

Titre: Analyse de la géométrie externe du tronc scoliotique en flexion
Title: latérale

Auteur: Fethia Miled
Author:

Date: 2007

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Miled, F. (2007). Analyse de la géométrie externe du tronc scoliotique en flexion latérale [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/8092/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8092/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Farida Cheriet, & Hubert Labelle
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE DE LA GÉOMÉTRIE EXTERNE DU TRONC SCOLIOTIQUE EN
FLEXION LATÉRALE

FETHIA MILED

DÉPARTEMENT DE GÉNIE INFORMATIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE INFORMATIQUE)
DÉCEMBRE 2007

© Fethia Miled, 2007.



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-36923-4

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-36923-4

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.

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 protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

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

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

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

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

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ANALYSE DE LA GÉOMÉTRIE EXTERNE DU TRONC SCOLIOTIQUE EN
FLEXION LATÉRALE

présenté par : MILED Fethia

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

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

M. BILODEAU Guillaume-Alexandre, Ph.D. président

Mme CHERIET Farida, Ph.D. membre et directrice de recherche

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

M. PETIT Yvan, Ph.D., membre

À mes parents, mes frères et mes sœurs;

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer ma vive reconnaissance et mes sincères remerciements à ma directrice de recherche Dr. Farida Cheriet, professeur titulaire au département de génie informatique de l'École Polytechnique de Montréal pour m'avoir confié ce projet. Je la remercie pour l'encadrement de qualité dont elle m'a fait bénéficier aimablement, de ses précieux conseils et de son support autant moral que financier.

J'aimerais aussi remercier le Dr. Hubert Labelle, mon codirecteur et chirurgien orthopédiste à l'Hôpital Sainte-Justine et professeur au département de la chirurgie de la faculté de médecine de l'Université de Montréal, pour avoir accepté de codiriger mon projet et pour son expertise clinique.

J'adresse également mes remerciements à M. Guillaume Alexandre Bilodeau, président de Jury et professeur adjoint 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 d'évaluer mon travail.

Je tiens également à remercier tous les étudiants et associés de recherche du Laboratoire LAVIANI, du laboratoire LIS3D ainsi que ceux du Laboratoire LIV4D. Mes remerciements vont plus particulièrement à Nancy Shawafaty, Luc Duong, Claudia Chevretils et Rola Harmouche pour leurs encouragements, leur support moral, leurs chaleureuses personnalités ainsi que les agréables discussions que j'ai eues avec eux.

Mes remerciements vont également à Valérie Pazos qui a toujours répondu à mes nombreuses questions, et qui m'a été d'une aide très précieuse par ses nombreux conseils.

Des remerciements particuliers vont à Philippe débanné, associé de recherche du laboratoire LIV4D, pour ses conseils, son aide et sa grande gentillesse.

J'exprime toute ma reconnaissance à mes parents, pour leur amour, leur soutien inconditionnel, leur générosité et surtout leur patience. Je remercie de tout cœur des personnes très importantes à mes yeux, c'est-à-dire mes frères et mes sœurs. Leurs soutiens et générosités étaient sans limite. Chacun d'eux a participé de sa façon à mener à bien ce travail.

Finalement, je remercie tous mes amis pour leurs encouragements et leur soutien. J'aimerais remercier chaudement Sarra Girgis pour son support moral, son encouragement, et les agréables discussions que j'ai eues avec elle.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une déformation tridimensionnelle complexe du système musculo-squelettique du tronc, sans cause connue. Sa prévalence est de 1,1% à 3,0% de la population adolescente. De cette population, un patient sur mille aura besoin d'un traitement chirurgical, lourd de conséquences sur les plans physique et psychologique. Ce traitement est considéré comme une procédure invasive utilisant des techniques d'instrumentation complexes et nécessitant une planification préopératoire bien détaillée. La mobilité du rachis est considérée parmi les facteurs importants dans la prise des décisions au moment de la planification chirurgicale.

À ce jour, la mobilité du rachis a été évaluée par des tests se basant sur des mesures d'angles de Cobb à partir des radiographies antéropostérieures. Les tests les plus fréquemment utilisés sont l'inflexion latérale volontaire en position couchée sur le dos ou debout, l'inflexion latérale avec point d'appui et la traction couchée sur le dos ou en suspension debout. Toutefois, il a été démontré qu'aucun de ces tests n'évalue réellement la mobilité du rachis et ne permet de prédire véritablement la correction chirurgicale (Sevastik, Stokes, 2000; Klepps et coll., 2001). L'évaluation traditionnelle de la mobilité du rachis sur le plan frontal est grandement débattue, ceci étant dû surtout à la faible reproductibilité des tests effectués. De plus, ces tests ne prennent pas en considération les corrections que permettent les instrumentations chirurgicales actuellement utilisées dans le plan sagittal et de façon générale en 3D.

L'évaluation de la mobilité de tout le tronc scoliotique grâce à une analyse quantitative des asymétries externes du tronc ainsi que des changements induits aux déformations scoliotiques du tronc lors des tests de flexion latérale permettrait de mieux planifier les procédures de correction des déformations tridimensionnelles du tronc. Par conséquent, une telle approche aiderait le chirurgien à bien choisir le type

d'instrumentation en fonction du résultat obtenu sur l'ensemble des structures du tronc au lieu de se limiter juste à un redressement de la colonne vertébrale.

Le présent projet s'inscrit dans le cadre d'un projet général de grande envergure qui vise à développer un nouvel outil non invasif pour l'évaluation de la mobilité du tronc scoliotique. L'objectif principal du présent projet est d'implanter une méthode d'analyse de la géométrie externe du tronc scoliotique en flexion latérale. Cette méthode utilise une approche non invasive permettant de quantifier les changements des déformations scoliotiques lors des tests de flexion latérale. Plus spécifiquement, il s'agit de (i) développer une nouvelle méthode d'extraction de sections sur la surface externe du tronc, (ii) de quantifier les déformations externes en posture debout pré et postopératoires à l'aide de la méthode proposée, (iii) d'analyser et de quantifier l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc, et finalement (iv) d'identifier les indices qui expriment une meilleure corrélation entre les corrections chirurgicales et les changements aux déformations de la géométrie externe du tronc lors de tests de flexion latérale.

Dans le but d'analyser et de quantifier les asymétries externes du tronc dans différentes postures, un algorithme d'extraction de sections à partir de la vallée du dos a été implanté. Cet algorithme implique dans un premier temps, la définition et le calcul des points appartenant à la vallée du dos, et dans un deuxième temps, le calcul des positions 3D des points formant les sections. La détermination des points de la vallée est basée sur une méthode semi-automatique qui consiste d'abord à sélectionner quelques marqueurs sur la surface du tronc et ensuite à calculer des courbes géodésiques délimitées par ces marqueurs sur la vallée du dos. Les sections extraites avec la méthode proposée sont obtenues par le calcul des intersections du maillage tridimensionnel du tronc avec des plans inclinés définis à partir de la courbure de la vallée du dos.

L'évaluation de la méthode proposée s'est effectuée à travers un ensemble d'indices cliniques permettant de quantifier les asymétries externes du tronc ainsi que les corrections chirurgicales. Ces asymétries ont été calculées simultanément sur des

sections transversales et des sections obtenues avec la nouvelle méthode. Un mannequin, un sujet sain et une cohorte de sujets scoliotiques ont été utilisés pour cette étude d'évaluation. La cohorte utilisée pour ce projet comporte 19 sujets dont cinq présentent une scoliose thoracique et 14 présentent une scoliose thoraco-lombaire.

L'évaluation de l'effet du test de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc a été effectuée en analysant les changements des déformations externes du tronc lors des tests de flexion latérale et en les comparant aux corrections chirurgicales obtenues. La même cohorte a été utilisée pour évaluer l'effet du test de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc.

Les sections extraites à partir de la vallée du dos ont montré de très faibles valeurs des différents indices calculés sur le tronc d'un mannequin et le tronc d'un sujet sain. Une évaluation qualitative de la géométrie postopératoire de la cohorte de patients scoliotiques démontre que les corrections évaluées à l'aide de la nouvelle méthode sont plus cohérentes que celles évaluées avec les sections transversales.

De cette étude préliminaire, les indices qui semblent illustrer une bonne corrélation entre les changements des déformations lors des tests de flexion latérale et les corrections postopératoires sont les mesures des gibbosités, les mesures des rotations des sections et les mesures des rotations de la surface du dos.

À court terme, la méthode proposée pourrait faire l'objet d'une validation clinique sur un plus grand échantillon. En deuxième lieu, une détection complètement automatique de la vallée du dos permettrait d'automatiser le processus d'extraction des sections sur le tronc et d'assurer une meilleure reproductibilité de la méthode. En troisième lieu, la définition de nouveaux indices cliniques permettrait de mieux caractériser l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc. Une étude de fiabilité, de reproductibilité et de variabilité de ces indices permettrait de sélectionner ceux qui expriment mieux la mobilité du tronc scoliotique.

À long terme, la présente étude pourrait conduire au développement d'un nouveau test non invasif de mobilité du tronc scoliotique. Ce test permettrait d'estimer la

réductibilité des courbes scoliotiques, d'identifier les segments rigides du rachis, ainsi que de déterminer les niveaux vertébraux qui devraient être fusionnés.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex 3D deformation of the entire musculoskeletal system of the trunk, whose cause is unknown. Its prevalence has been estimated at 1.1% to 3.0% of the adolescent population. Approximately one in a thousand of these cases require a surgical procedure in order to correct the deformation, which entails serious risks both physically and psychologically. This treatment is considered an invasive procedure using complex instrumentation techniques and requiring a detailed preoperative planning. The flexibility of the scoliotic spine is considered an important parameter to take into account when planning the surgical procedure.

To date, the flexibility of the spine has been clinically assessed by means of flexion tests such as the voluntary or fulcrum lateral bending test in supine or standing position and traction tests in supine or suspended position. Spinal flexibility is then evaluated by means of Cobb angles measured on postero-anterior radiographs taken during the flexion tests. However, it has been shown that none of these tests provides a truly accurate evaluation of the flexibility of the spine, nor a reliable prediction of the surgical correction (Sevastik, Stokes, 2000; Klepps et coll., 2001). The standard method for measuring spinal flexibility using these flexion tests is greatly debated. This is due firstly to their lack of reproducibility, and secondly to the fact that they do not fully represent the complex 3D nature of the postoperative correction allowed by currently available spinal surgery instrumentation sets.

The assessment of the flexibility of the whole scoliotic trunk through a quantitative analysis of external trunk asymmetries as well as of changes in external trunk deformities during the lateral bending tests would enable a better prediction of the reducibility of the three-dimensional deformities. Such an approach would therefore help

the surgeon to choose the appropriate spinal instrumentation to use based on the projected result for the whole trunk rather than just the spinal correction.

The main objective of this project is to implement a method to analyze the external geometry of the scoliotic trunk in lateral bending. This method uses a non-invasive approach to quantify the changes in scoliotic deformities during the lateral bending tests. More specifically, it consists in (i) developing a novel method to extract sections from the surface of the trunk, (ii) quantifying the external asymmetries in standing posture before and after surgery using the proposed method, (iii) analyzing and quantifying the effect of lateral bending tests on the external trunk geometry, and lastly, (iv) identifying the clinical indices that express the strongest correlation between the surgical correction of the trunk's asymmetries and the changes in the deformities of the external trunk geometry during the lateral bending tests.

In order to analyze and quantify the external asymmetries of the scoliotic trunk in different postures, a novel algorithm for extracting trunk sections starting from the back valley was developed. This algorithm consists, as a first step, in defining and calculating the points belonging to the back valley, and as a second step, in calculating the 3D positions of points forming the sections. The points belonging to the back valley are determined by a semi-automatic method which consists firstly in selecting special markers on the surface of the trunk and secondly in calculating a set of geodesic curves delimited by these markers. The sections are then obtained by calculating the intersections of the three-dimensional mesh of the trunk with a series of inclined planes defined from the back valley curve.

The proposed method was validated by means of a set of clinical descriptors allowing to measure the external trunk asymmetries as well as surgical corrections. These asymmetries were evaluated both on transverse cross-sections and on sections obtained with the new method. A mannequin, a healthy subject and a cohort of scoliotic subjects were used for this validation study. The cohort available for this project

includes 19 subjects, five of these having a thoracic curvature and 14 having a thoracolumbar curvature.

The evaluation of the effect of the lateral bending test on the external geometry of the trunk was performed by analyzing the changes in deformity of the trunk during the lateral bending test in comparison with the surgical correction of the trunk's asymmetries. The same cohort was used to evaluate the effect of the lateral bending test on the external trunk shape.

The sections obtained based on the back valley yielded very low measurements of the clinical indices calculated on the mannequin and on the healthy subject. A qualitative evaluation of post-operative geometries demonstrated that the corrections evaluated with the new method are more coherent than those evaluated with transverse cross-sections.

From this preliminary study, the indices that seem to show a good correlation between changes in the deformities during the lateral bending test and surgical correction of trunk asymmetries are those that measure gibbosity (rib hump), section rotations and back surface rotations.

