre deux modalités d'acquisitions. La précision de la méthode de recalage entre la surface approximée et la surface réelle est de l'ordre de 2,7mm. Ce résultat confirme que la méthode est assez précise pour être appliquée dans le contexte de ce présent projet. Dans le contexte de ce présent projet, la précision de la technique a été évaluée afin de valider l'algorithme de recalage par splines plaques minces. Pour cela, un ensemble de repères, non utilisés pour le recalage, ont été transformés selon la déformation élastique établie. L'erreur RMS, sur toute la cohorte de 20 patients, a été évaluée entre la position d'approximation et la position réelle. La précision obtenue est de $7,7\text{mm} \pm 2,3\text{mm}$. Bien que cette précision soit faible, elle représente le pire des cas

puisque les repères utilisés pour l'évaluer sont les moins reproductibles. Seuls ces repères étaient disponibles pour effectuer cette analyse.

Plusieurs facteurs additionnels peuvent expliquer cette précision assez faible. Entre autres, l'erreur de localisation des repères anatomiques due au positionnement des repères sur la surface du tronc a été négligée. Cette erreur varie grandement en fonction de l'opérateur et du pourcentage de tissus adipeux couvrant les structures osseuses. De plus, puisque les deux acquisitions sont effectuées à des moments différents et dans des conditions différentes, une variabilité est introduite ce qui diminue la précision du recalage. La dispersion et le nombre insuffisant des repères pour effectuer le recalage rendent l'approximation très peu précise dans les zones où l'on s'éloigne des points de contrôles. Dans le contexte de notre application, le choix des paramètres de recalage, basé sur l'étude effectuée par Liao, n'est probablement pas le plus optimal. Finalement l'évaluation de cette précision se base sur l'évaluation de l'erreur d'approximation parmi un ensemble très restreint de repères. Les repères ne sont pas uniformément distribués et, par le fait même, ne sont pas représentatifs de l'erreur sur toute la surface.

Le mouvement correcteur résultant est obtenu en analysant la surface à l'intérieur du corset comparativement à celle sans le corset. Cette analyse consiste donc à évaluer un ensemble de descripteurs permettant de caractériser chaque composante du mouvement correcteur spécifique à chaque type de courbure. La conformité entre le mouvement théorique et le mouvement obtenu a été considérée sur la cohorte de patients. Or, si l'un des descripteurs permettant de caractériser le mouvement correcteur n'est pas significatif au sens du SDD (voir Tableau 2-9), on ne peut conclure quant à la conformité des résultats obtenus.

Un total de 8 sur 20 patients ont obtenu une conformité totale alors que 7 ont été partiellement conformes et que 5 ont été non conformes. Plusieurs facteurs peuvent avoir influencé la conformité du mouvement correcteur résultant. Dans un premier

temps, le nombre insuffisant et la non uniformité des repères créent une approximation plus précise près des zones contenant des repères alors que la précision diminue à mesure que l'on s'éloigne. Lorsque le mouvement correcteur fait intervenir une zone qui s'éloigne des repères, la probabilité de non conformité augmente. De plus, les mouvements correcteurs affectant des zones qui ne contiennent pas de points de contrôle sont mesurés à partir de descripteurs locaux. Ce type de descripteur n'est pas assez sensible pour caractériser un mouvement correcteur plutôt global. Dans un autre ordre d'idée, la définition d'une référence plutôt arbitraire pourrait avoir influencé les résultats et par le fait même la conformité. Finalement, les descripteurs cliniques caractérisant le mouvement correcteur sont parfois non significatifs, c'est-à-dire que la majeure partie de la valeur obtenue est sujette à l'erreur. Le mouvement correcteur est de nature globale alors que parfois ce mouvement est caractérisé par des descripteurs de nature locale. Pour ce qui est des indices de nature globale, l'erreur de précision de ces repères dépend de leur reproductibilité et de l'erreur de recalage. L'erreur de mesure quant à elle est assez élevée, ce qui a pour conséquence qu'une plus grande partie de la valeur est liée à l'erreur.

L'effet du corset SpineCor a été évalué à partir d'un ensemble d'indices globaux et locaux. Puisque la transformation par recalage est plutôt de nature globale, l'évaluation des indices globaux est beaucoup plus pertinente. Dans un premier temps, un ensemble d'indices d'asymétrie globale a été évalué sur la géométrie du patient sans et avec corset afin de comparer et de faire ressortir les tendances. Les tendances identifiées confirment que le corset affecte la géométrie à l'intérieur du corset de façon globale. L'effet observé dépend étroitement du mouvement correcteur. Dans un deuxième temps, à un niveau plus local, la rotation de section a été évaluée afin de comprendre l'effet du corset sur la gibbosité. La gibbosité est un indice ayant un intérêt clinique. Puisqu'aucune information n'est disponible au niveau de l'apex de la courbure sur la géométrie externe du patient, la gibbosité maximale et sa hauteur correspondante ont été évaluées sur la géométrie sans corset et relevées à la même hauteur sur la

géométrie avec corset. Il a alors été possible d'évaluer la variation de la gibbosité maximale à travers les deux géométries. Dans plus de la moitié des cas, comme attendu, la gibbosité semble avoir bel et bien diminuée alors que dans les cas restants, la gibbosité a plutôt augmenté. En principe, on s'attend à ce que la gibbosité diminue. Cette divergence peut être expliquée par plusieurs facteurs. Le premier est le manque de précision de l'indice de rotation de section. Comme mentionné précédemment, la détection des bosses est intermittente. Les sections sont bien souvent bruitées et dépendent plus du pourcentage de tissus adipeux que des structures osseuses sous-jacentes. De plus, les bosses sont plus apparentes au niveau thoracique qu'au niveau lombaire. Finalement, la précision du recalage dans la zone du dos est faible puisque très peu de repères ont été identifiés dans cette zone, ce qui explique la divergence.

Sommes toutes, la contribution de ce projet réside dans le développement d'une nouvelle approche non invasive pour quantifier le mouvement correcteur du corset SpineCor et son effet sur la géométrie externe à l'intérieur du corset. Ce projet répond à un besoin clinique : il s'agit d'une méthode d'évaluation quantitative du mouvement correcteur induit par le corset sur le tronc. Cette méthode permet d'améliorer l'ajustement du corset afin de fournir un traitement plus optimal. De plus, une évaluation quantitative de son effet permet de quantifier l'apparence externe à l'intérieur du corset. Jusqu'à présent, aucune méthode d'évaluation quantitative n'a été élaborée. En clinique, l'évaluation de l'ajustement du corset est qualitative, dépend étroitement du jugement de l'expert et est limitée à la correction des structures osseuses sous-jacentes. Bien que plusieurs limites aient été relevées, le nombre d'échantillons disponibles ne permet pas de conclure quant à la validité de cette approche. Par contre, plusieurs améliorations peuvent être apportées au niveau de l'évaluation de la précision du recalage, de la détermination du mouvement correcteur et de l'évaluation de l'effet du corset SpineCor.

Plusieurs recommandations peuvent être mentionnées quant à la procédure de recalage et de son évaluation. Dans un premier temps, en établissant une collecte de donnée de patients traités par SpineCor, un échantillon assez grand pour chaque catégorie de courbure pourrait être constitué afin d'établir une validation. Pour évaluer la précision du recalage de façon plus rigoureuse, il serait souhaitable de désigner un ou des volontaires afin d'identifier une série de repères anatomiques répartis sur le tronc qui sera utilisée pour évaluer l'erreur du recalage et ce, en plus des repères utilisés pour le recalage. Après avoir obtenu une évaluation de la précision du recalage plus rigoureuse, il faudra établir le paramètre de régularisation λ qui minimise l'erreur de recalage de sorte que le paramètre de régularisation soit le plus optimal au sens de l'erreur. Afin d'augmenter la précision du recalage, il est recommandé de définir un ensemble plus grand de repères anatomiques couvrant les zones du dos, des épaules, de la taille et du bassin.

Plusieurs autres recommandations peuvent être formulées quant à la détermination du mouvement correcteur. Dans un premier temps, il est recommandé de repérer le niveau T12 sur les deux géométries sans et avec corset avant l'acquisition afin d'établir la flexion à T12 comprise dans certains mouvements correcteurs. En deuxième lieu, on pourra établir de nouveaux repères anatomiques se situant dans les zones où le mouvement correcteur pourrait avoir lieu. Par exemple, des repères anatomiques devraient se situer au niveau de la base thoracique et au niveau du thorax. À partir de ces repères, de nouveaux descripteurs plus globaux permettront d'évaluer le mouvement correcteur au niveau du thorax et de la base thoracique. La fiabilité, la variabilité et la reproductibilité de tous ces nouveaux descripteurs du mouvement correcteur devront être évaluées. Finalement, on pourra établir le mouvement correcteur total du bassin en référence au sol et celui de tous les autres membres en référence au bassin.

Les recommandations relatives à l'évaluation de l'effet du corset sur la géométrie à l'intérieur du corset consistent d'une part à établir un nouvel algorithme

permettant de quantifier la gibbosité, et d'autre part, à un niveau plus global, d'évaluer la fiabilité, la variabilité et la reproductibilité des descripteurs globaux utilisés pour analyser la surface à l'intérieur du corset.

Finalement, la retombée principale de ce projet est la détermination d'une méthode non invasive permettant de quantifier le mouvement correcteur du corset SpineCor et son effet sur la géométrie à l'intérieur du corset. La détermination du mouvement correcteur offre une évaluation quantitative des mouvements en amplitude et en orientation afin de mieux saisir l'action et la force que le corset induit sur la géométrie externe du patient. La quantification de ce mouvement correcteur permettra de mieux évaluer l'ajustement du corset afin d'optimiser son effet. L'optimisation de l'effet réduirait probablement le temps de port du corset. L'analyse de la géométrie à l'intérieur du corset permettra de quantifier les effets non seulement dans les zones affectées par le mouvement correcteur mais aussi dans les zones qui pourrait produire une réaction au mouvement. De plus, l'apparence externe du patient à l'intérieur du corset est prise en compte en plus de la correction des structures osseuses dans le corset. Cette analyse peut aussi aider le clinicien à prendre les décisions nécessaires quant à l'ajustement du corset, au début ou durant le traitement. L'évaluation de l'effet du corset SpineCor est non invasive afin de diminuer les doses de radiographies nocives pour la santé et ce, au fil des suivis du traitement.

RÉFÉRENCES

- Ascani, E., Bartolozzi, P., Logroscino, C. A., Marchetti, P. G., Ponte, A., Savini, R., Travaglini, F., Binazzi, R., et Di Silvestre, M. (1986). Natural history of untreated idiopathic scoliosis after skeletal maturity. *Spine*, 11(8), 784-789.
- Aubin, C. E., Petit, Y., Stokes, I. A., Poulin, F., Gardner-Morse, M., et Labelle, H. (2003). Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6(1), 27-32.
- Batouche, M., et Benlamri, R. (1994). *A computer vision system for diagnosing scoliosis*, San Antonio, TX, USA.
- Bazen, A. M., et Gerez, S. H. (2003). Fingerprint matching by thin-plate spline modelling of elastic deformations. *Pattern Recognition*, 36(8), 1859-1867.
- Bigg, R. H. (1882). Spinale Curvature. *London, Churchill*.
- Blount, W. P., Schmidt, A. C., Keever, E. D., et Leonard, E. T. (1958). Milwaukee brace in the operative treatment of scoliosis. *J Bone Joint Surg*, 40A, 511.
- Bookstein, F. L. (1989). Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine. Intell.*, 11, 567-585.
- Bradford, E. H., et Brackett, E. G. (1893). Treatment of lateral curvature by means of pressure correction. *Boston Med Surg J*, 128, 463-468.

- Brown, B. J., et Rusinkiewicz, S. (2004). Non-rigid range-scan alignment using thin-plate splines. *Proceedings of the 2nd International Symposium on 3D Data Processing, Visualization and Transmission*, 759-765.
- Bunnell, W. P. (1984). An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg Am*, 66(9), 1381-1387.
- Carman, D. L., Browne, R. H., et Birch, J. G. (1990). Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *J Bone Joint Surg Am*, 72(3), 328-333.
- Cheriet, F., Jiang, D., et Steward, N. F. (2005). Modelling and simulation of scoliotic deformities. *Proceeding Modelling, Identification, and Control*
- Climent, J. M., et 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., Aubin, C. E., et Labelle, H. (2007). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Med Biol Eng Comput*, 45(5), 467-473.
- Clin, J., Aubin, C. E., Parent, S., Ronsky, J., et Labelle, H. (2006). Biomechanical modeling of brace design. *Stud Health Technol Inform*, 123, 255-260.
- Cloutier, L. P., Aubin, C. E., et Grimard, G. (2007). Biomechanical study of anterior spinal instrumentation configurations. *Eur Spine J*.
- Cobb, J. R. (1948). Outline for the study of scoliosis, instructional course lecture. - the *AAOS*, 5, 261-275.