In the short term, the proposed method could be the focus of clinical validation on a larger cohort. Secondly, a fully automatic detection of the back valley would allow automation of the trunk sections extraction process. Thirdly, the definition of new clinical indices would enable a better characterization of the effect of the lateral bending test on the external geometry of the trunk. Finally, a study of the reliability, reproducibility and variability of these indices would identify those that best express the flexibility of the scoliotic trunk.

In the long term, this study could lead toward the development of a new non-invasive flexibility test for the scoliotic trunk. This test would allow clinicians to estimate the reducibility of scoliotic curves, to identify rigid spine segments and to assess the vertebral levels to instrument.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vii
ABSTRACT	xi
TABLE DES MATIÈRES	xiv
LISTE DES TABLEAUX.....	xvii
LISTE DES FIGURES.....	xviii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xxii
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1: REVUE DES CONNAISSANCES	5
1.1 Scoliose idiopathique	5
1.1.1 Évaluation clinique de la scoliose	8
1.1.2 Évaluation 3D des déformations scoliotiques	11
1.1.3 Traitement de la scoliose	14
1.2 Topographie de surface du tronc scoliotique.....	21
1.2.1 Système d'acquisition Inspeck.....	25
1.3 Indices calculés à partir de la géométrie externe du tronc.....	30
1.3.1 Indices globaux	30
1.3.2 Indices locaux.....	31
1.4 Calcul des courbes géodésiques sur un maillage 3D.....	43
1.4.1 Historique des principales techniques de calcul des plus courts chemins.....	43
1.4.2 Création du chemin géodésique	47
1.4.3 Algorithme de création de chemin par la méthode de Fast Marching.....	48
1.5 Objectifs du projet.....	55

CHAPITRE 2: MÉTHODOLOGIE	56
2.1 Protocole d'acquisition de données 3D	59
2.1.1 Protocole clinique	59
2.1.2 Procédure de traitement de données et reconstruction 3D	61
2.2 Méthode d'extraction de sections selon la vallée du dos	62
2.2.1 Définition et calcul de la vallée du dos	62
2.2.2 Extraction des sections selon la vallée du dos.....	65
2.3 Méthodes d'évaluation	78
2.3.1 Étude comparative entre les indices obtenus à partir des sections transversales et ceux obtenus à partir des sections extraites selon la vallée du dos.....	79
2.3.2 Évaluation de l'effet des tests de flexion latérale.....	79
CHAPITRE 3: RÉSULTATS.....	81
3.1 Évaluation qualitative de la méthode d'extraction des sections à partir de la vallée du dos.....	82
3.1.1 Étude sur un mannequin	87
3.1.2 Étude sur un sujet non scoliotique.....	89
3.2 Évaluation des asymétries externes et des corrections postopératoires obtenues avec les deux types de sections extraites sur des tronc scoliotiques.....	92
3.2.1 Mesures de 'l'orientation de l'axe majeur' (PAX).....	95
3.2.2 Mesures de 'la rotation de la section'	96
3.2.3 Mesures de 'Rotation de surface du dos' (BSR)	96
3.2.4 Mesures des gibbosités sur le tronc	97
3.3 Évaluation des tests de flexion latérale	98
3.3.1 Étude sur deux exemples	99
3.3.2 Étude statistique préliminaire	105
CHAPITRE 4: DISCUSSIONS.....	112

4.1	Protocole d'acquisition des données lors des tests de flexion latérale et reconstruction 3D du tronc en posture de flexion	112
4.2	Extraction des sections selon la méthode proposée.....	114
4.2.1	Sélection des points sur la surface du dos	115
4.2.2	Calcul des courbes géodésiques pour la vallée du dos	115
4.3	Analyse des asymétries externes du tronc	117
4.4	Effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc	119
CHAPITRE 5: CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....		122
RÉFÉRENCES.....		126

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1: Méthodes de topographie de surface du dos présentées dans la littérature	22
Tableau 1-2: Caractéristiques des numériseurs 3D Capturor.....	26
Tableau 3-1: Mesures des angles de Cobb des sujets 1 et 2.....	82
Tableau 3-2: Mesures des angles de Cobb des sujets 3 et 4.....	99
Tableau 3-3: Valeurs des corrélations (et p-value) au sein de la première cohorte	107
Tableau 3-4: Valeurs des corrélations (et p-value) au sein de la deuxième cohorte.....	107

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1: Rotation des vertèbres et de la cage thoracique et gibbosité externe du tronc (tirée de http://www.scoliose.org/definition.htm).....	6
Figure 1-2: Les différentes formes de la scoliose (tirée de : http://www.cofemer.fr).....	7
Figure 1-3: Utilisation d'un scoliomètre (Hayes, 2004)	9
Figure 1-4: Mesure de la déviation latérale (Lonstein et coll., 1995)	9
Figure 1-5: Mesure de l'angle de Cobb. a) Vue radiographique (tirée de internaf.org), (b) Vue schématique (tirée de commons.wikimedia.org).....	11
Figure 1-6: Reconstruction 3D de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin.....	12
Figure 1-7: Modèle biomécanique de la colonne vertébrale.....	12
Figure 1-8: Indices cliniques de la colonne vertébrale. a) hauteur et longueur de la colonne vertébrale. b) déviation frontale de la colonne vertébrale. c) déviation sagittale de la colonne vertébrale (tiré de Shawafaty, 2007)	13
Figure 1-9: Indices de la cage thoracique dans le plan transverse (tirée de Aubin et coll. 1997)	14
Figure 1-10: Type de corset de Boston (a=lombaire, b=thoraco-lombaire, c=thoracique et d=thoracique avec modification pour hypocyphose) (Tiré de Emans, 2003) ...	15
Figure 1-11: Correction chirurgicale de la scoliose (tirée de : http://www.lifespan.org)	17
Figure 1-12 : Principaux tests de mobilité : inflexion latérale a) volontaire, b) avec point d'appui thoracique (Klepps et coll., 2001) et c) traction (www.thaispine.com)...	19
Figure 1-13: Topographie de Moiré (tirée de Daruwalla et coll., 1985).....	23
Figure 1-14: Photo de projection de rasterstéréographie (tirée de Stokes et Moreland, 1989)	23
Figure 1-15: - ISIS a) système ISIS b) topographie de surface obtenue par ISIS (tirée de Turner-Smith, Harris et coll. 1988).....	23

Figure 1-16 : 3D Capturor de <i>InSpeck</i> inc	25
Figure 1-17: Configuration des numériseurs Inspeck et système de coordonnées utilisé à l'Hôpital Ste-Justine.....	26
Figure 1-18: Images composant une acquisition.....	27
Figure 1-19: a) Image de phase, b) Image de profondeur, c) Surface polygonale avec texture.....	28
Figure 1-20: Recalage et fusion des vues (Pazos et coll., 2005).....	28
Figure 1-21: Définition du POTSI (tirée de Suzuki et coll., 1999).....	31
Figure 1-22: Sections transversales du tronc et axes principaux (tirée de Jaremko, Poncet et al. 2002).....	36
Figure 1-23: Rotation de surface (tirée de Stokes, Armstrong et coll. 1988)	37
Figure 1-24: Rotation de surface (tirée de Turner-Smith, Harris et coll. 1988).....	37
Figure 1-25: Rotation de surface (tirée de Drerup et Hierholzer 1992).....	38
Figure 1-26: Différence d'hauteur des bosses (tirée de Suzuki, Ono et coll. 1992).....	38
Figure 1-27: Rotation de surface (tirée de Jaremko, Poncet et coll. 2002).....	39
Figure 1-28: Différence d'aire gauche - droite (tirée de Turner-Smith, Harris et coll. 1988)	39
Figure 1-29: Indice d'asymétrie de surface, tirée de (Jaremko, Poncet et coll., 2002)...	40
Figure 1-30: Gibbosités à partir des sections transversales (tirée de Batouche et Benlarmi, 1994).....	41
Figure 1-31: Différence de profondeur de chaque côté de la colonne (tirée de Batouche et Benlarmi 1994).....	41
Figure 1-32: PAX, BSR et gibbosité.....	42
Figure 1-33: Reconstruction du chemin géodésique. a) Dijkstra, b) FMM	48
Figure 1-34: Algorithme de construction du chemin géodésique	49
Figure 1-35: Initialisation de l'algorithme de calcul de distance géodésique sur un maillage triangulaire. (BOUAZZI, Haroun. 2005)	51

Figure 1-36: Reconstruction du chemin géodésique dans le cas d'un triangle aigu (Meler & Bernhardt, 2006)	52
Figure 1-37 : Maillage avant et après dépliage (ou unfolding). La zone grisée est la zone dans laquelle doit se trouver D pour que les angles ACD et DCB soient aigus. (tirée de Kimmel et Sethian, 1998)	54
Figure 2-1: Organisation méthodologique	58
Figure 2-2: Exemple d'acquisition de photos pour un traitement pré-chirurgical. a) patient en position d'inflexion latérale vers la droite, b) patient en position debout, c) position d'inflexion latérale vers la gauche	60
Figure 2-3: Sélection de la zone d'intérêt pour les trois postures du tronc. La ligne délimitant la zone d'intérêt est dessinée en blanc.....	61
Figure 2-4: Projection de deux épines iliaques antéro-supérieures sur la surface du dos	64
Figure 2-5: Exemple de plans de coupe et de sections sur la surface du tronc	67
Figure 2-6: Exemple d'une enveloppe convexe d'une section. (Les points aberrants sont en rouge).....	71
Figure 2-7: Principe de fonctionnement de l'algorithme de 'Graham-Scan'	72
Figure 2-8: Insertion de certains points dans l'enveloppe convexe.....	73
Figure 2-9: Méthode d'insertion des points internes à l'enveloppe convexe de la section	74
Figure 2-10: Orientation de l'axe principal (PAX).....	75
Figure 2-11: Rotation des sections (SectRot).....	76
Figure 2-12: Rotation de la surface du dos (BSR)	77
Figure 2-13: Gibbosité	77
Figure 2-14: Relation entre BSR et Gibbosité	78
Figure 3-1: Sections transversales et sections extraites à partir de la vallée pour le sujet 1	85
Figure 3-2: Sections transversales et sections extraites à partir de la vallée pour le sujet 2	86

Figure 3-3: Géométrie externe du tronc du mannequin et sections	87
Figure 3-4: Indices cliniques sur la géométrie externe du mannequin. bleu: sections transversales; rouge : section selon la vallée du dos	88
Figure 3-5: Indices cliniques sur une personne saine avec les deux types de sections...	90
Figure 3-6: Indices cliniques pour le sujet 1 : a) PAX, b) Rotation des sections (SectRot), c) Rotation de la surface du dos(BSR), d) Gibbosité. M1 : sections Transversales, M2 : sections selon la vallée du dos.....	93
Figure 3-7 : Indices cliniques pour le sujet 2 : a) PAX, b) Rotation des sections (SectRot), c) Rotation de la surface du dos(BSR), d) Gibbosité. M1 : Sections Transversales, M2 : sections selon la vallée du dos.....	94
Figure 3-8: Mesures des déformations pour les quatre postures - Patient 3. Tronc en a) debout pré- opératoire, b) flexion vers la gauche, c) flexion vers la droite, d) debout post-opératoire.....	100
Figure 3-9: Mesures des déformations sur les quatre postures - Patient 4. Tronc en a) debout pré- opératoire, b) flexion vers la gauche, c) flexion vers la droite, d) debout post-opératoire.....	101
Figure 3-10: Courbes de tendance pour les indices de PAX, SectRot, BSR et Gibbosité. À gauche, les tests de flexion gauche et à droite, les tests de flexion droite. En rose, les courbes de tendance pour la cohorte 1, en bleu, les courbes de tendance pour la cohorte 2.....	108
Figure 4-1: Illustration de problèmes de reconstruction du modèle 3D du tronc en posture de flexion latérale	114

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	bidimensionnel
3D	tridimensionnel
BSR Back	Back Surface Rotation (Rotation de la surface du dos)
CCD	Charge Coupled Devices
Coll.	Collaborateurs
DLT	Direct Linear Transformation (Marzan, 1976)
EM	3D Modeling, Editing and Merging Software
FAPS	Franges Acquisition and Processing Software
FMM	Fast Marching Method
LAVIANI	Laboratoire de Vision et d'Imagerie non invasive
LIV4D	Laboratoire d'Imagerie et de Vision 4D
LIS3D	Laboratoire Informatique de la Scoliose 3-D
PAX	Principal Axis Orientation (Orientation de l'axe principale)
SectRot	Section Rotation (Rotation de section)
SIA	Scoliose Idiopathique de l'Adolescence

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle complexe du système musculosquelettique, pour laquelle, les causes sont inconnues. Elle se caractérise par une déformation complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui peut entraîner une gibbosité au niveau de la surface externe du dos. Le choix du traitement dépend de la sévérité de la scoliose et du risque de sa progression. Dans le cas de déformations faibles ou moyennes (angle de Cobb inférieur à 40°), des traitements non chirurgicaux, dont les plus répandus sont le port d'orthèse, sont prescrits. Environ une scoliose adolescente sur mille nécessite une intervention chirurgicale. Cette intervention est considérée comme étant une procédure invasive complexe. Elle requiert une grande incision dans le dos du patient et consiste à fixer des implants métalliques le long de la colonne afin de forcer son redressement, puis à fusionner des vertèbres par une greffe osseuse assurant la stabilisation de la colonne.

Le choix de l'instrumentation dépend de la maturité du système osseux ainsi que de l'équilibre rachidien dans les plans frontal et sagittal. Cependant les techniques d'instrumentation segmentaire du rachis couramment utilisées sont complexes et nécessitent une planification préopératoire bien détaillée. Une telle planification doit tenir compte d'un grand nombre de paramètres qui pourront aider le chirurgien dans la prise de décision au moment de la chirurgie.

Depuis plusieurs années, la mobilité du rachis scoliotique est considérée un facteur important que les chirurgiens utilisent pour prendre des décisions au moment de la planification opératoire. En effet, dans certains cas, des informations sur la mobilité du rachis pourraient aider le chirurgien à définir la forme de la tige cintrée lors de l'intervention chirurgicale.

Afin d'évaluer la mobilité du rachis, plusieurs tests ont été proposés dans la littérature. Ces tests ont été utilisés dans le but d'estimer la réductibilité des courbures

scoliotiques, d'identifier les segments rigides du rachis, et de localiser les niveaux vertébraux qui devraient être fusionnés (Klepps, Lenke et coll., 2001). Les tests les plus fréquemment utilisés sont les tests d'inflexion latérale volontaire en position couchée sur le dos ou debout, l'inflexion latérale avec point d'appui, la traction couchée sur le dos ou en suspension debout. Toutefois, ces tests présentent des imprécisions et des incertitudes dans l'évaluation de la mobilité des courbures scoliotiques. Entre autres, certains auteurs argumentent qu'aucun de ces tests n'évalue réellement la mobilité du rachis et ne permet de prédire véritablement la correction chirurgicale (Sevastik, Stokes, 2000; Klepps et coll., 2001).

Ces tests se basent sur des mesures d'angles de Cobb à partir des radiographies antéro-postérieures. En plus de centrer l'attention sur la composante rachidienne de la déformation, cette évaluation bidimensionnelle ne permet pas de caractériser toute la complexité tridimensionnelle des déformations scoliotiques et des changements de ces déformations lors des tests de mobilité.

L'utilisation de radiographies pour interpréter les tests de mobilité du rachis augmente la fréquence d'exposition du patient à des radiations ionisantes. Certains chercheurs ont démontré que ces multiples expositions aux radiations infligées au patient, augmentent les risques de développer certains cancers (Nash et coll., 1979; Levy et coll., 1996; Doody et coll., 2000).

Étant donné les risques et les dangers causés par l'utilisation de radiographies et le fait que ces tests ne prennent pas en considération les corrections que permettent les instrumentations chirurgicales actuellement utilisées sur le plan sagittal et de façon générale en 3D, il est primordial de proposer d'autres techniques et méthodes non invasives afin de caractériser les asymétries externes du tronc scoliotique et évaluer sa mobilité.

Le présent projet s'inscrit dans le cadre d'un projet général de grande envergure qui vise à développer un nouvel outil non invasif pour l'évaluation de la mobilité du tronc scoliotique. En se basant sur l'analyse de la géométrie externe du tronc en posture

de flexion latérale gauche et droite et les postures debout avant et après chirurgie, il sera possible de documenter d'avantage les changements des déformations entre les postures, et par la suite d'évaluer la mobilité des courbures scoliotiques afin d'évaluer l'effet des corrections chirurgicales sur la géométrie externe du tronc. L'objectif général du présent projet consiste donc à implémenter une méthode d'analyse de la géométrie externe du tronc de patients scoliotiques en flexion latérale.

Ce mémoire comporte cinq chapitres. Le premier, la revue des connaissances, permet au lecteur de se situer face au problème et aux solutions présentes dans la littérature. Ainsi, la définition de la scoliose, ses évaluations cliniques et radiologiques et ses traitements seront présentés afin de bien comprendre ce qu'est la scoliose. Dans cette revue de connaissances, il va être également question de présenter sommairement quelques systèmes de topographie de surface du tronc, ce qui permettra de présenter le système d'acquisition de surface non invasif, pour la reconstruction tridimensionnelle de la surface externe du tronc utilisé dans ce projet, ainsi que les différents indices cliniques utilisés pour quantifier les asymétries externes du tronc. Finalement, ce chapitre décrit également les différentes techniques de calcul de chemins géodésiques sur une surface.

Le deuxième chapitre, décrit les techniques utilisées et développées afin de répondre aux objectifs de ce projet. Ce chapitre comporte trois parties. La première partie présente le protocole clinique et la procédure d'acquisition de données cliniques. La deuxième partie présente la nouvelle méthode d'extraction de sections se basant sur la courbure de la vallée du dos. La troisième partie décrit les différents indices cliniques qui seront utilisés pour caractériser les asymétries externes du tronc scoliotique, calculer les corrections postopératoires et évaluer les changements des déformations lors des tests de flexion latérale. Finalement, la dernière partie expose les méthodes d'évaluation de la nouvelle technique proposée pour l'extraction de sections et d'analyse des asymétries externes du tronc et des changements des déformations lors des tests de flexion latérale.

Le troisième chapitre, présente les résultats relatifs aux sections obtenues avec la méthode proposée et aux mesures des asymétries externes et des corrections

postopératoires sur un tronc scoliotique. Une détermination de l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc conclut ce chapitre.

Le quatrième chapitre, permet de discuter globalement des résultats obtenus afin de relever les principaux avantages et limites des contributions de la présente recherche.

Le mémoire conclut par un rappel des objectifs, et un résumé des principales contributions de cette recherche. Finalement, certaines recommandations ont été énoncées pour la suite de ce projet.

CHAPITRE 1: REVUE DES CONNAISSANCES

Dans ce chapitre, les principales connaissances requises pour le développement de la méthodologie utilisée dans ce projet sont présentées. Tout d'abord, dans la première section, les aspects utiles à la compréhension de la scoliose idiopathique tels que sa définition, ses méthodes d'évaluation clinique et radiologique, les indices cliniques internes ainsi que les différents traitements existants sont présentés. Un historique sur les différentes méthodes utilisées pour l'évaluation de la mobilité du rachis terminera la première section. La deuxième section présente les méthodes de reconstruction 3D du tronc de patients scoliotiques basées sur la topographie de surface. Dans cette section, un historique des différents systèmes existants sera tout d'abord présenté. Ensuite le système Inspeck, système d'acquisition et de reconstruction 3D de la surface du tronc utilisé tout au long de ce projet, sera présenté. Cette section sera suivie de la présentation des différents indices cliniques extraits à partir de la géométrie externe du tronc. La quatrième section de ce chapitre présente les courbes géodésiques en exposant les différentes techniques et algorithmes existants de calcul des chemins géodésiques. Ce qui nous amène à présenter l'algorithme utilisé dans ce projet pour le calcul de chemin géodésique. Enfin, l'énoncé de l'objectif global et des objectifs spécifiques de ce projet conclura ce chapitre.

1.1 Scoliose idiopathique

La scoliose est une déformation tridimensionnelle du système musculo-squelettique du tronc. Elle entraîne une torsion des vertèbres sur elles-mêmes qui résulte en un débalancement dans l'équilibre global 3-D. Le thorax, le bassin et l'abdomen suivent le mouvement induit par les vertèbres et se déforment à leur tour.

La figure 1-1 illustre respectivement la rotation des vertèbres, la déformation de la cage thoracique et des vertèbres et la gibbosité aperçue à partir des déformations externes du tronc



Rotation des vertèbres



Déformation de la cage thoracique



Gibbosité externe du tronc

Figure 1-1: Rotation des vertèbres et de la cage thoracique et gibbosité externe du tronc (tirée de <http://www.scoliose.org/definition.htm>)

La scoliose existe sous quatre formes différentes :

- ✓ Scoliose thoracique : Elle est caractérisée par une courbe dans la région thoracique. Visuellement, elle est détectée par une gibbosité thoracique, une asymétrie des omoplates et des épaules, ainsi qu'un aplatissement du dos.
- ✓ Scoliose lombaire : Elle est caractérisée par une courbure située dans la région lombaire de la colonne vertébrale. Visuellement, elle se manifeste par une déformation au niveau de la taille et un déséquilibre du bassin.
- ✓ Scoliose thoraco-lombaire : Elle est caractérisée par une courbure englobant les deux segments thoraciques et lombaires.
- ✓ Scoliose thoraco-lombaire à double courbure : elle se caractérise par l'existence de deux courbures de valeurs sensiblement identiques. Souvent il

s'agit d'une thoracique droite et d'une lombaire gauche. Bien qu'il soit moins apparent au niveau esthétique, mais le traitement de ce type de scoliose s'avère délicat étant donné qu'il faut soigner les deux types de courbures.

Une illustration de ces quatre formes est présentée dans la figure 1-2. Cette figure montre les déformations internes et externes qui peuvent survenir pour chaque type de scoliose.

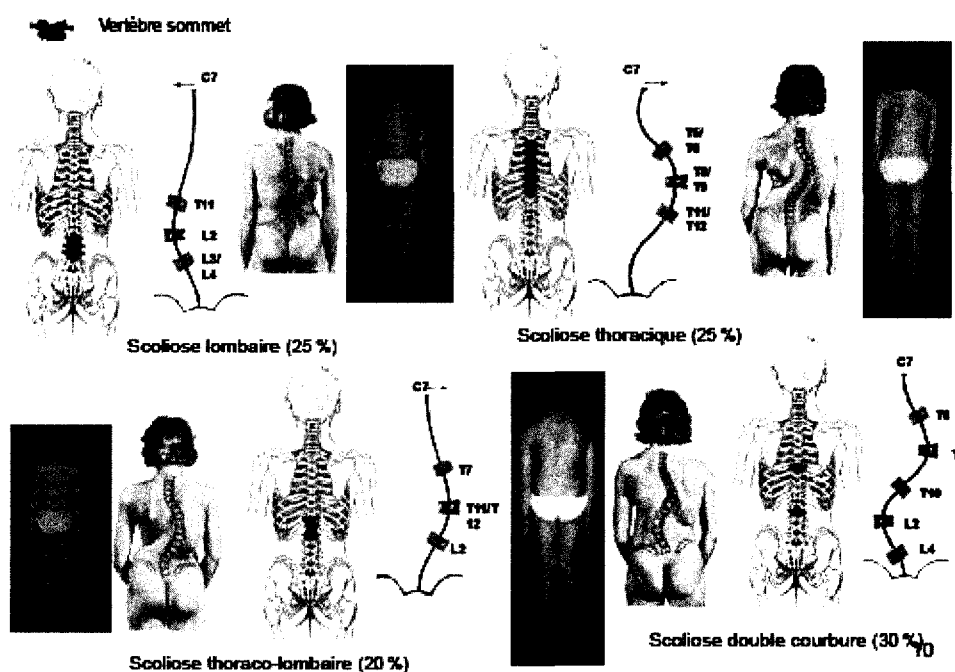


Figure 1-2: Les différentes formes de la scoliose (tirée de : <http://www.cofemer.fr>)

Plusieurs causes peuvent expliquer la survenue d'une scoliose. Certaines scolioses sont dues à des malformations congénitales de la colonne ou du thorax. D'autres sont dues à des pathologies neurologiques ou musculaires. Mais dans la plupart des cas, les causes ne sont pas réellement connues. On parle dans ce cas de scoliose idiopathique. Ce type de scoliose présente environ 75% des cas. Son apparition se manifeste davantage chez les filles avec un taux variant de 60 à 80%.

1.1.1 Évaluation clinique de la scoliose

L'évaluation et le diagnostic de la scoliose idiopathique comprend plusieurs méthodes visant à évaluer l'aspect cosmétique du patient, à quantifier les déformations apparentes sur le tronc et à établir un suivi de la progression. Pour évaluer les déformations rachidiennes, les cliniciens commencent par établir un examen clinique. Pendant cet examen, le médecin vérifie la présence de certaines asymétries visibles au niveau du thorax du patient (Joncas, 1998) :

- ✓ Asymétrie des omoplates, une qui est plus proéminente que l'autre.
- ✓ Asymétrie des épaules
- ✓ Asymétrie au niveau de la taille
- ✓ Asymétrie du bassin
- ✓ Asymétrie des seins chez les filles
- ✓ Une gibbosité au niveau thoracique

Afin de quantifier certaines asymétries et déformations observées pendant l'examen visuel, le médecin effectue des mesures de gibbosité et de déviation latérale. L'outil utilisé pour effectuer cette mesure est le scoliomètre (Figure 1-3) qui, placé à différents niveaux du tronc du patient en flexion, permet de mesurer l'angle entre l'horizontal et la tangente à la gibbosité.