Coillard, C., Leroux, M. A., Badeaux, J., et Rivard, C. H. (2002). SPINECOR: a new therapeutic approach for idiopathic scoliosis. *Research into Spinal Deformities 3*, 215-217.

Coillard, C., Leroux, M. A., Zabjek, K. F., et Rivard, C. H. (1999). The reducibility of idiopathic scoliosis during non-operative treatment. *Annales de chirurgie*, 53(8), 781-791.

Coillard, C., Leroux, M. A., Zabjek, K. F., et Rivard, C. H. (2003). SPINECOR: a non-rigid brace for the treatment of Idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 12, 141-148.

Coillard, C., Vachon, V., Circo, A. B., Beauséjour, M., et 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. *J Pediatr Orthop*, 27(4), 375-379.

Cotrel, Y. (1959). Les types de scolioses. - *J. Kinésither*, 7.

Dangerfield, P. H., Pearson, J. D., Nunn, N., Dorgan, J. C., Klenerman, L., Hobson, C. A., et Harvey, D. M. (1992). Measurement of the angle of trunk inclination using a computerised imaging system. *Surface Topography and Spinal Deformity VI*, 17-21.

Dawson, E. G., Kropf, M. A., Purcell, G., Kabo, J. M., Kanim, L. E., et Burt, C. (1993). Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis. *Spine*, 18(3), 326-331.

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C.-E., et 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. on biomed. eng.*, 50(8), 989-998.

- Desroches, G., Aubin, C. E., et Rivard, C. H. (2006). Biomechanical modeling of anterior spine instrumentation in AIS. *Stud Health Technol Inform*, 123, 415-418.
- Diab, K. M., Sevastik, J. A., Hedlund, R., et Suliman, I. A. (1995). Accuracy and applicability of measurement of the scoliotic angle at the frontal plane by Cobb's method, by Ferguson's method and by a new method. *Eur Spine J*, 4(5), 291-295.
- Dickson, R. A., et Weinstain, S. L. (1999). Bracing (and screening) - Yes or no? *J Bone Joint Surg Am*, 81-B, 193-198.
- DiRaimondo, C. V., et Greene, N. E. (1988). Brace-wear compliance in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *J. Pediatr. Orthop.*, 8, 143-146.
- Doody, M. M., Lonstein, J. E., Stovall, M., Hacker, D. G., Luckyanov, N., et Land, C. E. (2000). Breast cancer mortality after diagnostic radiography. Findings from the U.S. scoliosis cohort study. *Spine*, 25(16), 2052-2063.
- Drerup, B., et Hierholzer, E. (1987). Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 961-970.
- Drerup, B., et Hierholzer, E. (1992). First experiences with clinical applications of video rasterstereography. *Surface Topography and Spinal Deformity VI*, 202-208.
- Drerup, B., et Hierholzer, E. (1994). Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clinical Biomechanics*, 9(1), 28-36.
- Emans, J. B. (2000). Brace treatment of idiopathic scoliosis: what makes sens in the new millennium. *SPINE : State of the Art Reviews*, 14(1), 21-44.

Emans, J. B. (2003). Reference manual for the Boston Scoliosis Brace. *33rd Annual Meeting, Brace Instructional Course*.

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

Evans, A. C., Dai, W., Collins, L., Neelin, P., et Marrett, S. (1991). Warping of a computerized 3-D atlas to match brain image volumes for quantitative neuroanatomical and functional analysis. *Proc. SPIE 1445 Medical Imaging V : Image Processing*, 236-246.

Fortin, D. (2002). *Développement et évaluation clinique d'un outil de conception et d'ajustement des corsets orthopédiques pour le traitement de la scoliose. Mémoire de Maîtrise*. École Polytechnique de Montréal.

Frobin, W., et Hierholzer, E. (1981). Rasterstereography: a photogrammetric method for measurement of body surfaces. *J Biol Photogr, 51*(1), 11-17.

Frobin, W., et Hierholzer, E. (1982). Analysis of human back shape using surface curvatures. *Journal of Biomechanics, 15*(5), 379-390.

Gepstein, R., Leitner, Y., Zohar, E., Angel, I., Shabat, S., Pekarsky, I., Friesem, T., Folman, Y., Katz, A., et Fredman, B. (2002). Effectiveness of the Charleston bending brace in the treatment of single-curve idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop, 22*(1), 84-87.

Goldberg, C. J., Dowling, F. E., Hall, J. E., et Emans, J. B. (1993). A statistical comparison between natural history of idiopathic scoliosis and brace treatment in skeletally immature girls. *Spine, 18*, 902-908.

- Goldberg, M. S., Poitras, B., Mayo, N. E., Labelle, H., Bourassa, R., et Cloutier, R. (1988). Observer variation in assessing spinal curvature and skeletal development in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine, 13*(12), 1371-1377.
- Greene, N. E. (1986). Part-time bracing of adolescent idiopathic scoliosis. *J. Bone and Joint Surg., 68-A*, 738-742.
- Guillaumat, M., Lebard, J. P., Khouri, N., et Tassin, J. L. (1991). *Scoliose idiopathique en période de croissance*. : -Éditions Techniques - Encycl. Méd. Chir. (Paris-France), Appareil locomoteur, 15874 A10.
- Hall, J. H., Miller, M. E., Shumann, W., et Stanish, W. (1975). A refined concept in the orthotic management of scoliosis. *Orthot Prosthet, 29*, 7.
- Harder, R., et Desmarais, R. (1972). Interpolation using surface splines. *Computer Graphics, 25*(4), 113-121.
- Harrington, P. R. (1968). Nonoperative treatment of scoliosis. *Texas Med, 64*, 64-65.
- Hegland, M., Roberts, S., et Atlas, I. (1998). Finite element thin plate spline for data mining applications. *Mathematical Methods for Curves and Surfaces*, 245-252.
- Hill, D. L., Mahood, J. K., Moreau, M. J., Raso, V. J., et Durdle, N. G. (1997). The Scoring of Trunk Distortion in Scoliosis. *Research into Spinal Deformities 1*, 289-292.
- Hippocrates. (1849). The genuine works of Hippocrates. Translated by Francis Adams. *New York, Wm Wood.*
- Hooper, C. R., Reed, F. E., et Price, T. P. (2003). The Charleston Bending Brace : An orthotist's guide to scoliosis management. The Charleston begin brace fundation 1990.

- Howard, A., Wright, J. G., et Hedden, D. (1998). A comparative study of TLSO, Charleston, and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis. *Spine*, 23(22), 2404-2411.
- Inami, K., Suzuki, N., Ono, T., Yamashita, Y., Kohno, K., et Morisue, H. (1999). Analysis of posterior trunk symmetry index (Potsi) in scoliosis. Part 2. *Research intro spinal deformitites 2.*, 85-88.
- Ishida, A., Suzuki, S., Imai, S., et Mori, Y. (1982). Scoliosis evaluation utilising truncal cross-sections. *Med Biol Eng Comput*, 20(2), 181-186.
- Jaremko, J. L. (2001). Estimation of scoliosis severity from the torso surface by neural networks. *Thèse de Doctorat, University de Calgary, Alberta, 2001*.
- Jaremko, J. L., Poncet, P., Ronsky, J., Harder, J., Dansereau, J., Labelle, H., et Zernicke, R. F. (2002a). Genetic Algorithm--Neural Network Estimation of Cobb Angle from Torso Asymmetry in Scoliosis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124(5), 496-503.
- Jaremko, J. L., Poncet, P., Ronsky, J., Harder, J., Dansereau, J., Labelle, H., et Zernicke, R. F. (2002b). Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis. *Clinical Biomechanics*, 17(8), 559-568.
- Jaremko, J. L. B. S., Poncet, P. P., Ronsky, J. P., Harder, J. M. D., Dansereau, J. P., Labelle, H. M. D. a., et Zernicke, R. F. P. (2001). Estimation of Spinal Deformity in Scoliosis From Torso Surface Cross Sections. *Spine*, 26(14), 1583-1591.
- Johnson, H. J., et Christensen, G. E. (2001). Landmark and intensity-based, consistent thin-plate spline image registration. *Information Processing in Medical Imaging: 17th International Conference, IPMI 2001, Davis, CA, USA, June 18-22, 2001, Proceedings*, 329-343.

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

Katz, D. E., Richards, B. S., Browne, R. H., et Herring, J. A. (1997). A comparison between the Boston brace and the Charleston bending brace in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 22(12), 1302-1312.

Korovessis, P. G. M. D., et Stamatakis, M. V. M. D. (1996). Prediction of Scoliotic Cobb Angle With the Use of the Scoliometer. *Spine*, 21(14), 1661-1666.

Labelle, H., et Dansereau, J. (1990). Spine : State of the Art Reviews 4. 239-249.

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., et Jequier, J. C. (1995). Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *Eur Spine J*, 4(2), 88-94.

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

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., Poitras, B., Rivard, C. H., Stokes, I. A., et De Guise, J. (1995). Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Debousset procedure. *Spine*, 20(23), 2487-2492.

Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Hecquet, J., et Marty, C. (1998). Pelvic incidence : a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J*, 7, 99-103.

- Levy, A. R., Goldberg, M. S., Hanley, J. A., Mayo, N. E., et Poitras, B. (1994). Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis. *Health Physics*, 66(6), 621-633.
- Liao, Q. H. (2004). *Fusion of deformable anatomical structures of human torso*. École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Litwinowicz, P., et Williams, L. (1994). Animating images with drawings. *International conference on computer graphics and interactive techniques. Proceedings of the 21 st annual conference on computer graphics and interactive techniques*, 409-412.
- Liu, X. C., Thometz, J. G., Lyon, R. M., et Klein, J. (2001). Functional classification of patients with idiopathic scoliosis assessed by the Quantec system: a discriminant functional analysis to determine patient curve magnitude. *Spine*, 26(11), 1274-1278; discussion 1279.
- Lonstein, J. E., Bradford, D. S., Winter, R. B., et Ogilvie, J. W. (1995). *Textbook of scoliosis and other spinal deformities* (3e ed.): W.B. Saunders Company.
- Lonstein, J. E., et Carlson, J. M. (1984). The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *J Bone Joint Surg Am*, 66A, 1061-1071.
- Lonstein, J. E., et Carlson, L. M. (1984). The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *J Bone Joint Surg*, 66A, 1061-1071.
- Lonstein, J. E., et Smith, B. G. (1998). Milwaukee brace treatment of scoliosis. *33rd Annual Meeting, Brace Instructional Course*.
- Lonstein, J. E., et Winter, R. B. (1994). Milwaukee brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis - review of 939 patients. *J Bone Joint Surg*, 76A, 1207-1221.

Mahood, J. K., Moreau, M. J., Hill, D. L., et Raso, V. J. (1995). Perceptions of cosmetic deformity in scoliosis. In : *Three dimensional analysis of spinal deformities* M. D'Amico et al. (eds.) IOS Press, 239-242.

Marieb, E. N. (1993). *Anatomie et physiologie humaines* (2e ed.): ERPI.

Mayo, N. E., Goldberg, M. S., Poitras, B., Scott, S., et Hanley, J. (1994). The Ste-Justine Adolescent Idiopathic Scoliosis Cohort Study. Part III: Back pain. *Spine*, 19(14), 1573-1581.

Miller, N. H. (2000). The role of genetic factors in the etiology of idiopathic scoliosis. *Spine: State of the Art Reviews*, 14, 313-317.

Minguez, M. F., Buendia, M., Cibrian, R. M., Salvador, R., Laguia, M., Martin, A., et Gomar, F. (2006). Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *Eur Spine J*.

Moe, J. E. (1978). *Scoliosis and other spinal deformities*. Philadelphia; Toronto : Saunders.

Montgomery, F., et Willner, S. (1989). Prognosis of brace-treated scoliosis - Comparison of the boston and milwaukee methods in 244 girls. *Acta Orthop Scand*, 60(4), 383-385.

Moreland, M. S., Pope, M. H., Wilder, D. G., Stokes, I., et Frymoyer, J. W. (1981). Moire fringe topography of the human body. *Med Instrum*, 15(2), 129-132.

- Morrissy, R. T., Goldsmith, G. S., Hall, E. C., Kehl, D., et Cowie, G. H. (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *J Bone Joint Surg Am*, 72(3), 320-327.
- Nachemson, A. L., et Peterson, L. E. (1995). Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society. *J. Bone and Joint Surg.*, 77A(6), 815-822.
- Negrini, S., Aulisa, L., et Ferraro, C. (2005). Italian guidelines on rehabilitation treatment of adolescents with scoliosis or other spine deformities. *Eura Mediophys*, 41, 183-201.
- NIAMS. (2001). Questions and Answers about Scoliosis in Children and Adolescents. from <http://www.niams.nih.gov/hi/topics/scoliosis/scochild.htm>
- Oda, M., Rauh, S., Gregory, P. B., Silverman, F. N., et Bleck, E. E. (1982). The significance of roentgenographic measurement in scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 2(4), 378-382.
- Olafsson, Y., Saraste, H., Soderlund, V., et Hoffsten, M. (1995). Boston brace in treatment of idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 15(4), 524-527.
- Ono, T. (1995). Trunk deformity in scoliosis studied by surface measurement. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, 69, 915-926.
- Pare, A. (1634). The Works of that Famous Chirurgion Ambrose Parey. Translated by Th. Johnson. Th Cotes and R Young. *London*.

Pazos, V. (2002). *Développement d'un système de reconstruction 3D et d'analyse de la surface externe du tronc humain pour un suivi non invasif des déformations scoliotiques*. École Polytechnique de Montréal, Montréal.

Pazos, V., Cheriet, F., Dansereau, J., Ronsky, J., Zernicke, R. F., et Labelle, H. (2004). Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *European Spine Journal, in revision, , in revision*.

Pazos, V., Cheriet, F., Song, L., Labelle, H., et Dansereau, J. (2005). Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. *Med Biol Eng Comput, 43*(1), 11-15.

Pearsall, D. J., Reid, J. G., et Hedden, D. M. (1992). Comparaison of three noninvasive methods for measuring scoliosis. *Physical Therapy, 72*(9), 648-657.

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

Poncet, P., Delorme, S., Dudley, R., Ronsky, J., Dansereau, J., Harder, J., Dewar, R., Labelle, H., Gu, P. H., et Zernicke, R. (1999). 3D reconstructions of external and internal geometries of trunk using laser and stereographic imaging techniques. *Research intro spinal deformitites 2.*, 21-24.

Ponseti, I. V., et Friedman, B. (1950). Prognosis in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am, 32A*(2), 381-395.

Raso, V. J., Lou, E., Hill, D. L., Mahood, J. K., Moreau, M. J., et Durdle, N. G. (1998). Trunk distortion in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research, 18*(2), 222-226.

- Richards, B. S., Bernstein, R. M., D'Amato, C. R., et Thompson, G. H. (2005). Standardization of criteria for adolescent idiopathic scoliosis brace studies. *Spine*, 30(18), 2068-2075.
- Risser, J. (1955). The application of body casts for the correction of scoliosis. *Am Acad Orthop Surg (Instructional Course Lecture)*, 12, 255.
- Rivard, C.-H. (1993). United States Patent No.
- Rivard, C. H. (2002). SpineCor System. *33rd Annual Meeting, Brace Instructional Course*.
- Rivard, C. H., et Coillard, C. (2003). *SpineCor System : Reference Manual*.
- Robitaille, M., Aubin, C. E., et Labelle, H. (2006). Biomechanical assessment of variable instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis: preliminary analysis of 3 patients and 6 scenarios. *Stud Health Technol Inform*, 123, 309-314.
- Roger, R. E., Stokes, I. A. F., Harris, J. D., Frymoyer, J. W., et Ruiz, C. (1979). Monitoring adolescent idiopathic scoliosis with moire fringe photography. *Engineering in Medicine*, 8(3), 119-127.
- Rohr, K., Stiehl, H. S., Sprengel, R., Buzug, T. M., Weese, J., et Kuhn, M. H. (2001). Landmark-based elastic registration using approximating thin-plate splines. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(6), 526-534.
- Rowe, D. E., Bernstein, S. M., Riddick, M. F., Adler, F., Emans, J. B., et Gardner-Bonneau, D. (1997). A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 79(5), 664-674.

Rowe, D. E., et Kalamazoo, M. (1998). The scoliosis research society brace manual. *33rd Annual Meeting, Brace Instructional Course*.

Smith, B. G., et Harrigan, T. (1998). The Milwaukee brace. Bracing Manual. *Scoliosis research society*.

Song, L., Bourassa, Y., Beauchamp, D., et Lemelin, G. (2002). CA2267519-A1; US6493095-B1; CA2305057-C.

SRS. (2004). Scoliosis Research Society. Definition of scoliosis term. Available at : <http://www.srs.org/patients/glossary.asp>.

Stokes, I., Cobb, L., et Moreland, M. S. (1985). Surface shape analysis of spinal deformity. *Automedica*, 6, 71-83.

Stokes, I., et Moreland, M. S. (1987). Measurement of the shape of the surface of the back in patients with scoliosis. The standing and forward-bending positions. *J Bone Joint Surg Am*, 69(2), 203-211.

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

Stokes, I. A., Armstrong, J. G., et Moreland, M. S. (1988). Spinal deformity and back surface asymmetry in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*, 6(1), 129-137.

Stokes, I. A., Burwell, R. G., et Moreland, M. S. (1987). Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*, 5, 102-113.

- Stokes, I. A. F., et Moreland, M. S. (1989). Concordance of Back Surface Asymmetry and Spine Shape in Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 14(1), 73-78.
- Suzuki, N., Armstrong, G. W. D., et Armstrong, J. (1981). Application of Moiré topography to spinal deformity. in Moreland, M. S., Pope, M. H., and Armstrong, G. W. D. (Eds): 'Moiré fringe topography and spinal deformity' (Pergamon Press, 1981), 225-240.
- Suzuki, N., Inami, K., Ono, T., Kohno, K., et Asher, M. A. (1999). Analysis of posterior trunk symmetry index (Potsi) in scoliosis. Part 1. *Research intro spinal deformitites* 2, 81-84.
- Suzuki, N., Ono, T., Tezuka, M., et Kamiishi, S. (1992). Moiré Topography and Back Shape Analysis -Clinical Application-. *Internation Symposium on 3-D Scoliotic Deformities joined with the VIIth International Symposium on Spinal Deformity and Surface Topography*, 124-130.
- Suzuki, N., Tezuka, M., et T., T. (1995). *Scoliosis follow-up by back shape analysis; Evaluation of its reliability. Three dimensional analysis of spinal deformities*: Ed. M. O. Amico, A. Merolli, G.C. Santambrogio; IOS Press, A.504-408.
- Thulbourne, T., et Gillespie, R. (1976). The rib hump in idiopathic scoliosis. Measurement, analysis and response to treatment. *J Bone Joint Surg [Br]*, 58, 64-71.
- Tredwell, S. J., et Bannon, M. (1988). The use of the ISIS optical scanner in the management of the braced adolescent idiopathic scoliosis patient. *Spine*, 13(10), 1104-1105.
- Turner-Smith, A. R., et Harris, J. D. (1983). *Analysis of scoliosis by back shape topography*, San Diego, CA, USA.

- Turner-Smith, A. R., Harris, J. D., Houghton, G. R., et Jefferson, R. J. (1988). A method for analysis of back shape in scoliosis. *Journal of Biomechanics*, 21(6), 497-509.
- Vachon, V., Coillard, C., Zabjek, K. F., Rhalmi, S., et Rivard, C. H. (2006). Survival analysis of a group of 365 idiopathic scoliosis patients treated with Dynamic SpineCor Brace. *Résonnances Européennes du Rachis*, 14(43), 1782-1786.
- Van Poucke, M., Boone, P., et Vercauteren, M. (1987). *ISIS: integrated shape imaging system (Oxford Metrics Ltd.). A new system for follow-up of scoliosis*, Brussels, Belgium.
- Wahba, G. (1990). *Spline models for observational data*. Philadelphia, PA: Soc. Ind. Appl. Math.
- Watts, H. G., Hall, J. E., et Stanish, W. (1977). The Boston brace system for the treatment of low thoracic and lumbar scoliosis by the use of girdle without superstructure. *Clin Orthop*, 126L, 87-92.
- Weinstein, S. L. (1984). Idiopathic scoliosis : Natural history of curve progression. *Proceedings of the Scoliosis Research Society*, 71-78.
- Weinstein, S. L. (1994). The pediatric spine : principle and practice. *Raven Press*.
- Weinstein, S. L. (1999). Natural history. *Spine*, 14, 2592-2600.
- Weinstein, S. L., et Ponseti, I. V. (1983). Curve progression in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 65(4), 447-455.
- Weinstein, S. L., Zavala, D. C., et Ponseti, I. V. (1981). Idiopathic scoliosis. Long term follow up and prognosis in untreated patients. *J Bone Joint Surg Am*, 63, 702-712.

Weisz, I., Jefferson, R. J., Turner-Smith, A. R., Houghton, G. R., et Harris, J. D. (1988). ISIS scanning: a useful assessment technique in the management of scoliosis. *Spine*, 13(4), 405-408.

Wynarsky, G. T., et Schultz, A. B. (1989). Trunk muscle activities in braced scoliosis patients. *Spine*, 14, 1283-1286.

Ylikoski, M., et Tallroth, K. (1990). Measurement variations in scoliotic angle, vertebral rotation, vertebral body height, and intervertebral disc space height. *J Spinal Disord*, 3(4), 387-391.

Zawieska, D., et Podlasiak, P. (1993). *Moire technique utilization for detection and measurement of scoliosis*, Boston, MA, USA.

ANNEXE I

Anatomie du squelette de tronc humain

Le squelette humain est composé d'os, de cartilages, d'articulations et de ligaments. Les articulations forment les jonctions entre les os alors que les ligaments relient les os entre eux. Les os seront divisés en deux parties : le squelette axial et le squelette appendiculaire. Le squelette axial comprend les os de la tête, de la colonne vertébrale et de la cage thoracique (Figure I-1 représenté en vert). Le squelette appendiculaire, quant à lui, inclut les os des membres supérieurs et inférieurs ainsi que les ceintures pelviennes et scapulaires (Figure I-1 représenté en doré).

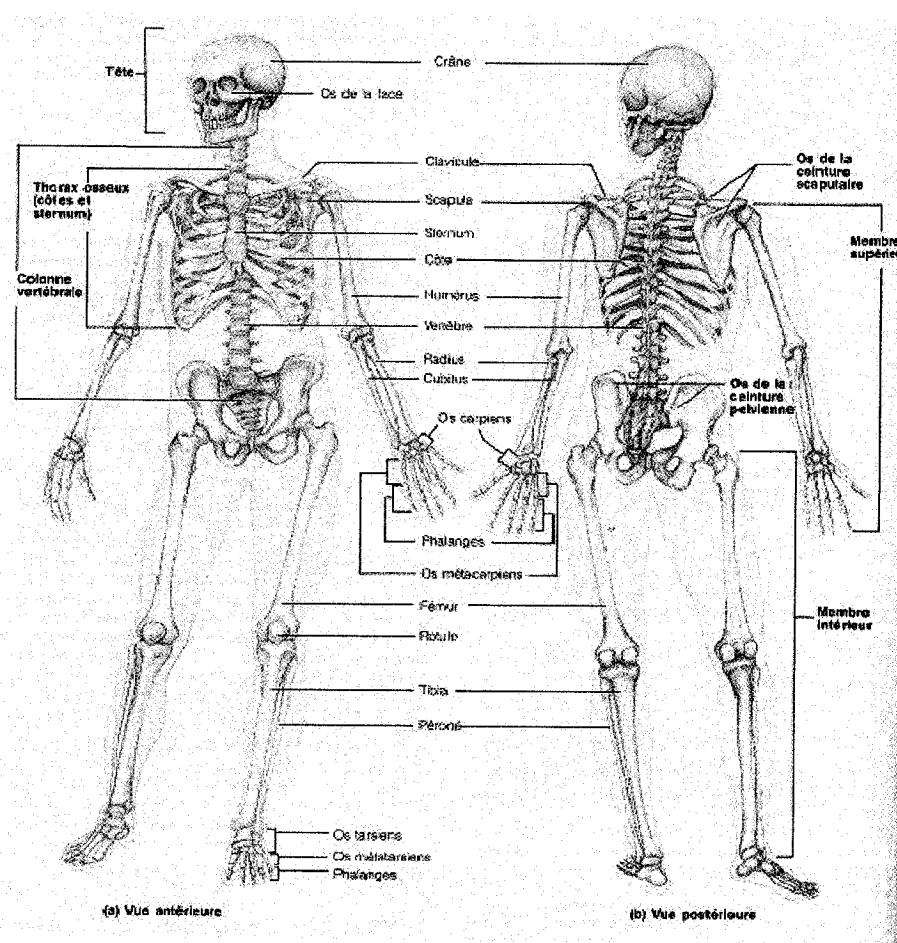


Figure I-1 Squelette humain (Marieb, 1993)

1.1 Colonne Vertébrale

La colonne vertébrale offre un support axial au bassin, renferme et protège la moelle épinière et fournit des points d'attache aux côtes, aux muscles du cou et du dos. Elle est formée de 33 vertèbres qui s'étendent de la tête au bassin. Les neuf dernières vertèbres sont fusionnées pour donner deux os : le sacrum et le coccyx. Les 24 autres sont séparées par des disques intervertébraux. Les 7 vertèbres du cou sont les vertèbres cervicales, les 12 suivantes les vertèbres thoraciques et les 5 dernières les vertèbres lombaires. Le sacrum fait suite aux vertèbres lombaires et s'articule avec les os coxaux du bassin. La colonne vertébrale se termine par le coccyx (voir Figure I-2).