Figure 1-3: Utilisation d'un scoliomètre (Hayes, 2004)

La mesure de la déviation latérale (Figure 1-4), appelée aussi déséquilibre du tronc, est égale à la distance entre un fil à plomb aligné avec l'apophyse de la septième cervicale et le pli inter-fessier.



Figure 1-4 : Mesure de la déviation latérale (Lonstein et coll., 1995)

Bien qu'elles fournissent des mesures sur les déformations scoliotiques, ces deux méthodes restent peu précises et sensibles à la position du patient (Dangerfield, Pearson et coll., 1992). Dans une étude antérieure sur la maladie de la scoliose, il a été démontré que l'utilisation de ces méthodes dans le cadre de programme de dépistage à l'aide d'un suivi systématique à l'école, engendre un grand nombre de faux positifs.

Une évaluation radiologique vient ensuite compléter et confirmer le premier diagnostic basé sur des observations des asymétries externes du tronc. L'évaluation radiologique consiste à quantifier les déformations scoliotiques à travers certains indices cliniques mesurables sur des radiographies 2D. Il s'agit essentiellement de la mesure de l'angle de Cobb calculée sur les structures osseuses de la colonne vertébrale et de la mesure de la maturité osseuse de fin de croissance évaluée avec le test de Risser.

L'angle de Cobb, défini comme l'angle entre les lignes de projection des plateaux vertébraux au niveau des points d'inflexion de la courbe scoliotique, constitue l'indice clinique le plus utilisé pour quantifier les courbures rachidiennes. L'angle de Cobb est l'indice radiologique le plus répandu auprès des cliniciens pour quantifier les déformations scoliotiques. Or, l'angle de Cobb est une mesure bidimensionnelle, qui présente certaines limites. D'abord il a été démontré que ces mesures sont peu reproductibles et que pour une même radiographie, la variabilité inter-observateurs est de l'ordre de 8 degrés. Ensuite, dans un contexte de suivi clinique, la mesure de l'angle de Cobb est effectuée sur des radiographies prises régulièrement à tous les six mois, des études antérieures ont prouvé que l'exposition répétée aux rayons X présente des risques de développement de certains cancers (Levy et coll., 1996).

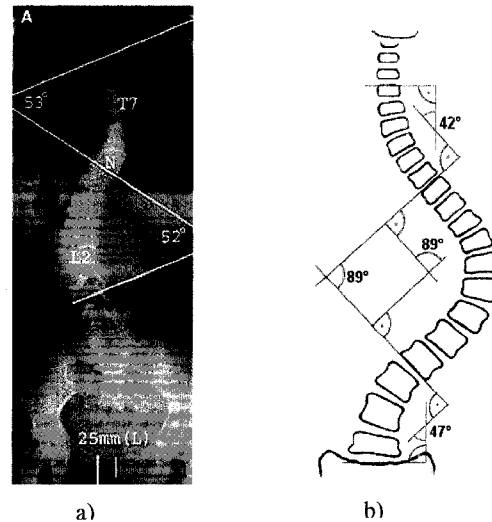


Figure 1-5: Mesure de l'angle de Cobb. a) Vue radiographique (tirée de internaf.org), (b) Vue schématisée (tirée de commons.wikimedia.org)

1.1.2 Évaluation 3D des déformations scoliotiques

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. L'évaluation radiographique dans un seul plan (frontal, sagittal ou latéral), bien que nécessaire pour quantifier les déformations scoliotiques, présente certaines limites. En effet, elle ne permet pas de percevoir toute la complexité tridimensionnelle de la déformation scoliotique. Afin de mieux quantifier les déformations dans les trois plans, des techniques de reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique ont été développées. La géométrie 3D de la colonne vertébrale et de la cage thoracique se construisent à partir de deux radiographies ou plus et de l'algorithme DLT (Dansereau et coll., 1988; Andre et coll., 1994; Aubin et coll., 1997) (figure 1-6).

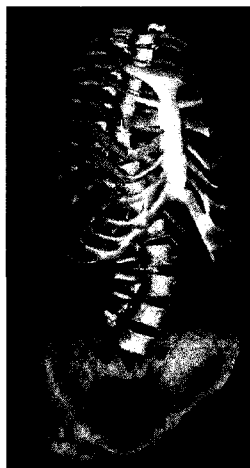


Figure 1-6: Reconstruction 3D de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin

Il est aussi possible, à partir de la reconstruction 3D des structures osseuses du tronc, de construire des modèles biomécaniques capables de simuler l'effet d'un corset (figure 1-7) (Labelle, et coll., 1996; Périé et coll., 2002; Clin et coll., 2006; Clin et coll., 2007).

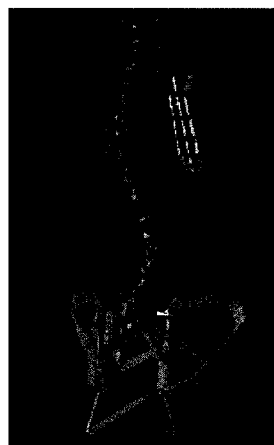


Figure 1-7: Modèle biomécanique de la colonne vertébrale

Des modèles 3D de la colonne vertébrale ont été construits à partir des radiographies latérales et sagittales. Les mesures des courbures sont calculées sur des

projections du modèle 3D de la colonne vertébrale dans certains plans régionaux spécifiques, à savoir le plan passant par les vertèbres limites et la vertèbre apicale, les plans de courbures maximales et les plans de courbures minimales.

Certains indices sont mesurables sur la colonne vertébrale. On note : la longueur et la hauteur de la colonne vertébrale, la déviation frontale et sagittale et la déviation latérale de la vertèbre apicale (Shawafaty, 2007). Ces indices sont illustrés dans la figure 1-8.

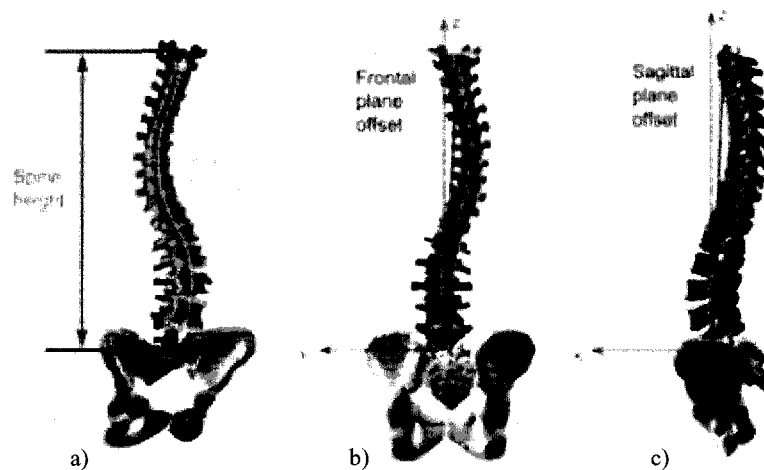


Figure 1-8: Indices cliniques de la colonne vertébrale. a) hauteur et longueur de la colonne vertébrale. b) déviation frontale de la colonne vertébrale. c) déviation sagittale de la colonne vertébrale (tiré de Shawafaty, 2007)

Afin de caractériser les déformations tridimensionnelles de la cage thoracique, de nouveaux indices cliniques ont été prélevés sur le modèle 3D de la cage thoracique (Dansereau et Stokes, 1998). Illustrés à la figure 1-9, ces indices sont : le rayon de courbure maximum postérieur, la longueur des côtes, les diamètres sagittal et transverse, l'aire circonscrite par la côte dans le plan d'adéquation maximale (Aubin et coll., 1997). Au niveau du bassin, certains indices tels que l'incidence pelvienne, la pente sacrale,

l'inclinaison du bassin ainsi que l'obliquité du bassin ont été développés en vue de caractériser ses déformations.

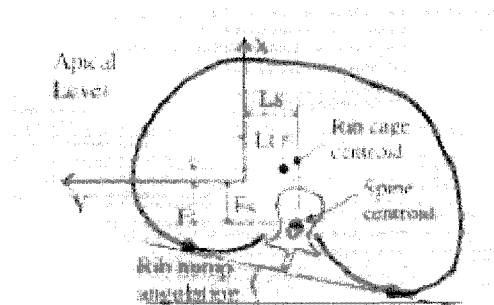


Figure 1-9: Indices de la cage thoracique dans le plan transverse (tirée de Aubin et coll. 1997)

1.1.3 Traitement de la scoliose

Le traitement de la scoliose dépend de l'état de déformation de la colonne vertébrale, de l'âge du patient ainsi que de l'évolution de la scoliose. Plus les déformations du tronc sont sévères, plus les traitements sont lourds. Ceci motive la nécessité de pouvoir diagnostiquer la scoliose hâtivement. On distingue deux types de traitement :

- ✓ Lorsque l'angle de Cobb est entre 30° et 40° et que le patient a atteint sa maturité osseuse, le traitement à considérer est le port de corset (Skaggs et coll., 1996).
- ✓ Lorsque l'angle de Cobb dépasse 40° le patient doit être opéré (Weinstein et coll., 1986; Bridwell et coll., 1999).

1.1.3.1 Le port d'un corset

L'utilisation d'un corset permet de diminuer la progression des déformations de la colonne vertébrale. La correction dans le corset dépend d'abord du type de la courbure,

et ensuite de la tension induite dans les courroies du corset et de sa construction. Les corrections des corsets sont meilleures lorsqu'ils sont modélisés pour chaque courbure individuellement. Un suivi régulier et une analyse répétée de la géométrie à l'intérieur du corset vont optimiser la correction dans le corset. Plusieurs types de corsets ont été développés dans le but d'appliquer des forces correctrices à des endroits stratégiques sur le tronc. Les 3 principaux corsets sont 'Milwaukee' décrit dans (Blount et coll., 1980), 'Charleston' décrit par (Price et coll., 1990) et le corset de Boston qui est considéré le corset le plus répandu en Amérique du nord (figure 1-10). Ces orthèses ont ensuite donné naissance à un bon nombre d'autres corsets.

Le traitement par corset ne permet pas une vraie correction de la scoliose, généralement, à la fin du traitement, la courbure de la colonne vertébrale reste identique à celle présente au départ du traitement. Toutefois dans certains cas le corset peut améliorer l'angle de 30 à 50% mais la colonne au bout de quelques temps après la fin du traitement retrouve la courbure initiale. L'efficacité de ce type de traitement est fonction de la progression naturelle de la courbure.

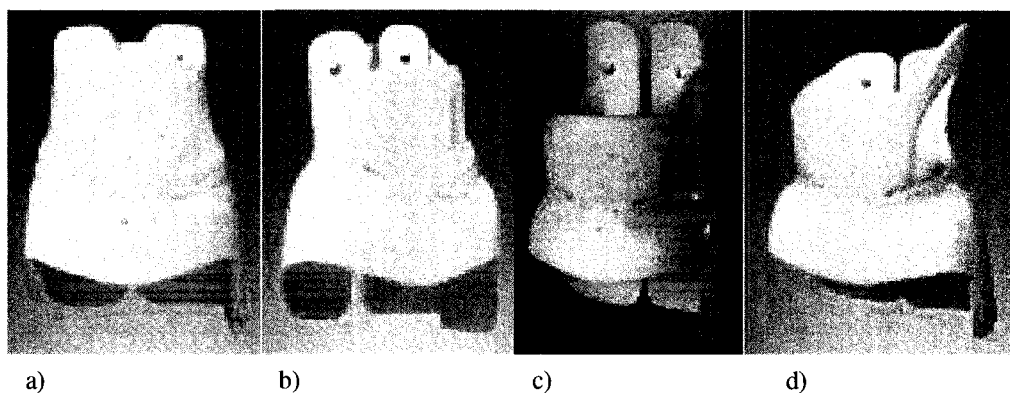


Figure 1-10: Type de corset de Boston (a=lombaire, b=thoraco-lombaire, c=thoracique et d=thoracique avec modification pour hypocypose) (Tiré de Emans, 2003)

1.1.3.2 Traitement chirurgical

Le traitement chirurgical est prescrit en présence d'importantes déformations ayant un angle de Cobb qui dépasse 40° ou lorsque les déformations scoliotiques évoluent et progressent en aggravant l'état fonctionnel et l'état esthétique du patient. Ce traitement est nécessaire pour corriger les déformations et mettre fin à leurs progressions. La décision d'opérer un patient dépend de la maturité du système osseux ainsi que de l'équilibre rachidien dans les plans frontal et sagittal. Ainsi avant de décider d'opérer le patient, le chirurgien doit vérifier que :

- ✓ Le patient est au voisinage de la maturité osseuse et que la scoliose a beaucoup progressé.
- ✓ L'âge du traitement orthopédique est dépassé.
- ✓ Les déformations scoliotiques sont importantes et ont des conséquences négatives sur le plan fonctionnel ou esthétique.
- ✓ Une aggravation à l'âge adulte est possible.