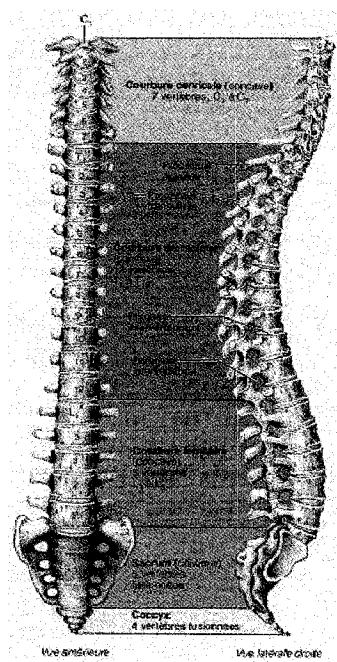


Figure I-2 Colonne Vertébrale (Marieb 2005)

I.2 Vertèbre

Les vertèbres possèdent généralement la même structure de base. Elles se composent d'un corps vertébral et, en arrière, d'un arc vertébral délimitant une ouverture appelée trou vertébral. La succession des trous vertébraux forme le canal vertébral qui protège la moelle épinière. L'arc vertébral est composé de deux pédicules et de deux lames. Les pédicules forment les cotés de l'arc vertébrale et protègent le corps vertébral. Les lames dessinent l'arrière de l'arc et forment sept processus : le processus épineux, deux processus transverses, deux processus articulaires supérieurs et deux processus articulaires inférieurs (voir Figure I-3). Le processus épineux est facilement palpable sur les vertèbres thoraciques et lombaires. Au niveau de la septième vertèbre cervicale, le processus épineux est souvent très visible sous la peau. Cette vertèbre est souvent appelé proéminence vertébrale et sert toujours de référence pour compter les vertèbres.

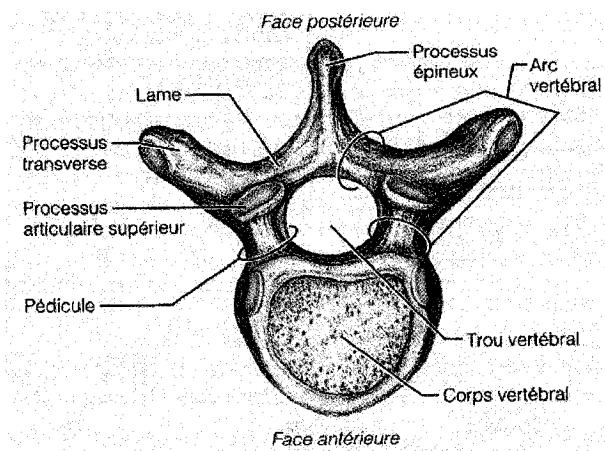


Figure I-3 Structure d'une vertèbre typique (Marieb 2005)

I.3 Cage Thoracique

Le thorax osseux, aussi appelé cage thoracique, est constitué en arrière de vertèbres thoraciques, latéralement des côtes et en avant du sternum et des cartilages costaux. Ces derniers fixent les côtes au sternum. Le thorax forme une cage conique qui protège les organes vitaux de la cavité thoracique (cœur, poumons et gros vaisseaux sanguins). Il soutient aussi les ceintures scapulaires sur lesquelles s'articulent les membres supérieurs. Il offre également des points d'insertion aux muscles du dos, de la poitrine et des épaules. Les espaces intercostaux sont occupés par les muscles intercostaux qui soulèvent et abaissent le thorax pendant la respiration (Marieb, 1993).

Le sternum est un os plat typique et se trouve sur la ligne médiane antérieure du thorax. Il est issu de la fusion de trois os : le manubrium sternal, le corps du sternum et l'appendice xiphoïde (voir Figure I-4). Ce dernier s'articule avec le corps du sternum et sert de point d'insertion au diaphragme et à quelques muscles abdominaux (Marieb, 1993).

La cage thoracique est ainsi formée de douze paires de côtes fixées par l'arrière aux vertèbres thoraciques. Les sept premières paires de côtes supérieures sont jointes au sternum par des cartilages costaux. Ces côtes sont appelées les vraies côtes ou côtes sternales. Pour ce qui est de la huitième, neuvième et dixième paire de côtes, elles s'attachent au sternum par le cartilage costal commun qui les relie au cartilage costal situé juste au-dessus. Ces côtes sont des fausses côtes. Finalement, la onzième et douzième paire de côtes sont appelées côtes flottantes, puisque rien ne les relie au sternum (voir Figure I-4).

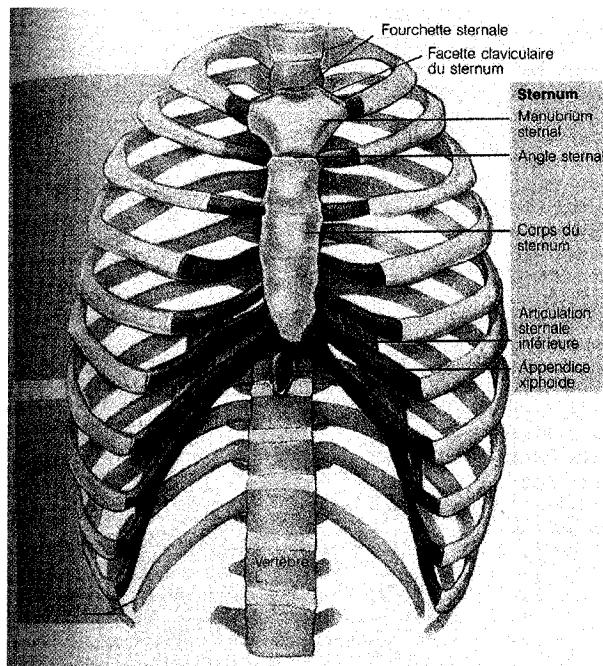


Figure I-4 Cage Thoracique (Marieb 1993)

I.4 Ceinture scapulaire (ou pectorale)

La ceinture scapulaire est constitué de deux os : en avant la clavicule et en arrière la scapula (omoplate) (voir Figure I-5). Les épaules sont formées à partir des deux ceintures scapulaires et des muscles associés. Les clavicules sont des os longs et minces en forme de S. Il est possible de les palper sur toute leur longueur, en haut du thorax. Elles sont formées de deux extrémités : l'extrémité sternale (interne) qui s'articule avec le manubrium sternal et l'extrémité acromiale (externe) qui s'articule avec l'acromion de la scapula. Les clavicules offrent des points d'insertion aux muscles du thorax et de l'épaule.

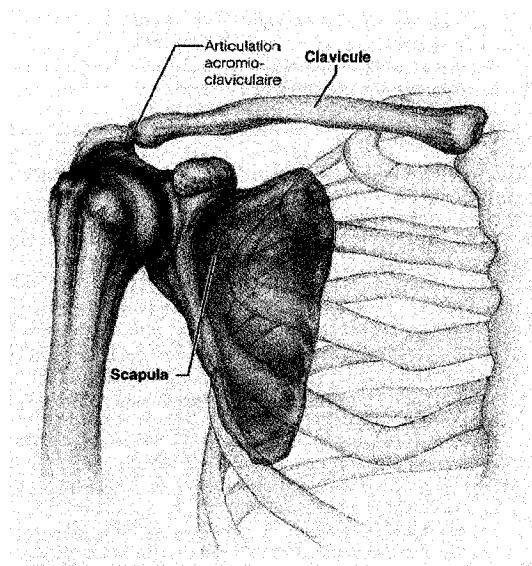


Figure I-5 Articulation des os de la ceinture scapulaire (Marieb 2005)

Les omoplates, quant à elles, sont des os plats et triangulaires placés sur la partie dorsale du thorax entre la deuxième et septième côte. Chaque omoplate présente trois bords : supérieur, médial et latéral (voir Figure I-6). Sa face postérieure possède une épine proéminente appelée épine scapulaire qu'il est possible de percevoir sous la peau. L'épine se termine par une grande apophyse rugueuse, l'acromion, qui s'articule avec l'extrémité acromiale de la clavicule (Marieb, 1993).

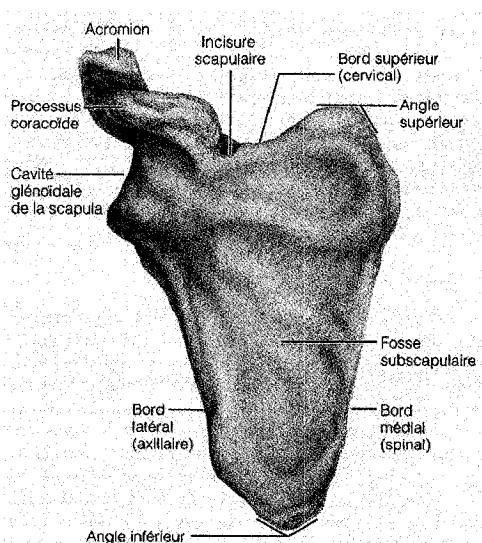


Figure I-6 Scapula droite (vue antérieure) (Marieb 2005)

I.5 Ceinture pelvienne

La ceinture pelvienne soutient les viscères de la cavité pelvienne et relie les membres inférieurs au squelette axial. Le bassin est une structure profonde qui associe deux os iliaques symétriques (os coxaux), le sacrum et coccyx (voir Figure I-7). L'os iliaque provient de trois os : l'ilion, l'ischion et le pubis. Ces trois os sont fusionnés à l'âge adulte (voir Figure I-8). Au point de jonction de ces trois os se trouve une profonde cuvette hémisphérique appelée fosse acétabulaire. L'acétabulum est une partie de cette cavité qui reçoit la tête du fémur, de l'os et de la cuisse.

L'ilion est un grand os évasé constituant la majeure partie de l'os iliaque. Il comprend un corps de l'ilion et une partie supérieure en forme d'aile, appelée aile iliaque. On peut palper ces bords supérieurs les plus épais, les crêtes iliaques en mettant les mains sur les hanches. Chaque crête iliaque se termine en avant et en haut par l'épine iliaque antéro-postérieure, et en arrière en haut par l'épine iliaque postéro-supérieure. Au-

dessous se trouvent les épines iliaques antéro-inférieure et postéro-inférieure (Marieb, 1993) (voir Figure I-8).

L'ischion représente la partie postéro-inférieure tandis que le pubis constitue la partie antérieure de l'os iliaque (voir Figure I-8).

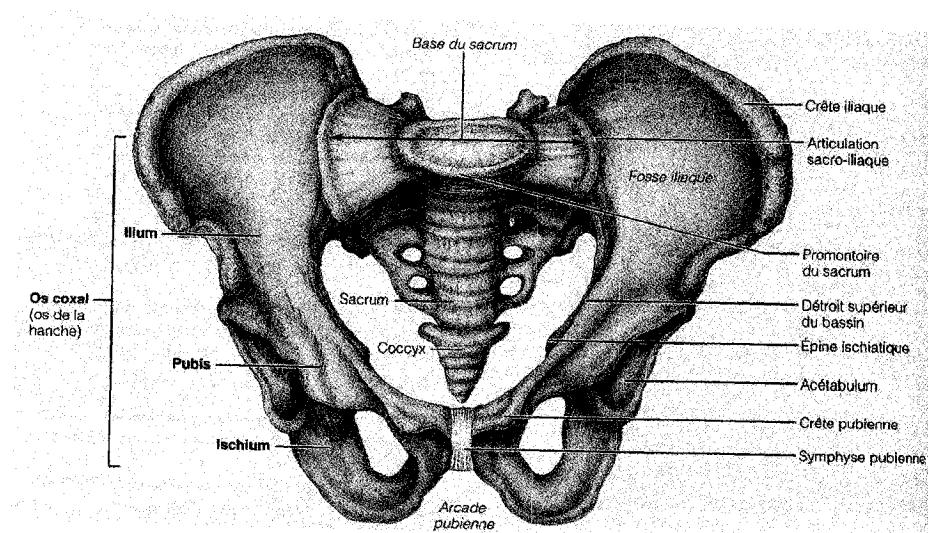


Figure I-7 Bassin (Marieb 2005)

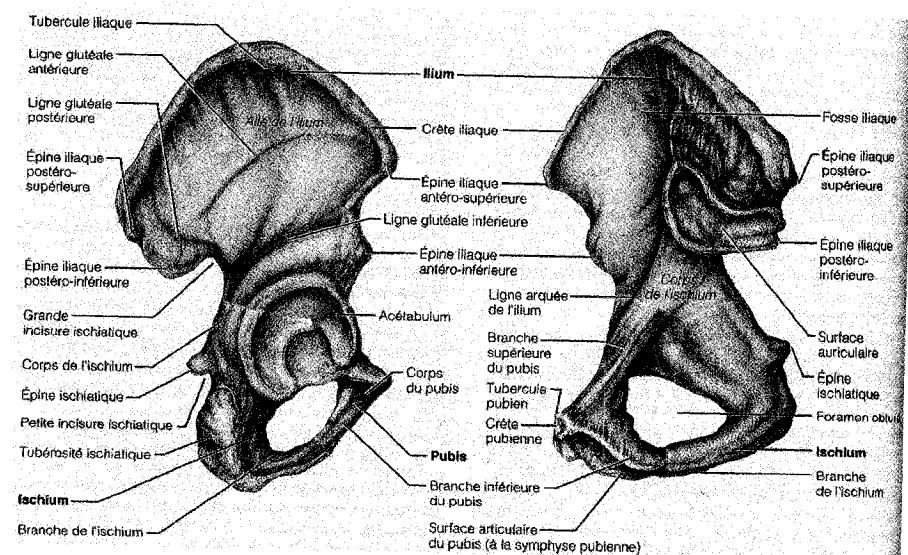


Figure I-8 Les deux os iliaques (Marieb 2005)

ANNEXE II

Indices cliniques internes

II.1 Indices cliniques de la colonne vertébrale

L'angle de Cobb est le « gold standard » de la mesure des courbures scoliotiques de la colonne vertébrale. Analytiquement, il se mesure comme étant l'angle entre les normales aux points d'inflexion de la projection de la ligne des corps vertébraux dans un plan donné (Weinstein, 1994). L'angle de Cobb décrit seulement la projection du plan frontale d'une colonne vertébrale déformée en 3D (Stokes et al., 1987). Un problème important avec la mesure de l'angle de Cobb, c'est la variabilité intra et inter observateur. La variation des angles de Cobb entre observateurs est en moyenne entre 7 à 9° et pour le même observateur est entre 4 à 5° (Goldberg et al., 1988; Morrissey et al., 1990). Ces erreurs sont comparables au seuil de progression fixé influençant la décision de traitement qui est de 5 à 10°. De plus, l'angle de Cobb ne tient pas compte de la rotation vertébrale. Puisque l'angle de Cobb dépend de la déviation latérale et de l'ampleur verticale de la courbure, deux courbures de forme 3D différentes peuvent avoir le même angle de Cobb en 2D. Sans la présence de l'information 3D décrivant complètement la déformation de la colonne vertébrale, il est difficile prédire la progression de la scoliose.

Pour mieux visualiser les déformations en trois dimensions de la colonne vertébrale, Delorme et coll. (Delorme et al., 2003) ont développé une technique de reconstruction 3D des structures osseuses. Il est alors possible de projeter la courbure de la colonne vertébrale sur des plans différents. Le plan de courbure maximum est défini comme étant le plan vertical démontrant la plus grande courbure en termes d'angle de Cobb lorsque la colonne est projetée sur ce plan (Figure II-1). L'angle de Cobb peut être calculé dans ce plan plutôt que dans le plan frontal puisque l'orientation de ce plan est basé sur une certaine portion de courbure latérale et sagittale variant avec la posture du patient (Stokes et al., 1987). Les changements d'orientation du plan de courbure maximale est utilisé pour décrire les effets de la chirurgie et du corset (Labelle et al., 1996; Labelle, Dansereau, Bellefleur, Poitras et al., 1995). De plus, avec cette possibilité

de visualiser en 3D, plusieurs plans auxiliaires ont été adoptés tels que le plan de courbure minimale, plan de projection apical frontal (plan vertical présentant une vue frontale de la vertèbre apicale), plan de projection apical sagittal et plan de projection de la vertèbre apicale (plan vertical passant par le centroïde de S1 et de la vertèbre apicale).

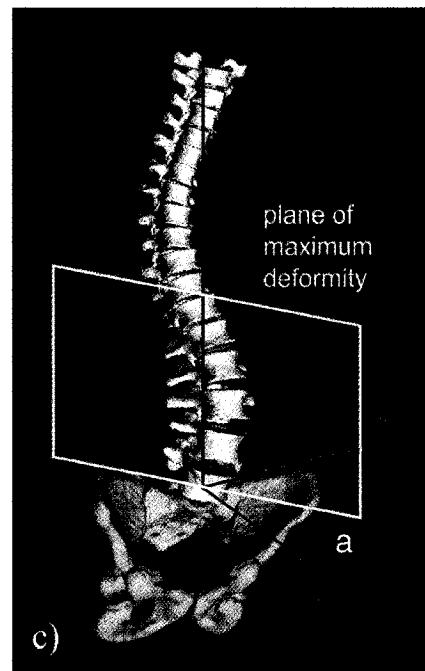


Figure II-1 Plan de courbure maximale

Il existe d'autres paramètres mesurables sur la colonne vertébrale tels que la longueur et la hauteur de la colonne (Figure II-2), la déviation latérale et sagittale (Figure II-3) et la déviation latérale de la vertèbre apicale.

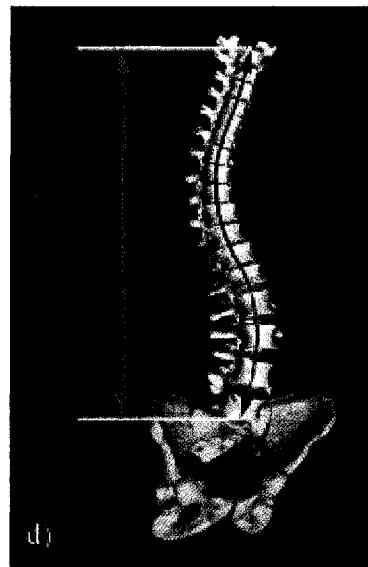


Figure II-2 Hauteur et longueur de la colonne vertébrale

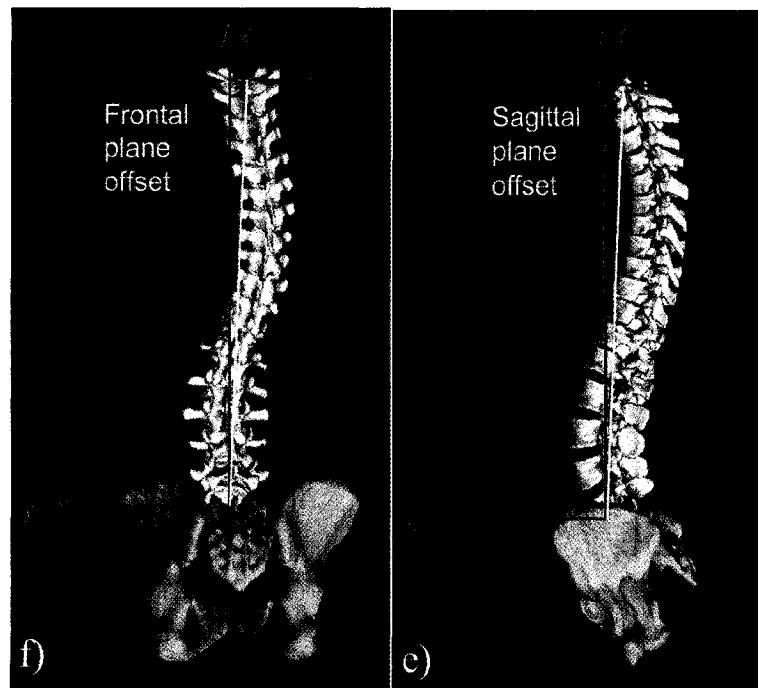


Figure II-3 Balance frontale et sagittale de la colonne vertébrale

II.2 Indices cliniques prélevés sur les vertèbres

La colonne vertébrale se déforme dans son ensemble mais chaque vertèbre se déforme aussi individuellement. Les vertèbres tournent hors de leur position normale forçant la rotation des côtes et du tronc. Pour mesurer cette rotation vertébrale dans les trois plans de l'espace, Stokes (Stokes, 1994) a défini la rotation vertébrale axiale, latérale et sagittale. Avant de procéder à la définition de ces indices, le système de coordonnées utilisé par Stokes (Stokes, 1994) est illustré à la Figure II-4. La rotation axiale est définie comme étant la rotation de la colonne vertébrale autour de l'axe des z (Figure II-5a), la rotation latérale est la rotation de la vertèbre autour de l'axe des x (Figure II-5b) alors que la rotation vertébrale sagittal est la rotation de la vertèbre autour de l'axe des y (Figure II-5c).

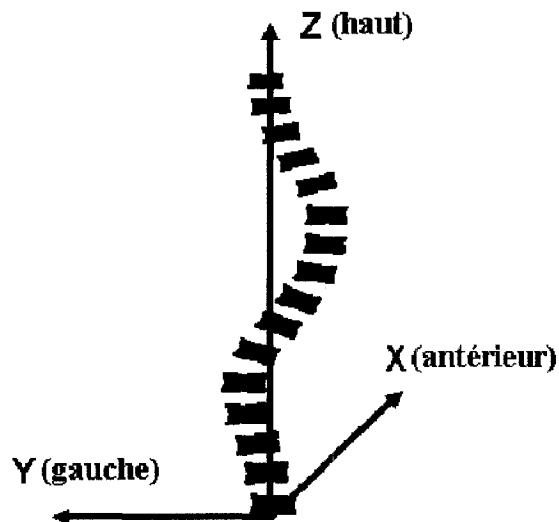


Figure II-4 Définition du système d'axe de la colonne vertébrale

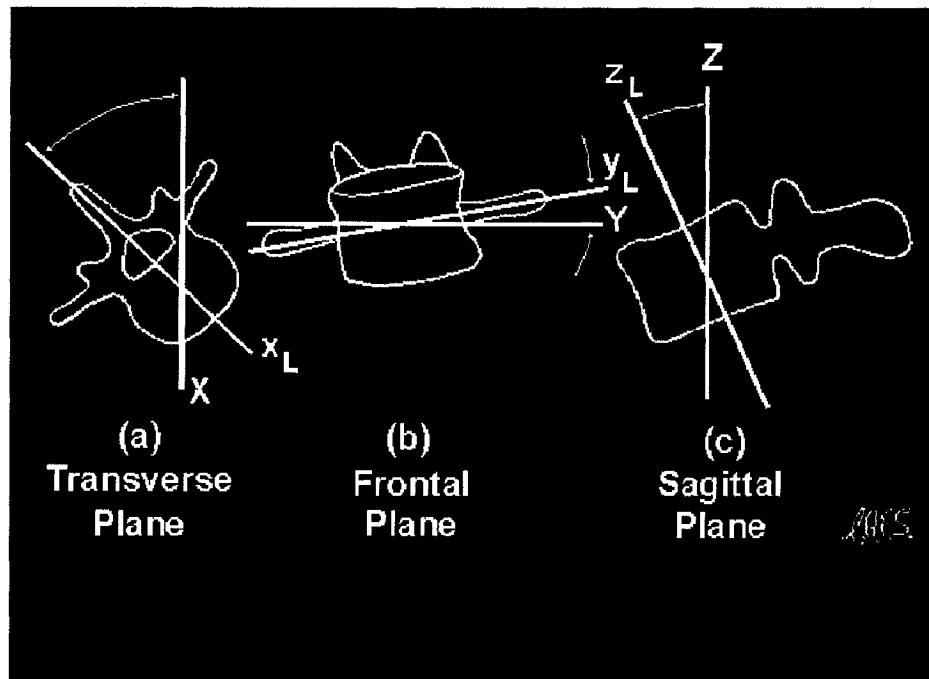


Figure II-5 Rotation vertébrale transverse, frontale et sagittale

II.3 Indices cliniques de cage thoracique

À partir de la reconstruction 3D des structures osseuses, il est possible de mesurer les déformations de la cage thoracique. Les indices de déformations se résument à l'orientation et la forme des côtes. La côte est normalement localisée sur un plan faisant un certain angle latéralement vers le bas. L'orientation de la côte est décrite par l'angle frontal et latéral de ce plan (Figure II-6) et par la rotation postérieure de la côte. La rotation postérieure de la côte, normalement reliée à la gibbosité, se mesure comme étant l'angle entre la tangente de la portion postérieure de la côte et l'axe de référence (Figure II-7) (Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Jequier, 1995). La forme de la côte peut être estimée par la courbure maximale, l'aire sous-jacente et la longueur (Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Jequier, 1995). La distorsion et le déjettement latéral peuvent être mesurés sur la cage thoracique.