Avec les méthodes de chirurgie moderne, 50% de correction peut être obtenu. L'opération chirurgicale est basée sur une instrumentation vertébrale qui assure la correction des diverses déformations scoliotiques. Cette opération consiste à introduire deux tiges en acier inoxydable le long de la colonne. Des crochets et des vis ancrés permettent de maintenir les deux tiges dans les vertèbres afin de s'assurer de garder la colonne dans la bonne position. Une fusion de vertèbres est ensuite réalisée par le moyen d'une greffe osseuse, formée à partir d'une quantité d'os prélevée sur la crête iliaque (figure 1-11). Permettant de tenir temporairement la colonne en place pendant que les vertèbres fusionnent entre elles, les tiges introduites ne seront pas enlevées à moins qu'elles irritent les tissus mous.

Pour maintenir la correction des déformations à long terme, une arthrodèse vertébrale est réalisée. L'arthrodèse permet de bloquer la rotation du rachis cervical supérieur de façon définitive.

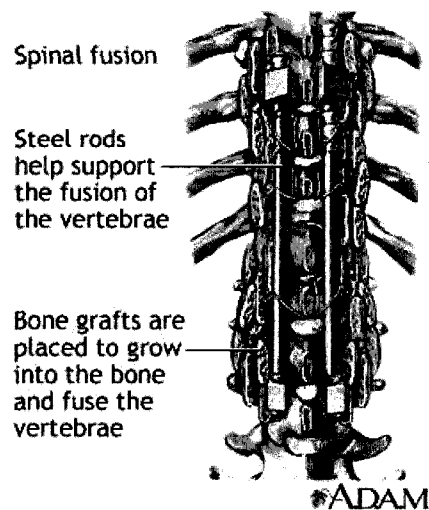


Figure 1-11: Correction chirurgicale de la scoliose (tirée de : <http://www.lifespan.org>)

Dépendamment du type de la scoliose, l'instrumentation chirurgicale peut être postérieure ou antérieure. L'abord postérieur consiste à réaliser une longue incision dans le dos, tandis que l'abord antérieur consiste à faire une incision provoquant l'enlèvement d'une des côtes. La correction de la scoliose par instrumentation antérieure présente certains avantages comparativement à l'instrumentation postérieure : d'abord le nombre restreint de vertèbres fusionnées ensuite le résultat esthétique favorable.

Depuis les 20 dernières années, la chirurgie de la scoliose a connu un progrès considérable avec les nouvelles techniques et les instrumentations sophistiquées. Cependant les interventions chirurgicales restent encore des interventions complexes et sont associées à une grande variété de complications. Les complications les plus redoutées sont les déficits neurologiques. Des complications radiculaires, infectieuses et

mécaniques peuvent également survenir dans les jours qui suivent l'intervention chirurgicale, ou après quelques années de l'intervention (Blamoutier, et coll., 2004).

Vu la gravité de ces complications et leurs impacts sur la santé du patient d'une part et la complexité des techniques d'instrumentations segmentaires du rachis d'autre part, il est important d'établir des planifications préopératoires détaillées tenant en compte un grand nombre de paramètres afin d'aider les chirurgiens dans la prise des décisions au moment de la planification opératoire. Ces planifications préopératoires pourront non seulement aider les chirurgiens à choisir entre les instruments à utiliser lors de l'intervention chirurgicale, mais aussi estimer la réductibilité des courbures scoliotiques et prédire les corrections avant même la chirurgie.

Parmi les paramètres qui sont actuellement exploités dans la prise des décisions au moment de la planification opératoire, la mobilité du rachis est considérée être un facteur important dans la définition des instruments utilisés lors de l'intervention chirurgicale. Plusieurs tests cliniques permettant l'évaluation de la mobilité du rachis scoliotique ont été présentés dans la littérature.

1.1.3.2.1 Tests d'évaluation de la mobilité du rachis scoliotique.

Plusieurs tests cliniques ont été mis en place afin d'évaluer la mobilité du rachis scoliotique. Ces tests, basés sur des mesures prises sur des radiographies, permettent non seulement d'estimer la réductibilité des courbes scoliotiques, mais aussi d'identifier les segments rigides du rachis et de déterminer les niveaux vertébraux qui seront fusionnés (Klepps et coll., 2001). Parmi les tests les plus fréquemment utilisés dans la littérature, se trouvent les tests d'inflexion latérale volontaire en position couchée sur le dos ou debout, l'inflexion latérale avec point d'appui, la traction couchée sur le dos ou en suspension debout (Petit, 2003).

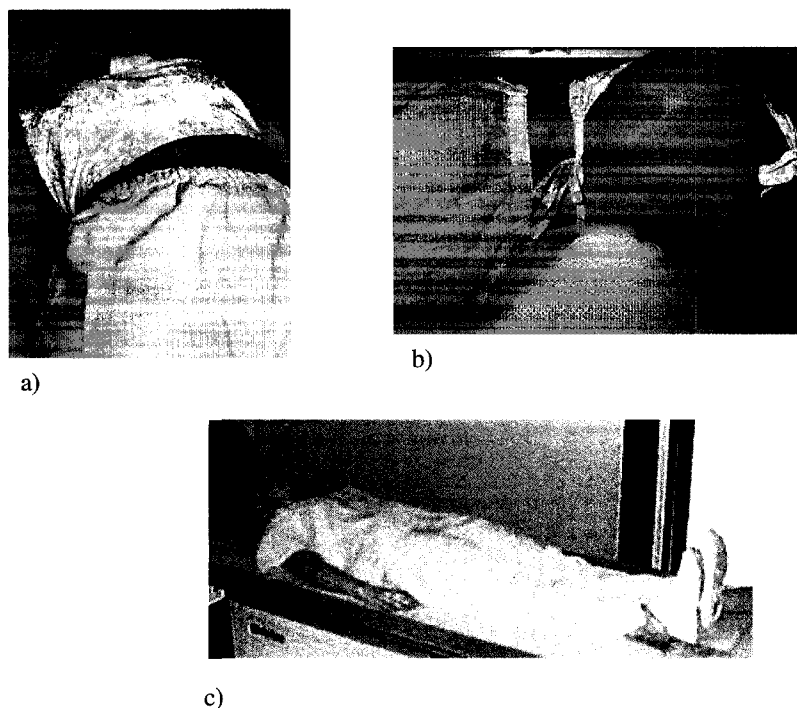


Figure 1-12 : Principaux tests de mobilité : inflexion latérale a) volontaire, b) avec point d'appui thoracique (Klepps et coll., 2001) et c) traction (www.thaispine.com)

Selon une étude menée par (Vaughan et coll., 1996), le test d'inflexion latérale en position couchée pourrait être utilisé pour prédire la réductibilité des courbes scoliotiques plus faibles que 60 degrés. Quant au test de traction, il serait plus approprié pour les plus grandes déformations, et plus spécifiquement pour les courbures scoliotiques thoraciques sévères (Takahashi et coll., 1997).

De récentes études ont montré que les tests d'inflexion latérale en position couchée ne parviennent plus à prédire les réductibilités des courbures scoliotiques. Ceci est dû, d'une part, à la complexité des techniques d'instrumentation du rachis couramment utilisées lors de l'intervention chirurgicale et, d'autre part, à la nature tridimensionnelle des déformations scoliotiques. C'est pourquoi, un nouveau test d'inflexion latérale avec point d'appui a été initié par (Cheung et coll., 1997). Pendant ce test, le patient sera placé couché sur son côté, au dessus d'un cylindre en plastique

rembourré pour des fins de confort. Dans le cas d'une courbure lombaire, le point d'appui sera placé directement sous l'apex d'une courbe lombaire. Tandis que pour une courbure thoracique, il sera plutôt placé sous la côte correspondante à l'apex de la courbure.

Suite à une étude comparative entre les différents tests couramment utilisés dans l'évaluation de la mobilité des courbures scoliotiques à savoir les tests d'inflexion latérale debout, les tests d'inflexion latérale couché et les test d'inflexion latérale avec point d'appui, (Klepps, Lenke et coll., 2001) ont montré que le choix du test dépend du type de courbure. En conclusion, le test d'inflexion avec point d'appui devrait être utilisé pour les courbes scoliotiques thoraciques et lombaires alors que le test d'inflexion latérale volontaire serait plus approprié pour les courbes thoraco-lombaires et hautes thoraciques.

Bien qu'ils semblent donner des résultats favorables sur l'estimation de la mobilité des courbures scoliotiques, il a été démontré (Sevastik et Stokes 2000; Klepps et coll., 2001) qu'aucun des tests présentés dans la littérature n'évalue réellement la mobilité du rachis et ne permet de prédire véritablement la correction chirurgicale.

Ces tests, non seulement présentent des imprécisions et des incertitudes dans l'évaluation de la mobilité des courbures scoliotiques, mais se basent sur des observations des radiographies et des mesures des angles de Cobb prises sur ces radiographies. Étant donné les risques et les dangers causés par l'utilisation des rayons-X, il est donc primordial de trouver d'autres techniques non invasives et exploiter d'autres avenues pour quantifier les déformations scoliotiques et par la suite caractériser la mobilité des courbures scoliotiques. Depuis plusieurs années, un intérêt particulier a été porté sur la topographie de surface du tronc scoliotique et le développement de certains indices cliniques afin d'analyser les déformations de la géométrie externe du tronc. Dans la section suivante, sont présentés les principales méthodes d'analyse de la géométrie externe du tronc ainsi que les principaux indices décrits dans les travaux antérieurs.

1.2 Topographie de surface du tronc scoliotique

Comme déjà mentionné, les méthodes habituelles pour suivre et évaluer les déformations scoliotiques se basent sur l'observation des images radiographiques. Un suivi médical de la scoliose implique une exposition répétée du patient à des radiations ionisées à tous les six mois. Ces radiations ont un effet néfaste sur la santé des patients et augmentent le risque de développer certains types de cancer chez ces patients. Comme déjà mentionné dans la section 1.1.1, les premiers outils non invasifs utilisés pour caractériser les déformations scoliotiques sont les scoliomètres. Cet outil est cependant inefficace puisque l'erreur standard de mesure s'élève à 2.4° (Bunnell et coll., 1984).

L'analyse de la géométrie externe du tronc est une avenue intéressante pour l'évaluation des déformations scoliotiques. Les techniques basées sur la géométrie externe du tronc sont non invasives et apportent des informations supplémentaires sur les déformations scoliotiques dans les trois plans de l'espace.

La topographie de contour de Moiré, introduite par H. Takasaki fut la première dans les années 70. Ensuite, la rasterstéréographie (Frobin et coll., 1983), a été introduite pour les surfaces irrégulières. De plus, le système ISIS a été proposé pour l'évaluation des asymétries du dos (Tredwell et Banon, 1988; Turner-Smith, Harris et coll., 1988; Weisz, Jefferson et coll., 1988). Ces différentes techniques sont résumées dans le tableau 1-1.

Tableau 1-1: Méthodes de topographie de surface du dos présentées dans la littérature

Auteurs	Technique	Principe de la technique	Conclusions
H. Takasaki(1970)	Topographie de Moiré (Figure 1-13)	<ul style="list-style-type: none"> - La technique consiste en la formation d'un motif de franges résultant de la projection sur le dos d'une lumière intense à travers un fin grillage de fils parallèles. - Ce motif de franges permettra de générer le relief de la surface à photographier. 	<ul style="list-style-type: none"> - Technique utilisée pour analyser la topographie du dos des patients scoliotiques. - Inconvénient : le relief formé est très sensible au changement de la position de l'objet à photographier (Moreland, Pope et al., 1981)
- Frobin et Hierholzer (1981)	Rasterstéréographie (Figure 1-14)	<ul style="list-style-type: none"> - Le système utilisé est formé d'un projecteur et d'une caméra vidéo. - Le projecteur génère une grille de lumière parallèle sur le dos du patient. - La caméra vidéo dont l'orientation est connue permet d'acquérir le dos du patient 	<ul style="list-style-type: none"> - La rasterstéréographie a l'avantage d'être utilisée pour les surfaces irrégulières.
-Tredwell et Bannon 1988; -Turner-Smith, Harris et coll. 1988)	ISIS (Figure 1-15)	<ul style="list-style-type: none"> - Le système est basé sur une triangulation laser avec balayage vertical d'une ligne projetée transversalement sur le dos du patient. - La ligne projetée est acquise par une caméra vidéo. 	<ul style="list-style-type: none"> - La surface du dos est acquise en moins de deux secondes - La précision de ce système est moins de 3 mm (Turner-Smith, Harris et al. 1988) - Il est le système le plus utilisé pour l'évaluation des asymétries du dos.
Sakka et coll. (1995, 1997)	QUANTEC	<ul style="list-style-type: none"> - Un projecteur produit des lignes d'égale distance sur la surface du dos - L'image est acquise à l'aide d'une caméra vidéo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Le nombre de points générés est beaucoup plus élevé que celui obtenu par le système ISIS.