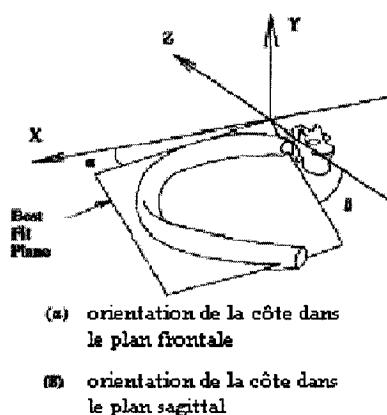


Figure II-6 Orientation d'une côte dans le plan frontal et sagittal

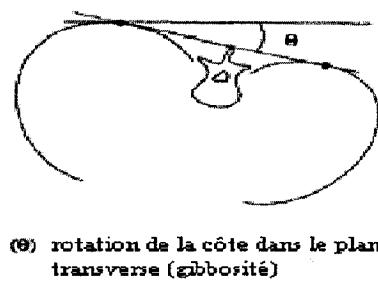


Figure II-7 Orientation d'une côte dans le plan frontal et sagittal

II.4 Indices cliniques du bassin

Il existe plusieurs indices cliniques permettant de quantifier les déformations au niveau du bassin. L'incidence pelvienne est définie par l'angle entre la perpendiculaire du plateau sacral à son point milieu et la ligne reliant ce dernier point à l'axe central des têtes fémorales. La pente sacrale se définit comme étant l'angle entre le plateau supérieur de S1 et une ligne horizontale. L'inclinaison du bassin, quant à elle, est l'angle entre la ligne reliant le point central du plateau sacral à l'axe des têtes fémorales et la verticale (Figure II-8) (Legaye et al., 1998). L'obliquité du bassin est l'angle entre l'axe horizontal et la ligne joignant le centre des têtes fémorales dans le plan frontal (Figure II-9) (Kadoury et al., 2007).

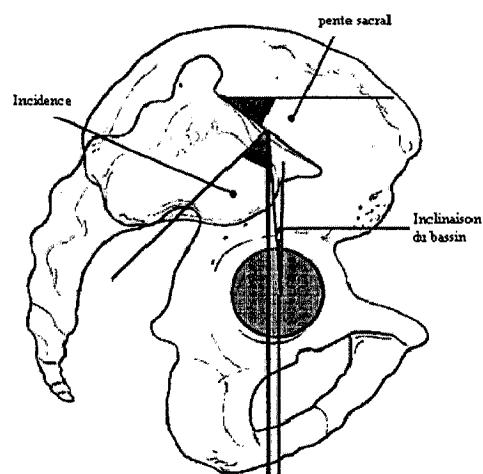


Figure II-8 Les indices cliniques du bassin. L'incidence pelvienne, la pente sacrale, l'inclinaison du bassin (tirée de Legaye, Duval-Beaupère et coll. 1998)

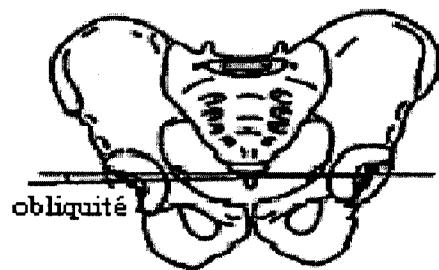


Figure II-9 Bassin dans le plan frontal : obliquité du bassin

ANNEXE III

Indices cliniques externes

III.1 Indices locaux : les sections transversales

Pour analyser la surface du dos ou du tronc, il est possible d'extraire des sections à partir de coupes transversales de la topographie de surface. La plupart des auteurs utilisent ces profils pour l'analyse des déformations externes. Ces profils sont soit extraits à des niveaux vertébraux (Jaremko et al., 2001; Stokes et al., 1988), à partir de plans équidistants (Dawson et al., 1993; Jaremko et al., 2002b; Stokes et Moreland, 1987; Turner-Smith et Harris, 1983; Turner-Smith et al., 1988) ou par région (thoracique, thoracolombaire et lombaire) (Batouche et Benlamri, 1994). Selon la technologie d'acquisition de topographie de surface, certains auteurs analysent les profils du dos (Batouche et Benlamri, 1994; Stokes et al., 1985; Turner-Smith et al., 1988) alors que certains analysent les profils du tronc (Dawson et al., 1993; Ishida et al., 1982; Jaremko et al., 2002b; Jaremko et al., 2001; Pazos, 2002).

Plusieurs paramètres peuvent être extraits de ces sections mais le plus communément utilisé est la rotation de la surface du dos ou du tronc (Bunnell, 1984; Korovessis et Stamatakis, 1996; Ono, 1995; Stokes et Moreland, 1989; Thulbourne et Gillespie, 1976; Turner-Smith et al., 1988). Cette rotation de surface est normalement due à la rotation vertébrale et à la déformation de la cage thoracique. Elle se définit de plusieurs façons :

- L'angle de la tangente à la surface du dos (Jaremko et al., 2002b) en référence à la ligne passant par les épines iliaques postéro-supérieures (Figure III-1)

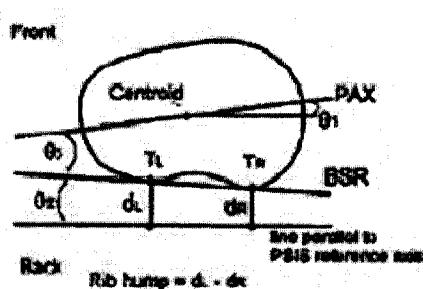


Figure III-1 Rotation de surface (tirée de Jaremko, Poncet et coll. 2002)

- L'angle de la double tangente à la surface du dos (Liu et al., 2001; Roger et al., 1979; Stokes et al., 1985; Stokes et Moreland, 1987) (Figure III-2)

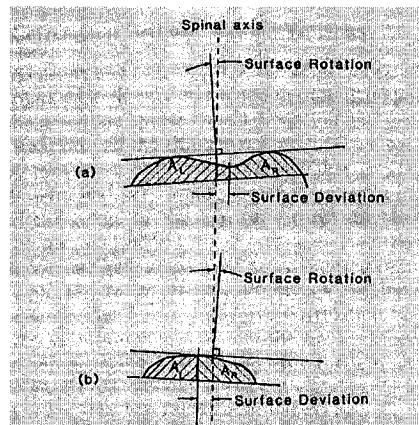


Figure III-2 Rotation de surface (tirée de Stokes, Armstrong et coll. 1988)

- L'angle de la pente de la surface entre les deux points paramédians (les deux bosses de part et d'autre de l'apophyse épineuse) (Turner-Smith et al., 1988) (Figure III-3)

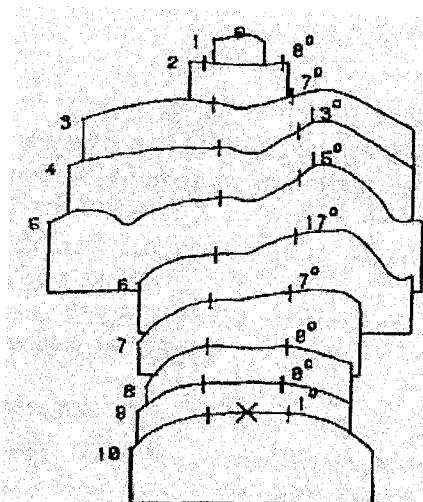


Figure III-3 Rotation de surface (tirée Turner-Smith, Harris et coll. 1988)

- Composante horizontale de la normale à la surface sur la ligne de symétrie du dos (Drerup et Hierholzer, 1992) (Figure III-4)

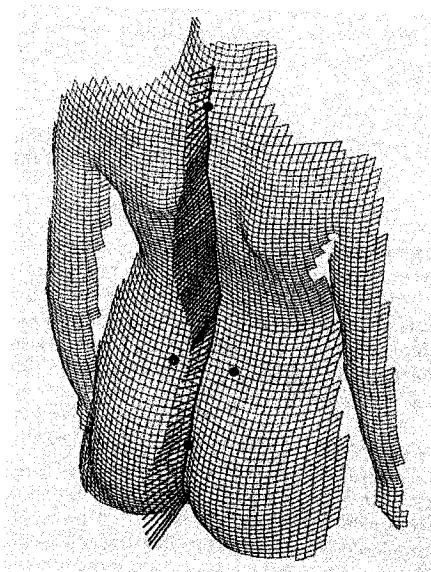


Figure III-4 La rotation de surface à partir de la ligne de symétrie

- La différence de profondeur de chaque côté de la colonne (Batouche et Benlamri, 1994)

- Le rapport de hauteur des bosses par rapport à la grandeur de tronc (Suzuki et al., 1992) (Figure III-5)

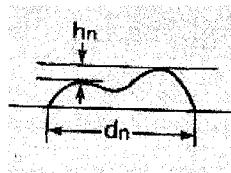


Figure III-5 Différence de hauteur des bosses (tirée de Suzuki, Ono et coll. 1992)

Plusieurs autres paramètres ont été utilisés pour quantifier l'asymétrie de la surface du dos ou du tronc sur ces profils transversaux. L'asymétrie gauche droite des profils est définie de différentes façons :

- Différence latérale gauche et droite entre le centroïde de la section et l'enveloppe externe du profil (Jaremko et al., 2002b)
- Asymétrie entre les deux moitiés de sections basée sur le nième moment d'inertie (Jaremko et al., 2002b) (Figure III-6)

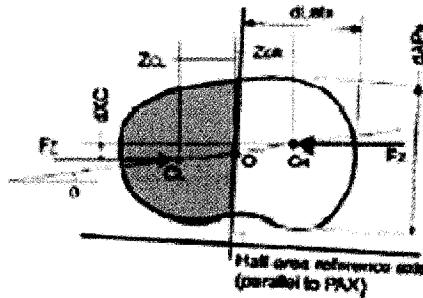


Figure III-6 Différence d'aire gauche-droite basé sur le nième moment d'inertie

- La différence d'aire entre le côté gauche et le côté droit de la section (Turner-Smith et al., 1988). La séparation entre le côté gauche et le côté droit est défini par une ligne normale à la tangente simple ou double passant par la vallée du dos entre deux points paramédians (Turner-Smith et al., 1988) (Stokes et al., 1988) (Figure III-7).

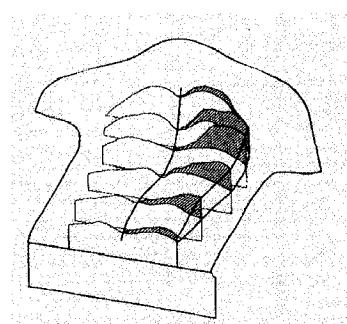


Figure III-7 Différence d'aire gauche - droite (tirée de Turner-Smith, Harris et coll. 1988)

Jaremko et coll. (Jaremko et al., 2002b) ont quantifié la rotation du tronc en calculant l'orientation des axes principaux du profil Figure III-8). Ishida et coll. (Ishida et al., 1982) calculent une suite de transformations (rotation θ , cisaillement ϕ et taille de l'asymétrie ψ) permettant de déformer une section symétrique originale vers une des sections du tronc.

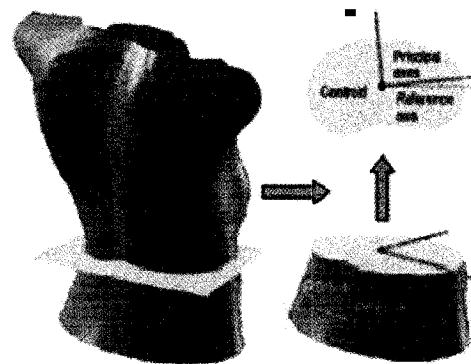


Figure III-8 Sections transversales du tronc (axes principaux) (tirée de (Jaremko et al., 2002a)

III.2 Indices globaux : plans frontal et latéral

Des points caractéristiques mesurés à partir des profils sur la surface définissent des lignes permettant de calculer des angles de Cobb analogues (Dawson et al., 1993; Jaremko et al., 2002b; Liu et al., 2001; Stokes et Moreland, 1989), de localiser les apex (Jaremko et al., 2002b; Stokes et Moreland, 1989) ou de calculer les angles de cyphose et de lordose (Liu et al., 2001; Stokes et Moreland, 1987; Turner-Smith et al., 1988).

- Ligne des apophyses épineuses : cette ligne est caractérisée soit par les apophyses épineuses physiquement palpables sur la surface du dos (Turner-Smith et al., 1988) ou définie par le point où se trouve un minimum entre les deux points de tangence de part et d'autre de la colonne (Jaremko et al., 2002b).
- Ligne de symétrie : ligne passant par une séquence de points permettant de diviser les profils transverses en deux parties ayant le minimum d'asymétrie (Drerup et Hierholzer, 1992). Cette ligne de symétrie est associée à la ligne passant par les processus vertébraux (Drerup et Hierholzer, 1994) (Figure III-9).