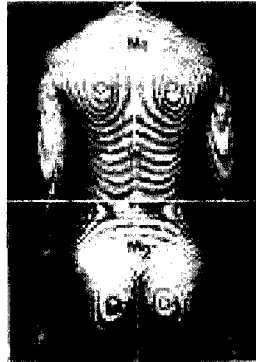


Figure 1-13: Topographie de Moiré (tirée de Daruwalla et coll., 1985)

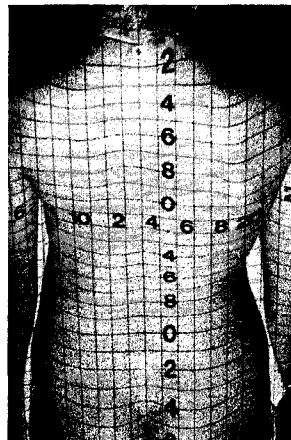


Figure 1-14: Photo de projection de rasterstéréographie (tirée de Stokes et Moreland, 1989)

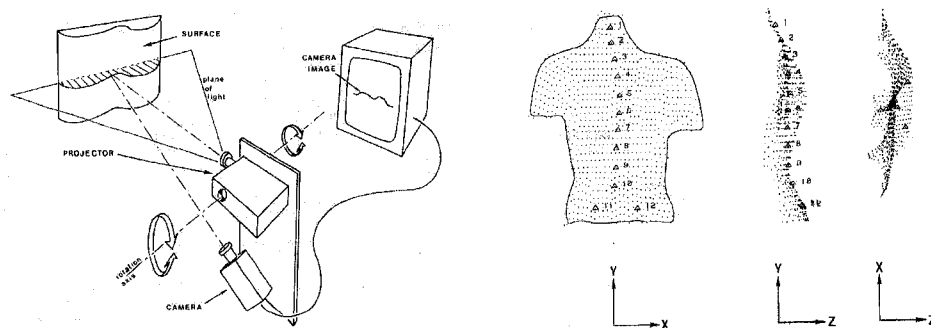


Figure 1-15: - ISIS a) système ISIS b) topographie de surface obtenue par ISIS (tirée de Turner-Smith, Harris et coll. 1988)

La quantification et la caractérisation des déformations scoliotiques avec ces méthodes se sont limitées à la surface du dos. Étant donnée une déformation tridimensionnelle de tout le système musculo-squelettique, l'évaluation des déformations de la scoliose nécessite une analyse tridimensionnelle de tout le tronc du patient. C'est pourquoi, un intérêt particulier a été porté sur les techniques de reconstruction tridimensionnelle de tout le tronc. Le modèle 3D du tronc implique que le clinicien sera en mesure de quantifier les déformations scoliotiques du tronc selon les trois plans de l'espace.

Suzuki et coll. (1981) étaient les premiers chercheurs qui ont mis en place un système d'acquisition du tronc complet. Le principe de leur système consiste à prendre quatre vues de topographies de Moirée (dos, face et les deux côtés) tout en tournant le patient. Cependant, l'analyse quantitative des déformations sur le tronc n'était pas possible étant donné que les profils transversaux obtenus par cette méthode n'étaient pas précis.

D'autres systèmes d'acquisition du tronc complet ont vu le jour. Le système Optronic Torsograph (Anima Corp., Tokyo, Japon), à l'aide d'une caméra qui tourne autour du patient, permet l'acquisition du tronc en moins de 5 secondes. Gomes et coll. (1995) ont proposé un nouveau système permettant l'acquisition du tronc du sujet qui doit être positionné sur une table tournante. Il offre une résolution en profondeur de 0.3 mm pour une résolution latérale de 5 mm.

Les systèmes précédemment décrits se basaient, soit sur une caméra qui tourne autour du sujet, soit c'est le sujet qui tourne devant la caméra. Une autre technique a été introduite par (Poncet et coll., 1999). Il s'agit d'un système formé de quatre caméras lasers dont chacune balaie une partie du tronc en projetant un rayon laser de faible puissance. Une caméra CCD capte le rayon sur la surface et les points 3D sont calculés par triangulation. La résolution de ce système est de 1.5 mm. Un des inconvénients de ce système réside dans le temps d'acquisition qui est trop long, de l'ordre de 15 secondes, qui s'explique par le fait que la capture se fait séquentiellement (point par

point et ligne par ligne). Un autre inconvénient découle de la durée du temps d'acquisition. En effet, plus l'acquisition dure longtemps, plus des artefacts apparaissent sur la reconstruction du tronc, la rendant imprécise. Ces artefacts sont causés par l'oscillation et la respiration du patient au cours de l'acquisition.

Il est ainsi primordial de s'orienter vers un autre système d'acquisition qui soit plus précis et plus robuste afin de permettre de quantifier précisément les déformations de la surface du tronc. Dans le cadre de ce projet, le système d'acquisition utilisé est le système Inspeck. Dans ce qui suit, une brève description de ce système et de son fonctionnement sont présentés.

1.2.1 Système d'acquisition Inspeck

Le système Inspeck (Inspeck inc., Québec, Canada) est un système de numérisation 3D (figure 1-16). Ce système est basé sur la technique de triangulation active avec projection de franges de lumière avec décalage de phase.

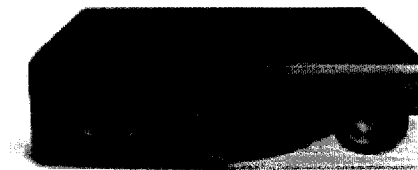


Figure 1-16 : 3D Capturor de *InSpeck* inc

La configuration adoptée pour permettre l'acquisition de toute la surface du tronc consiste en quatre numériseurs optiques placés autour du patient (figure 1-17).

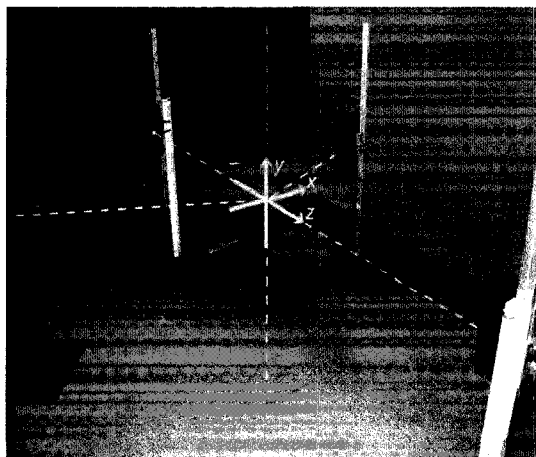


Figure 1-17: Configuration des numériseurs Inspeck et système de coordonnées utilisé à l'Hôpital Ste-Justine

Chaque numériseur permet de faire une acquisition en 0.5 secondes. Les différentes caractéristiques de ce numériseur sont rassemblées dans le tableau 1-2 ci-dessous :

Tableau 1-2: Caractéristiques des numériseurs 3D Capturor

Champ visuel	1185x889 mm
Profondeur de champ	1000 mm
Résolution latérale (x, y)	1.2 mm
Résolution en profondeur (z)	1.0 mm
Distance minimum	1000 mm
Distance de référence	1500 mm
Texture	1024x768 pixels
Géométrie	800 000 points
Temps d'acquisition	0.5 s

Constitué d'une caméra couleur CCD et d'un projecteur de franges avec lumière halogène, chaque numériseur, pour une acquisition donnée, prend quatre images de l'objet à numériser. L'objet est illuminé par des projections de franges avec une phase décalée d'un quart de phase entre chaque image. Pour obtenir la texture sur le modèle polygonal formé à partir de l'objet, une cinquième image sans la projection de franges est prise. Un exemple d'images est présenté dans la figure 1-18 ci-dessous.

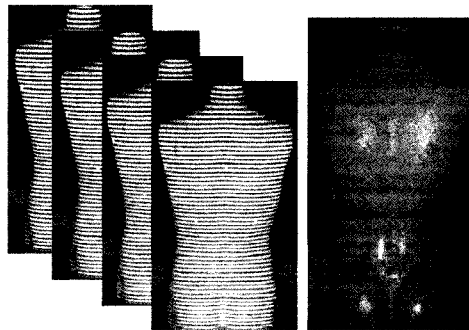


Figure 1-18: Images composant une acquisition

La procédure d'acquisition et de traitement de données s'exécute avec les logiciels FAPS (Fringe Acquisition and Processing Software, Inspeck Inc., Montréal, v7) et EM (3D Modeling, Editing and Merging Software, Inspeck Inc., v5) d'Inspeck. Une fois les acquisitions prises, un traitement est effectué. Ce traitement consiste à obtenir d'abord la fonction de phase pour chaque pixel des images de franges, ensuite une image de profondeur relative est créée à partir de la différence d'amplitude dans l'image de la fonction de phase, finalement l'image de profondeur relative est convertie en une profondeur absolue à l'aide d'un fichier de calibrage propre à chaque numériseur (figure 1-19).

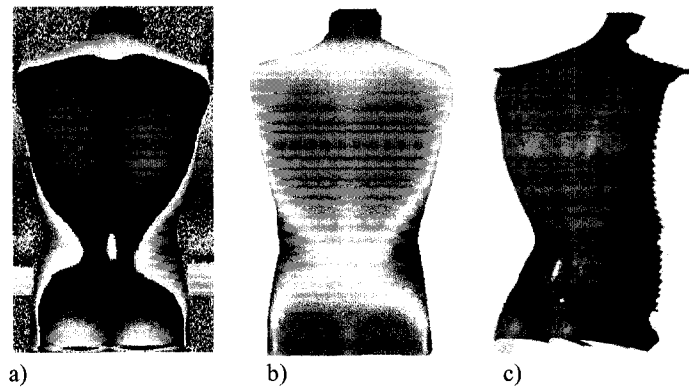


Figure 1-19: a) Image de phase, b) Image de profondeur, c) Surface polygonale avec texture

À partir d'une matrice de transformation, les quatre vues seront assemblées : toutes les vues sont converties replacées dans un même référentiel puis fusionnées ensemble afin d'obtenir la surface finale (figure 1-20).

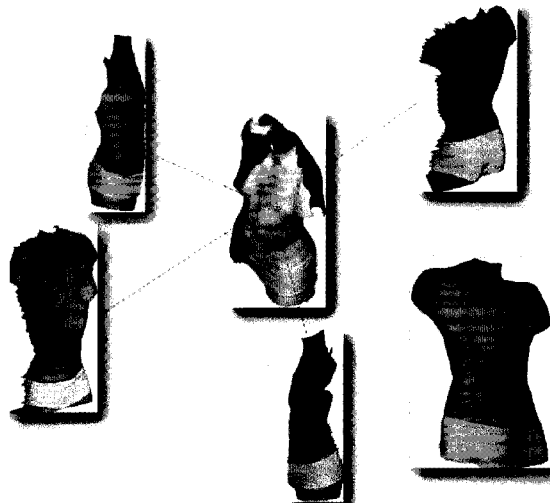


Figure 1-20: Recalage et fusion des vues (Pazos et coll., 2005)

Le système Inspeck, bien qu'il permette d'obtenir un modèle 3D du tronc, présente certaines limites (Shawafaty, 2007) dont les principales sont :

- Présence d'occlusions : ce problème se produit quand certaines régions de la surface sont invisibles par aucune des quatre caméras. La surface finale peut ainsi présenter certains trous.
- Des erreurs de recalage et par conséquent des problèmes qui peuvent se produire lors de la fusion des différentes vues.
- Sensibilité au mouvement : Bien que la durée de l'acquisition du tronc ne dépasse pas les 5 secondes et qu'il soit demandé au patient de ne pas bouger lors de l'acquisition, il se peut que le patient se déplace et oscille légèrement. Le mouvement du patient induit des erreurs de localisation des points et par la suite une surface qui comporte des ondulations dans le sens vertical.

Les déformations scoliotiques ont toujours été analysées et quantifiées via l'angle de Cobb mesuré sur des radiographies. Cependant, comme déjà mentionné, les déformations scoliotiques sont des déformations tridimensionnelles complexes, il est donc question de développer de nouvelles mesures autre que l'angle de Cobb afin de permettre de mieux caractériser les déformations scoliotiques. La topographie de surface du tronc obtenue par les systèmes d'acquisition 3D a l'avantage de permettre de documenter précisément l'asymétrie externe du tronc tout en réduisant l'exposition aux rayons X et par conséquent augmenter la fréquence des suivis en clinique (Pazos, Cheriet et coll. 2005). Des indices cliniques externes mesurables à partir de la topographie de surface du tronc ont été donc développés. La prochaine section présentera les différents indices externes décrits dans la littérature.

1.3 Indices calculés à partir de la géométrie externe du tronc

En vue d'éviter les dangers causés par l'utilisation des radiographies plusieurs techniques se basant sur une analyse de la géométrie externe du tronc ont été développées. L'analyse de la géométrie externe du tronc permet ainsi de fournir un ensemble d'indices externes quantifiant les déformations scoliotiques. Ces indices se divisent en deux catégories : les indices globaux résultants d'une analyse globale de la surface du tronc et les indices locaux issues d'une analyse des sections du tronc.