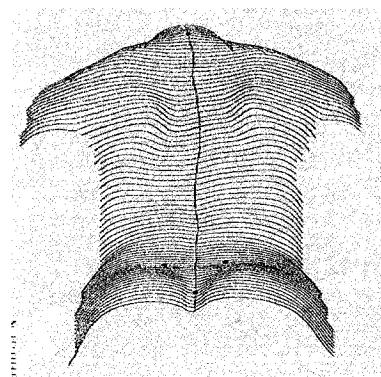


Figure III-9 Ligne de symétrie (tirée de Drerup et Hierholzer 1994)

- Ligne de la vallée : ligne passant par la vallée dorsale caractérisée par un point central défini comme étant le point entre les deux points de tangence ou le point milieu entre les deux bosses du profil transversal (Stokes et al., 1988).

- Ligne des centroïdes : ligne passant par le centroïde de chacun des profils transversaux (Dawson et al., 1993; Jaremko et al., 2002b).

Plusieurs indices permettent aussi de caractériser l'asymétrie du tronc dans son ensemble dans le plan frontal et sagittal, et sont pour la plupart calculés à partir de repères anatomiques :

- Asymétrie des épaules : différence de la hauteur des épaules ou l'angle entre la ligne reliant les épaules et une ligne horizontale (Raso et al., 1998; Zawieska et Podłasiak, 1993)
- Asymétrie des omoplates : angle entre la ligne passant par les omoplates et une ligne horizontale (Raso et al., 1998)
- Asymétrie de la taille : différence des angles d'ouvertures de la taille entre le côté gauche et le côté droit (Raso et al., 1998; Zawieska et Podłasiak, 1993)
- Asymétrie du bassin : angle entre l'horizontale et la ligne passant par les épines iliaques antéro-supérieures (Drerup et Hierholzer, 1992; Liu et al., 2001; Raso et al., 1998)
- Balance du tronc : angle entre la ligne joignant T1 et L5 et une ligne verticale (Drerup et Hierholzer, 1992; Jaremko et al., 2001). Liu et coll. (Liu et al., 2001) considèrent deux cas pour la balance : angle ou distance entre T1- S1 (Turner-Smith et Harris, 1983) ou T1-plis fessier et la verticale.
- Hauteur de la colonne vertébrale : distance verticale entre T1 et L5 (Jaremko et al., 2001) ou entre T1 et le centre des épines iliaques postéro-supérieures. (Liu et al., 2001).
- Déviation latérale du tronc : déviation maximale latérale de la ligne des centroïdes (Jaremko et al., 2001)

Il existe aussi plusieurs paramètres permettant d'exprimer le degré de sévérité de la déformation scoliotique : le « Hump Sum », le « Trunk Distortion Score », POTSI et DAPI. Ils sont décrits dans les paragraphes suivants :

Le «Hump Sum » se définit comme étant la somme du ratio entre la différence de hauteur des bosses par la grandeur du tronc au niveau thoracique, thoraco-lombaire et lombaire (Suzuki et al., 1992). Cet indice est utilisé surtout pour évaluer les résultats chirurgicaux en termes de déformation du tronc. Suzuki et coll. (Suzuki et al., 1992) ont calculé cet indice sur une photographie de Moiré (Figure III-10). Ils ont conclu que le «Hump sum » est assez simple pour être utilisé en clinique et est un indicateur utile pour décrire la gravité des courbures scoliotiques. Il est applicable pour évaluer et comparer la correction obtenue par un traitement (Suzuki et al., 1995). Par contre, le « Hump Sum » n'est pas assez sensible pour décrire la progression de la scoliose.

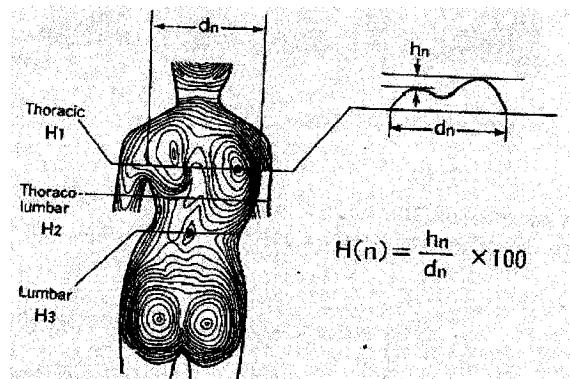


Figure III-10 Le "Hump Sum" (tirée de Suzuki, Ono et coll. 1992)

Le «Trunk distortion score» est aussi un indice permettant de décrire la déformation du tronc (Hill et al., 1997). Cette mesure de la déformation du tronc peut être utilisée en clinique ou pour évaluer l'effet de l'instrumentation spinale. Cet indice est basé sur l'étude de Mahood et coll. (Mahood et al., 1995) stipulant que l'asymétrie des omoplates, des épaules et de la taille compte pour 75% des déformations. Pour

évaluer le «Trunk distortion score», les sujets sont photographiés au niveau du dos, debout, dans un gabarit de positionnement. Une moyenne pondérée de trois caractéristiques les plus représentatives a été utilisée pour déterminer un indice quantitatif pour décrire l'apparence. La pondération de chaque attribut est dérivée d'une régression multiple. Les trois caractéristiques sont :

- La différence d'angle des épaules : une ligne « best-fit » est calculée au niveau de chaque épaule. L'angle est calculé relativement à l'horizontal.
- L'angle entre l'horizontal et les omoplates.
- L'asymétrie de la taille : Une ligne de référence est dessinée au niveau du plus petit diamètre de la taille (R_l et R_r). Une ligne verticale au centre du bassin sépare la gauche de la droite. Les lignes U_r et U_l sont dessinées à 10% de la hauteur totale du tronc. Les lignes L_l et L_r sont dessinées en-dessous de la ligne de la taille à la même distance qu' U_r et U_l . Le ratio de l'asymétrie de la taille est égal à $(R_r * U_l * U_r) / (R_r * L_r * L_l)$ (Figure III-11).

Le «Trunk distortion score » est calculé selon une fonction de régression (Hill et al., 1997). Il s'agit tout simplement d'une appréciation de la déformation selon un seul plan. La déformation due à la cyphose n'est pas représentée par cet indice. Or, cet indice n'est pas un indicateur de la distorsion de tout le tronc mais tient plutôt compte de l'asymétrie de certaines parties (Suzuki et al., 1999).

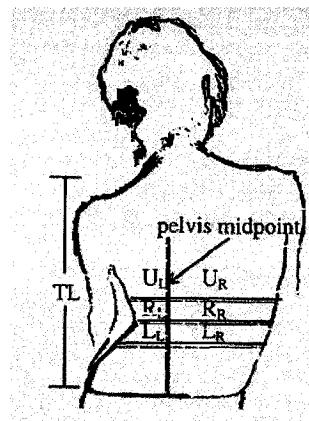


Figure III-11 Calcul de l'asymétrie de la taille pour le "Trunk Distortion Score"

(tirée de (Hill et al., 1997)

L'indice de POTSI (Posterior Trunk Symmetry Index) quantifie l'apparence du dos à partir d'une simple photographie (Suzuki et al., 1999). Il s'agit d'un indice valide pour l'évaluation clinique de la scoliose et pour évaluer objectivement l'effet de la chirurgie sur la déformation du tronc. Cette analyse débute en indiquant six repères anatomiques : le pli fessier, la vertèbre C7, le point correspondant au creux de la taille gauche et droite et les aisselles gauche et droite. Une ligne centrale est définie comme étant la verticale passant par le pli fessier. Le POTSI se calcule en additionnant entre eux une série d'indices d'asymétrie dans le plan frontal avec une série d'indices relatifs à la différence des hauteurs. L'index d'asymétrie du plan frontal au niveau des aisselles (FAI-A) et aux creux de la taille (FAI-T) se calcule en divisant la différence de distance de chaque extrémité à la ligne centrale (c-d, a-b) par la grandeur du tronc (c+d, a+b). L'indice de la balance à C7 (FAI-C7) se calcule en divisant la distance de C7 à la ligne centrale par la longueur du tronc. La longueur du tronc (e) est la longueur entre le pli fessier et C7 sur la ligne centrale (Figure III-12). Pour les indices des différences de hauteur, ils sont calculés en divisant la différence de la hauteur aux trois niveaux par la longueur du tronc (e). Ces trois niveaux sont : HDI-A pour les aisselles, HDI-T pour le creux de la taille et HDI-S pour les épaules (Figure III-13). L'avantage de POTSI c'est

qu'il est possible de le mesurer sur une simple photographie ce qui n'est pas le cas pour le Hump Sum qui nécessite de l'information tridimensionnelle. Le tableau suivant résume l'interprétation du Hump Sum et de POTSI (Inami et al., 1999) :

Tableau III-1 Interprétation de l'indice "Hump Sum" et POTSI

(valeurs tirées de (Inami et al., 1999)

	Hump Sum		POTSI	
	Moyenne	Intervalle	Moyenne	Intervalle
Normal	3,8	0,0 à 8,1	16,5	4,8 to 41,2
Scoliotique	9,0	1,4 à 35,1	21,8	7,6 à 66,3

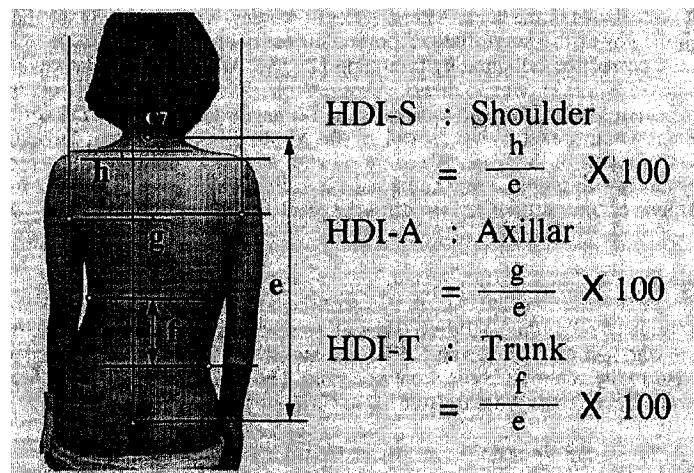


Figure III-12 Indice d'asymétrie frontale (tirée de Suzuki, Inami et coll. 1999)

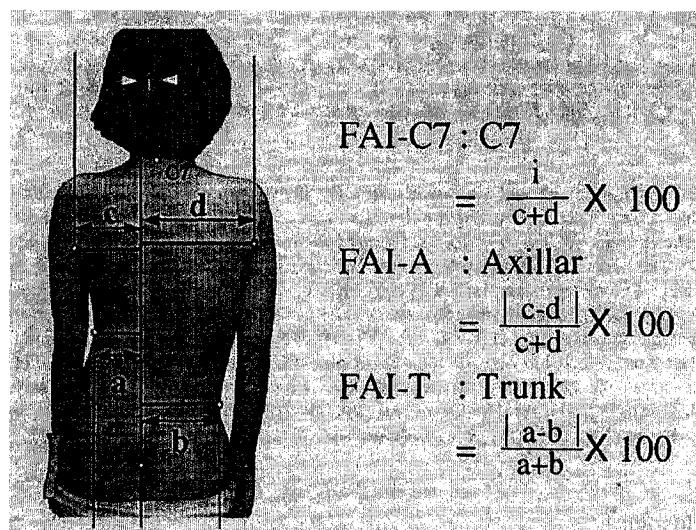


Figure III-13 Indice de différence de hauteur frontale (tirée de Suzuki, Inami et coll. 1999)

Le « Deformity in the axial plan index» DAPI est un nouvel indice utilisé pour quantifier l'asymétrie au niveau axial (Minguez et al., 2006). Pour obtenir cet indice, une carte topographique de la surface est obtenue à partir d'un mécanisme de projection d'une grille de lumière structurée. L'image est, par la suite, acquise par une caméra digitale. Puisque POTSI ne quantifie la déformation qu'au niveau coronal, les auteurs ont décidé d'utiliser DAPI en conjonction avec POTSI. Le DAPI se calcule en additionnant la différence de profondeur du point symétrique entre les omoplates (les points les plus proéminents) et le point symétrique entre la taille (le point le moins proéminent de la taille) divisé par la distance entre C7 et le pli fessier (Figure III-14). POTSI et DAPI utilisés en conjonction peuvent servir au diagnostique précoce de la scoliose idiopathique.