1.3.1 Indices globaux

Afin de caractériser l'asymétrie du tronc dans son ensemble, les indices globaux sont définis à partir de marqueurs placés manuellement sur certains repères anatomiques du tronc. Parmi les asymétries calculées à partir des repères anatomiques, on cite :

- Asymétrie des épaules : définie par l'angle entre la ligne reliant les deux points situés sur les deux acromions et la ligne horizontale (Zawieska et Podlasiak 1999; Raso, Lou et coll. 1998)
- Asymétrie des omoplates : définie par l'angle entre la ligne passant par les deux points situés respectivement au niveau de l'angle inférieur gauche et droit de l'omoplate et l'axe horizontal (Raso, Lou et al. 1998)
- Asymétrie de la taille : définie par la différence des angles d'ouvertures de la taille entre le côté gauche et le côté droit (Zawieska et Podlasiak 199; Raso, Lou et al. 1998)
- Asymétrie du bassin : définie par l'angle entre la ligne passant par les points situés aux niveaux des épines iliaques antéro supérieur et l'axe horizontal (Drerup et Hierholzer 1992, Raso, Lou et al. 1998; Liu, Thometz et al. 2001)

- Déjettement latéral et antéro-postérieur : ils sont définis respectivement dans le plan frontal et dans le plan sagittal. Ils correspondent à l'angle entre l'axe vertical et la ligne joignant la proéminence vertébrale et le sacrum.
- Le «Trunk distorsion score» : Cet indice mesure les déformations du tronc telles que l'asymétrie des omoplates, des épaules et de la taille. Il a été démontré par Mahood et coll. (Mahood, Moreau et al. 1995) que ces déformations comptent pour 75% des déformations externes du tronc. L'indice de «Trunk distorsion score», bien qu'il soit utile pour évaluer l'effet de l'instrumentation spinale, ne tient compte que de la déformation visible dans le plan frontal (dos).
- Le POSTSI (Posterior Trunk Symmetry index): il englobe six indices d'asymétries différents. Le calcul de ces indices se fait à partir d'une sélection des huit repères anatomiques suivants : creux de la taille, plis des aisselles, sacrum, proéminence vertébrale, et acromions. Les indices représentent des rapports de distances horizontales et verticales entre ces repères comme le montre la figure 1-21 ci-dessous.

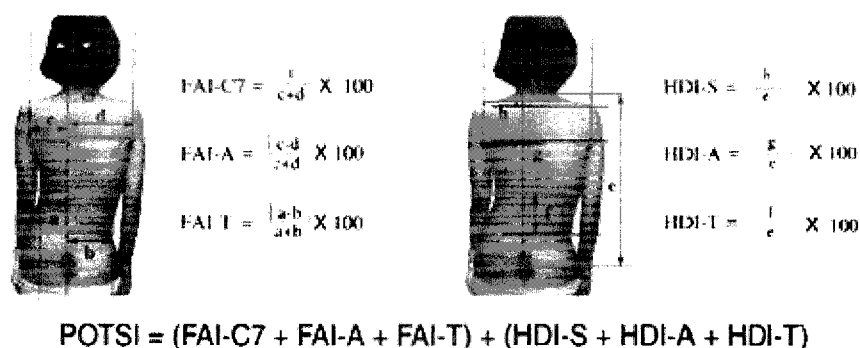


Figure 1-21: Définition du POTSI (tirée de Suzuki et coll., 1999)

1.3.2 Indices locaux

Les indices locaux sont calculés sur des sections extraites à partir des coupes transversales de la topographie de surface du tronc. Différentes techniques ont été

proposées pour définir les sections transversales. Dans les premiers travaux présentés par Turner-Smith et Harris (Turner et Harris 1983), les sections sont obtenues par des intersections entre des plans horizontaux équidistants et la surface externe du tronc. Stokes et Moreland (Stokes et Moreland, 1987) se sont intéressés à extraire des sections sur des niveaux différents situés aux niveaux de quelques vertèbres spécifiques. Batouche et Benlarmi (Batouche et Benlarmi, 1994) ont introduit la technique d'extraction des sections par région. Cette technique consiste d'abord à séparer les trois régions spécifiques du tronc (thoracique, lombaire et thoracolombaire) pour ensuite extraire des sections sur chaque région. La séparation en région permet de spécifier et de différencier entre les déformations lombaires, thoraciques et thoracolombaires.

Dans le cadre de ce projet, la géométrie externe du tronc est obtenue avec le système Inspeck fournissant une surface polygonale du tronc. Certaines techniques d'extraction de sections transversales ont été proposées pour ce type de surface. La section suivante discute de ces techniques afin de justifier le choix effectué dans le cadre de ce projet.

1.3.2.1 Extraction des sections à partir des données acquises à l'aide du système Inspeck

Les techniques développées pour l'extraction des sections transversales à partir des données 3D acquises à l'aide du système Inspeck sont présentées dans le mémoire de Valérie Pazos (Pazos, 2002), dans le mémoire de Michel Archambault (Archambault, 2004) et dans le mémoire de Nancy Shawafaty (Shawafaty, 2007).

Dans les travaux de Valérie Pazos (Pazos, 2002), une section transversale en chaque hauteur $y = y_i$, est définie par l'ensemble des points $P = \{(x, y, z) \in S \mid y = y_i \pm \varepsilon\}$ où S est l'ensemble des points de la surface polygonale et ε est la zone d'influence, définie expérimentalement. Chaque section est représentée par une courbe paramétrique calculée par krigeage. Afin d'obtenir une dérivée seconde non nulle, la courbe est krigée avec une dérive et une covariance cubiques. La surface du

tronc est ainsi créé par krigeage dual à partir de l'empilement des différentes courbes krigées représentant les sections transversales.

Suite à sa recherche, Valérie Pazos mentionne quelques inconvénients de ce type d'approche. Il s'agit surtout de l'effet de pépité, paramètre important dans les algorithmes de reconstruction des surfaces paramétriques par krigeage. Ce paramètre permet de laisser plus de souplesse dans l'approximation des points dans une ou des régions données.

Afin d'éviter les inconvénients des surfaces par krigeage, une autre avenue a été exploitée dans les travaux de Michel Archambault. Il s'agit d'utiliser des surfaces B-splines pour modéliser le tronc. Dans son étude, l'algorithme de modélisation des sections transversales s'appuie sur un algorithme d'approximation des points de la section transversale par une courbe B-spline respectant une certaine tolérance. Cet algorithme possède plusieurs paramètres dont la variation permettrait de modifier le fonctionnement ainsi que les résultats de cet algorithme. Ces paramètres sont comme suit :

- Le type de paramétrage qui peut être soit uniforme, longueur d'arc, centripète ou logarithmique.
- La méthode de construction du vecteur nodal : deux méthodes sont proposées pour cette fin, il s'agit de la méthode de moyennage et de la méthode des NURBS.
- La méthode d'incrémentation du nombre de points de contrôle qui peut être soit linéaire, soit non linéaire.
- La tolérance que les points de la section extraite doivent respecter par rapport à la courbe B-spline formée.

L'ordre de cette courbe a été fixé à quatre et par conséquent, elle est de continuité C^2 et est deux fois dérivable. Cet algorithme présente l'avantage de réduire le bruit sur les courbes-sections et fournir une surface B-spline paramétrique qui est aussi deux fois dérivable et ainsi facile à analyser. Cependant, bien que cette représentation paramétrique par B-splines de la surface, facilite la caractérisation des courbures sur la

surface, elle n'est pas sans inconvénients. Certains désavantages et cas particuliers ressortent de l'algorithme basé sur l'interpolation des courbes-sections. A titre d'exemple, on cite d'abord, la difficulté de modéliser la région débutant aux épaules et se terminant au cou, ensuite la difficulté de reconstruire la surface chez des patients ayant de gros seins, ceux qui sont plus corpulents, et ayant des bourrelets.

Dans ces précédents travaux, l'extraction des sections transversales et leur modélisation soit par krigeage dual (Valérie Pazos, 2002) ou par B-splines (Michel Archambault, 2005) était dans le but de modéliser la surface polygonale fournie par le système Inspeck par une surface paramétrique facile à analyser. Cependant, la surface polygonale, en plus qu'elle soit le format de sortie du système d'acquisition utilisé dans ce projet, possède plusieurs avantages dont les principaux sont : d'abord, la possibilité d'effectuer un lissage sur cette surface vue l'existence de plusieurs algorithmes dans la littérature permettant de lisser des surfaces polygonales. Ensuite, la possibilité de modifier une partie de la surface sans toutefois modifier toute la surface. Ces avantages n'excluent pas certains inconvénients qui se résument surtout en la discontinuité de ce type de surface et par conséquent sur l'impossibilité de calculer des dérivées premières et secondes sur cette surface. Ce problème de calcul analytique des dérivées premières et secondes, a été résolu en effectuant plutôt des approximations de ces dérivées. Bien qu'il s'agisse des approximations, les valeurs de ces dérivées ont été prouvées satisfaisantes pour plusieurs applications.

Un autre algorithme d'extraction de sections transversales sur la surface externe du tronc a été ensuite proposé dans les travaux de recherche de Nancy Shawafaty (Shawafaty, 2007). Les différentes étapes de cet algorithme sont les suivantes : dans un premier temps, il a été question de calculer l'intersection entre un plan transversal, à une hauteur donnée, et la géométrie externe du tronc. Cette intersection consiste d'abord à parcourir tous les polygones de la géométrie externe du tronc et ensuite déterminer les points d'intersections entre ces polygones et le plan en question. Étant donné que ces

polygones sont des triangles, il a fallu donc parcourir toutes les arêtes de ces triangles et par la suite déterminer les intersections entre les arêtes et le plan de coupe.

La deuxième étape de cet algorithme consiste à enlever les points aberrants résultants du chevauchement de certains polygones à l'intérieur de la géométrie externe lors de la phase de fusion entre les vues par le logiciel EM. Pour les enlever, une enveloppe convexe a été générée à partir des points issus de cette intersection. L'algorithme utilisé pour calculer l'enveloppe convexe est celui de 'Graham-Scan' dont le principe est présenté en détail dans la section méthodologie. Dans la section 2.3.2, présentant le principe de l'algorithme d'extraction des sections selon la vallée du dos, sont présentées les différentes méthodes de calcul des enveloppes convexes et en particulier, la méthode de 'Graham-Scan' qui a été également utilisé dans l'extraction des sections selon la vallée du dos.

Enfin, les points obtenus sont interpolés par une spline cubique. Ceci achève donc l'algorithme d'extraction de sections transversales sur le tronc. Il s'agissait d'un algorithme simple à implémenter dont l'utilisation pour le calcul des indices locaux était très utile et montrait des résultats favorables.

Cet algorithme a été utilisé dans le présent projet pour extraire des sections transversales sur le tronc d'un patient scoliotique. On note que ces sections ont été extraites à des intervalles réguliers de 2 mm à partir de l'origine jusqu'à l'acromion le plus bas.

Une analyse des sections transversales est indispensable pour quantifier et caractériser les déformations scoliotiques. Cette analyse s'effectue par une extraction de certains indices cliniques sur les sections extraites sur le tronc.

1.3.2.2 Extraction des indices locaux sur les sections transversales

Selon les travaux de Jaremko (Jaremko, Poncet et coll. (2002)), le calcul des indices locaux se reposent sur certains paramètres extraits des sections. Ces paramètres sont :

- Le centre de la section : le centre de tous les points qui forment la section.
- L'axe principal de la section : c'est l'axe qui explique le mieux la dispersion des points formant la section. Cet axe est obtenu grâce à une analyse en composantes principales appliquée à l'ensemble des points de la section.
- Deux bosses de la section : situées respectivement dans la partie gauche et la partie droite de la surface du dos, elles correspondent aux deux points où la concavité de la courbe formée par les points de la section change. La ligne de la double tangente correspond à la ligne qui passe par ces deux points.

Une illustration de ces différents paramètres est présentée dans la figure ci-dessous (figure 1-22)

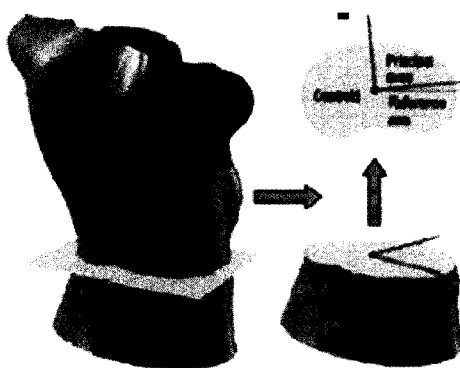


Figure 1-22: Sections transversales du tronc et axes principaux (tirée de Jaremko, Poncet et al. 2002)

Sur chaque section, un ensemble d'indices cliniques est calculé. Dans ce qui suit, sont présentés les principaux indices cliniques locaux cités dans la littérature.