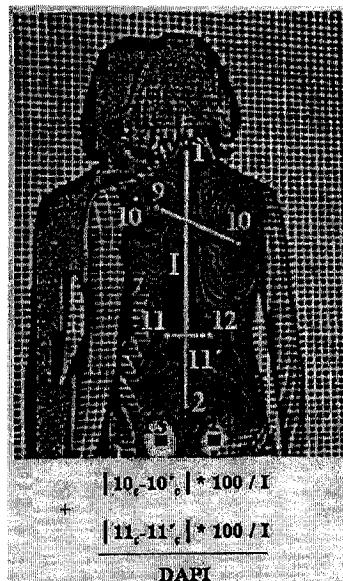


Figure III-14 Le DAPI (tirée de Minguez, Buendia et coll. 2006)

III.3 Analyse de surface

En 1982, Frobin et Hierholzer ont développé une nouvelle approche d'analyse de la surface du tronc : les courbures de surface (Frobin et Hierholzer, 1982). Le résultat obtenu par l'interprétation des franges de Moiré était peu satisfaisant. Les patrons de franges projetées étaient intimement dépendants de la position du patient dans l'espace. Pour remédier à cette lacune, ils ont suggéré l'utilisation de paramètres de forme intrinsèque, les courbures de surface, puisqu'ils sont invariants localement. Sachant que les points ou régions de grandes courbures sont particulièrement caractéristiques en ce qui a trait à la forme, cette analyse de courbure est une approche naturelle pour déterminer des repères anatomiques sur des surfaces irrégulières. Des paramètres globaux, tels que des angles et des distances, peuvent par la suite être obtenus.

En un point M de la surface, un plan contenant la normale à la surface en M fait intersection avec la surface. L'intersection avec la surface est considérée comme une

courbe. Cette courbe obtenue possède une courbure κ . Les valeurs minimale et maximale de la courbure sont appelées courbures principales (κ_1 et κ_2). Leur intersection avec le plan tangent définit les directions principales (Figure III-15). Ces directions de courbures sont orthogonales.

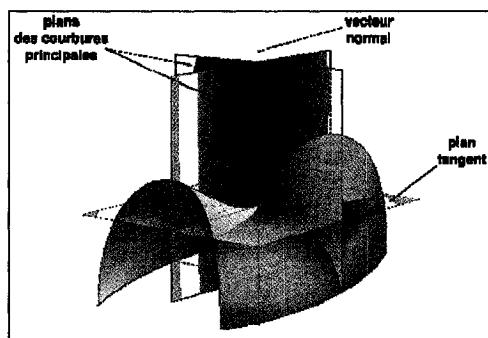


Figure III-15 Courbures de surface

Deux mesures additionnelles de courbures sont à considérer : la courbure moyenne et gaussienne. La courbure moyenne H est la moyenne des courbures alors que la courbure gaussienne K se définit comme le produit des courbures principales (Figure III-16). Ces deux mesures de courbures fournissent conjointement de l'information sur la forme de la surface. Par exemple, le signe de la courbure gaussienne permet de distinguer entre des zones elliptiques de zone hyperbolique. La courbure moyenne quant à elle permet de distinguer entre une concavité et une convexité.



Figure III-16 Courbure gaussienne (à gauche) et courbure moyenne (à droite) de la surface du dos
(tirée de Frobin et Hierholzer 1982)

Les résultats encourageants obtenus par l'analyse de surface de Frobin et Hierholzer ont permis à Drerup et Hierholzer en 1987 (Drerup et Hierholzer, 1987) de procéder à une localisation automatique de repères anatomiques basés sur les courbures de surface. Ils parviennent à détecter la proéminence vertébrale, les épines iliaques postéro-supérieures et le sacrum (Figure III-17). Cette détection est basée sur des critères de courbures propres à chaque repère (courbure K, H, κ_1 et κ_2). Or, la précision de la détection dépend du repère anatomique alors que l'influence due à la variation de la posture est mineure.

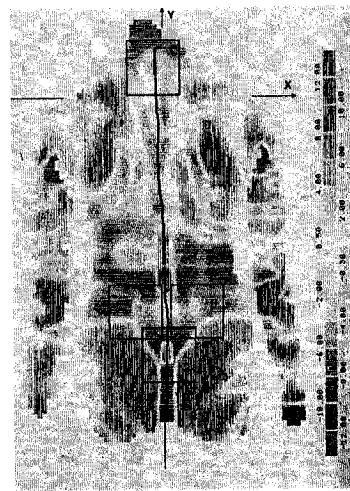


Figure III-17 Courbure gaussienne, la ligne de symétrie et la région d'intérêt du repère anatomique
(tirée de Drerup et Hierholzer 1987)

ANNEXE IV

Résultats supplémentaires

IV.1 Résultats supplémentaire de l'évaluation du mouvement correcteur

Cette section présente les résultats qui n'ont pas été exposés au chapitre 4. Le mouvement correcteur obtenu pour chaque type de courbure est alors présenté pour le reste de cohorte.

IV.1.1 Courbure thoracique droite lombaire gauche

Voici donc un tableau résumant les différents résultats obtenus lors de l'évaluation des indices cliniques définis pour décrire le mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite lombaire gauche :

Tableau IV- 1 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracique lombaire gauche

		Rotation des épaules			Rotation du bassin		Flexion latérale
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	
Patient #2	Sans corset	-2,09	-7,27	-51,01	1,85	0,83	-28,73
	Intérieur corset	6,11	1,55	1,61	-2,25	-0,20	-36,87
	Mouvement total	8,20	8,82	52,62	-4,10	-1,03	-8,14

IV.1.2 Courbure thoracique droite

- **Type 1**

Les deux tableaux suivants résument les différents résultats obtenus lors de l'évaluation des indices cliniques définis pour décrire le mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite de type I:

Tableau IV- 2 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracique droite de type I

		Rotation des épaules			Rotation du thorax		Décalage latéral
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Balance (mm)
Patient #4	Sans corset	-7,64	-6,84	-38,67	-6,07	1,10	4,87
	Intérieur corset	-5,32	-4,90	-31,51	-11,82	-4,29	5,49
	Mouvement total	2,32	1,94	7,16	-5,75	-5,39	0,62
Patient #6	Sans corset	6,88	0,87	3,94	-1,39	3,92	-27,29
	Intérieur corset	7,50	4,71	19,66	-1,63	3,76	-26,59
	Mouvement total	0,62	3,84	15,72	-0,24	-0,16	0,70
Patient #7	Sans corset	8,96	1,25	4,54	2,41	8,36	-8,34
	Intérieur corset	10,41	4,12	7,25	-1,97	8,93	-11,84
	Mouvement total	1,45	2,87	2,71	-4,38	0,57	-3,50

**Tableau IV- 3 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur
d'une courbure thoracique droite de type I (suite)**

		Rotation des épaules			Rotation du thorax		Décalage latéral
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	
Patient #9	Sans corset	5,72	2,77	11,60	1,09	1,51	-3,35
	Intérieur corset	6,46	5,20	14,81	-2,82	-1,78	6,02
	Mouvement total	0,74	2,43	3,21	-3,91	-3,29	9,37

IV.1.3 Courbure thoracolombaire gauche

- **Type I**

Voici donc un tableau résumant les différents résultats obtenus lors de l'évaluation des indices cliniques définis pour décrire le mouvement correcteur d'une courbure thoracolombaire gauche de type I:

**Tableau IV- 4 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur
d'une courbure thoracolombaire gauche de type I**

		Rotation des épaules			Flexion latérale
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Balance (mm)
Patient #16	Sans corset	-5,14	-3,57	-27,72	-11,55
	Intérieur corset	-4,78	-1,78	-12,65	-15,53
	Mouvement total	0,36	1,79	15,07	-3,98
Patient #17	Sans corset	-0,63	-6,93	-54,96	-0,52
	Intérieur corset	4,04	-0,75	-15,97	-15,40
	Mouvement total	4,67	6,18	38,99	-14,88
Patient #18	Sans corset	0,05	1,07	-7,51	-11,74
	Intérieur corset	7,87	5,78	39,35	-13,88
	Mouvement total	7,82	4,71	46,86	-2,14

- **Type II**

Voici donc un tableau résumant les différents résultats obtenus lors de l'évaluation des indices cliniques définis pour décrire le mouvement correcteur d'une courbure thoracolombaire de type II:

Tableau IV- 5 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur d'une courbure thoracique thoracolombaire gauche de type II

		Rotation des épaules			Translation de la base thoracique			Flexion latérale
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	Alignement bassin-section thoracique (mm)	Angle de taille gauche (deg)	Angle de taille droite (deg)	Balance (mm)
Patient #20	Sans corset	4,42	1,14	17,67	-9,03	13,89	16,38	-16,87
	Intérieur corset	11,43	5,63	46,62	-3,89	16,49	15,06	-17,15
	Mouvement total	7,01	4,49	28,95	5,14	2,60	-1,32	-0,28

IV.1.4 Courbure thoracolombaire droite

Voici donc un tableau résumant les différents résultats obtenus lors de l'évaluation des indices cliniques définis pour décrire le mouvement correcteur d'une courbure thoracolombaire droite :

**Tableau IV- 6 Évaluation des indices caractérisant le mouvement correcteur
d'une courbure thoracique thoracolombaire droite de type I**

		Rotation des épaules			Flexion latérale
		Rotation de section (deg)	Rotation du tronc (deg)	Asymétrie des épaules (mm)	
Patient #14	Sans corset	4,55	-1,03	-19,12	6,18
	Intérieur corset	-2,71	-2,10	-27,71	19,33
	Mouvement total	-7,26	-1,07	-8,59	13,15

IV.2 Résultats supplémentaire de l'évaluation de l'effet de SpineCor sur la géométrie externe à l'intérieur du corset

Cette section présente les résultats qui n'ont pas été exposés au chapitre 4. La différence de rotation de section, entre la géométrie à l'intérieur du corset et celle avant corset, a été évaluée. Les résultats obtenus sont présentés pour tous les types de courbures.

IV.2.1 Courbure thoracique droite lombaire gauche

Voici le tableau résumant les résultats obtenus pour une courbure thoracique droite lombaire gauche :

Tableau IV- 7 Différence de rotation de section décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite lombaire gauche

Indice	Plan	Patient #1	Patient #2
Surface de rotation	Max (deg)	-5,80	2,61
	Hauteur (mm)	274	202

IV.2.2 Courbure thoracique droite

- **Type I**

Voici le tableau résumant les résultats obtenus pour une courbure thoracique droite de type I :

Tableau IV- 8 Différence de rotation de section décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite de type I

Indice	Plan	Patient #3	Patient #4	Patient #5
Surface de rotation	Max (deg)	-3,23	-7,99	-8,97
	Hauteur (mm)	104	202	210

Tableau IV- 9 Différence de rotation de section décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite de type I (suite)

Indice	Plan	Patient #6	Patient #7	Patient #8	Patient #9
Surface de rotation	Max (deg)	13,02	15,95	10,25	10,58
	Hauteur (mm)	240	236	186	154

- **Type III**

Voici le tableau résumant les résultats obtenus pour une courbure thoracique droite de type III :

Tableau IV- 10 Différence de rotation de section décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique droite type III

Indice	Plan	Patient #10
Surface de rotation	Max (deg)	-3,17
	Hauteur (mm)	162

IV.2.3 Courbure lombaire

Voici le tableau résumant les résultats obtenus pour une courbure lombaire :

Tableau IV- 11 Différence de rotation de section décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracique lombaire

Indice	Plan	Patient #11
Surface de rotation	Max (deg)	-6,09
	Hauteur (mm)	274

IV.2.4 Courbure thoracolombaire gauche

- **Type I**

Voici le tableau résumant les résultats obtenus pour une courbure thoracolombaire gauche de type I :

Tableau IV- 12 Différence de rotation de section décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracolombaire gauche type I

Indice	Plan	Patient # 15	Patient # 16	Patient # 17	Patient # 18
Surface de rotation	Max (deg)	0,34	-5,34	7,93	-6,35
	Hauteur (mm)	0	0	398	68

- **Type II**

Voici le tableau résumant les résultats obtenus pour une courbure thoracolombaire gauche de type II :

Tableau IV- 13 Différence de rotation de section décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracolombaire gauche type II

Indice	Plan	Patient #19	Patient #20
Surface de rotation	Max (deg)	9,23	4,71
	Hauteur (mm)	214	338

IV.2.5 Courbure thoracolombaire droite

Voici le tableau résumant les résultats obtenus pour une courbure thoracolombaire droite:

Tableau IV- 14 Différence de rotation de section décrivant l'effet de SpineCor sur la géométrie à l'intérieur du corset pour une courbure thoracolombaire droite type I

Indice	Plan	Patient #12	Patient #13	Patient #14
Surface de rotation	Max (deg)	4,19	1,24	3,54
	Hauteur (mm)	138	126	138