1.3.2.3 Rotation du tronc ou Rotation de surface

La rotation du tronc est due à la rotation de la colonne vertébrale et la déformation de la cage thoracique. Une première définition de la rotation du tronc a été donnée par Roger, Stokes et coll. (1979). Elle correspond à l'angle de la double tangente (formée par les deux bosses gauche et droite) avec l'axe de référence. Cette même définition a

été utilisée par Stokes, et coll., (1985); Stokes et Moreland, (1987); Liu, Thometz et coll., (2001). (Figure 1-23)

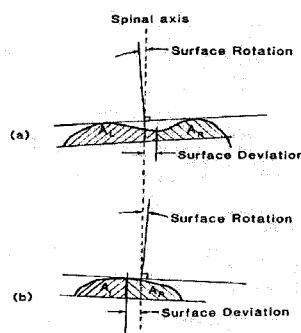


Figure 1-23: Rotation de surface (tirée de Stokes, Armstrong et coll. 1988)

La rotation de surface a été également évaluée par Turner-Smith, Harris et coll. (1988). Selon ces auteurs, cette mesure correspond à l'angle entre la droite passant par les deux points paramédians (deux points situés à une certaine distance de part et d'autre de l'apophyse épineuse) et un axe de référence.

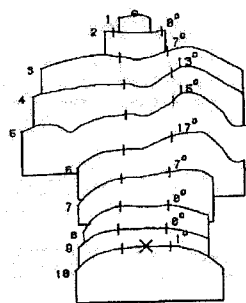


Figure 1-24: Rotation de surface (tirée de Turner-Smith, Harris et coll. 1988)

Drerup et Hierholzer (1992) ont mesuré la rotation du tronc à partir de la ligne de symétrie. Elle est égale à la valeur de la composante horizontale de la normale à la

surface sur la ligne de symétrie du dos. La ligne de symétrie du dos, illustrée dans la figure 1-25, a été définie par (Drerup et coll.1987). Elle correspond à la ligne qui divise les profils transverses en deux parties ayant le minimum d'asymétrie.

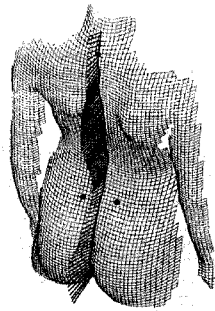


Figure 1-25: Rotation de surface (tirée de Drerup et Hierholzer 1992)

Dans d'autres études, la mesure de la rotation du tronc est basée sur la position des deux bosses. Elle a été mesurée par le rapport de hauteur de bosses par rapport à la largeur du tronc dans les travaux de Suzuki, Ono et coll. 1992 (figure 1-26).

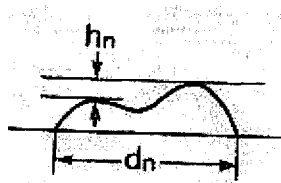


Figure 1-26: Différence d'hauteur des bosses (tirée de Suzuki, Ono et coll. 1992)

Selon Jaremko, Poncet et coll. (2002), la mesure de la rotation du tronc correspond à la valeur de l'angle que fait la ligne de la double tangente (formée par T_L et T_R , figure 1-27) et la ligne parallèle à l'axe de référence passant par les deux épines iliaques postérieures.

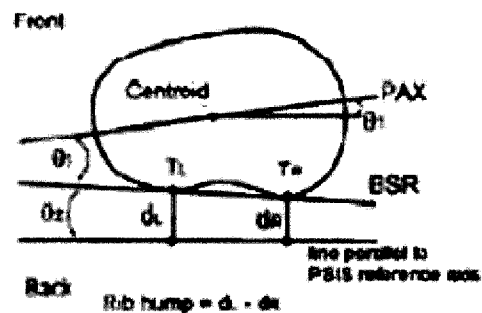


Figure 1-27: Rotation de surface (tirée de Jaremko, Poncet et coll. 2002)

1.3.2.4 Différence d'aires

Cet indice permet de quantifier les asymétries du dos. Il s'agit de calculer la différence d'aires entre le côté gauche et le côté droit de la section. Selon Turner-Smith, Harris et coll. (1988) et Stokes, Armstrong et coll. (1988), la séparation entre le côté gauche et le côté droit est définie par une ligne normale à la tangente simple ou double passant par la vallée du dos entre deux points paramédians (figure 1-28).

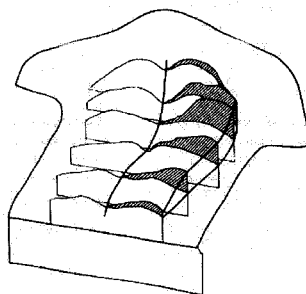


Figure 1-28: Différence d'aire gauche - droite (tirée de Turner-Smith, Harris et coll. 1988)

Cet indice a été ensuite repris par Jaremko, Poncet et coll. 2002. La séparation du côté gauche et droit dans une section est définie par l'axe mineur de cette section. L'axe

mineur est obtenu en appliquant une analyse en composantes principales sur l'ensemble des points formant la section (Figure 1-29).

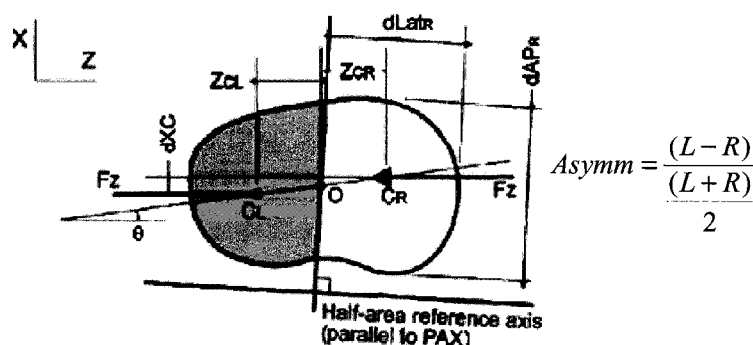


Figure 1-29: Indice d'asymétrie de surface, tirée de (Jaremko, Poncet et coll., 2002)

1.3.2.5 Gibbosité

La gibbosité témoigne de la déformation de la cage thoracique, de l'asymétrie droite-gauche des masses para vertébrales et de la rotation des corps vertébraux. Pendant l'examen clinique, elle est mesurée à l'aide d'un scoliomètre qui permet d'évaluer la différence de hauteur du point le plus saillant du sommet de la gibbosité par rapport au point symétrique de la concavité. Une gibbosité est considérée angulaire quand la différence de hauteur est importante et à faible distance de la ligne des épineuses.

Mesurée sur des sections du tronc, selon Jaremko, Poncet et coll. 2002, la gibbosité est égale à la différence en hauteur entre le sommet de la bosse droite par rapport au sommet de la bosse gauche. La ligne de référence est la ligne passant par les épines iliaques postérieures. Batouche et Benlarmi (1994), distinguent trois types de gibbosité : les gibbosités thoraciques, lombaires et thoraco-lombaires (Figure 1-30).

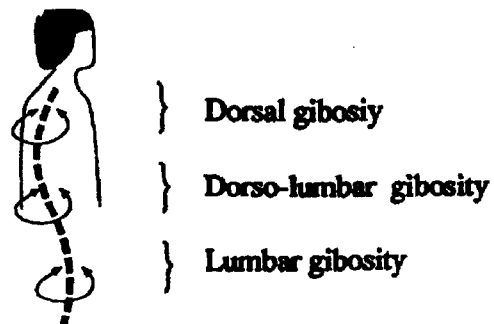


Figure 1-30: Gibbosités à partir des sections transversales (tirée de Batouche et Benlarmi, 1994)

1.3.2.6 Rotation de la colonne vertébrale

La rotation de la colonne vertébrale est caractérisée, selon Batouche et Benlarmi 1994, par la différence en termes de profondeur entre les deux parties gauche et droite de part et d'autre de la colonne vertébrale.

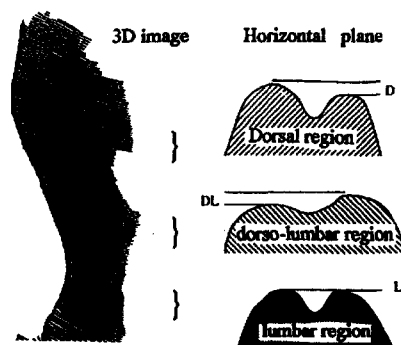


Figure 1-31: Différence de profondeur de chaque côté de la colonne (tirée de Batouche et Benlarmi 1994)

1.3.2.7 Caractérisation des déformations de la section

Parmi les indices qui caractérisent globalement les déformations d'une section du tronc, on en cite:

cohérents. La méthode privilégiée dans le cadre de ce projet consiste à extraire des sections à partir des plans de coupe définis selon certaines caractéristiques de la vallée du dos. Pour cela, une définition et une extraction de la vallée du dos doivent être d'abord effectuées. Il a été convenu dans le cadre de ce projet d'extraire la vallée du dos à partir des courbes géodésiques. Plusieurs algorithmes de calcul des courbes géodésiques sont présentés dans la littérature. La section suivante discute de quelques-uns de ceux-ci, et ainsi justifie le choix de l'algorithme utilisé dans le cadre de ce projet.

1.4 Calcul des courbes géodésiques sur un maillage 3D

Une géodésique est une courbe de surface définie par le chemin le plus court entre deux points distincts de la surface. Utilisées dans plusieurs domaines d'application, les courbes géodésiques dépendent seulement des propriétés intrinsèques de la surface.

L'extraction d'un plus court chemin est un problème sur lequel un grand nombre de chercheurs se sont penchés. Les applications de calculs des plus courts chemins sont diverses et couvrent plusieurs domaines : en l'occurrence le domaine de la navigation maritime et le domaine médical. L'installation des câbles dans les fonds marins, l'extraction de structures tubulaires dans les images 3D (Deschamps et coll., 2001), la recherche de chemins dans le domaine des jeux vidéo (Stout et coll., 1996) et la résolution des problèmes de trajectoires en robotique (Patrikalakis et coll., 2002) sont des applications courantes de calcul des plus courts chemins. Étant donné la diversité de leurs applications, un intérêt particulier est porté sur les différentes techniques et algorithmes d'extraction de ces plus courts chemins.

1.4.1 Historique des principales techniques de calcul des plus courts chemins

Le problème général du plus court chemin a été posé pour la première fois dans le cas où les deux points extrémités du chemin sont définis comme deux points distincts situés sur deux polyèdres disjoints. L'algorithme développé pour résoudre ce problème

est NP complet (Canny et Reif, 1987). Dans des travaux ultérieurs, le problème de recherche de plus court chemin a pris une nouvelle orientation : les diverses applications s'intéressent plus aux chemins entre deux points distincts d'une même surface polyédrique. Il existe cependant deux versions pour le problème de courbes géodésiques reliant deux points distincts d'une même surface. La version la plus simple est celle qui s'intéresse à calculer une courbe géodésique présentant le chemin le plus court entre un point initial de la surface et n'importe quel autre point de la même surface. La deuxième version, plus complexe, consiste à trouver la courbe géodésique entre deux points définis d'avance sur la surface. Cette deuxième version nécessite une subdivision de la surface afin de diminuer le temps de calcul de cette courbe.

Sharir et Schorr (1986) ont proposé un algorithme utilisant la technique de Dijkstra, pour calculer une courbe géodésique entre un point initial et n'importe quel autre point de la surface. Leur algorithme est de complexité de $O(n^3 \log n)$. En 1987, Mitchel et coll. (2000) ont développé un algorithme permettant de résoudre le problème de plus court chemin sur un maillage triangulaire. Leur algorithme divise chaque arête du maillage en plusieurs intervalles (segments) pour lesquels le calcul des distances géodésiques peut être exécuté automatiquement. Ils ont démontré que le temps d'exécution de leur algorithme ne dépasse pas $O(n^2 \log n)$ (n étant le nombre d'arêtes du maillage). Surazhsky et coll. (2005) ont implémenté cet algorithme et ont démontré que sa complexité peut même être d'ordre quadratique.

Certains auteurs ont réussi à proposer d'autres algorithmes de moindre complexité. Chen et Han (Chen et coll., 1990) ont proposé un nouvel algorithme dont le temps de fonctionnement pourrait atteindre $O(n^2)$ que Kaneva et O'Rourke (2000) ont partiellement implémenté. Kapoor et coll., (1999) ont réussi à proposer un nouvel algorithme dont la complexité ne dépasse pas $O(n^2 \log n)$, cependant cet algorithme est assez difficile à implémenter étant donné qu'il utilise des sous-programmes de géométrie assez complexes.

Comme déjà présenté, les algorithmes de calcul des courbes géodésiques ont souvent une complexité élevée. Ces algorithmes sont également gourmands en ressources informatiques. C'est pourquoi, dans certaines applications, on se contente des approximations des courbes géodésiques. On distingue deux techniques permettant d'aboutir à une approximation des courbes géodésiques sur des maillages : la première technique est basée sur l'augmentation du nombre d'arêtes dans le maillage par addition d'arêtes supplémentaires. Cette technique est gourmande en temps à cause du rajout des arêtes supplémentaires qui augmente le temps de calcul du chemin.

La deuxième technique, se base sur le calcul des distances géodésiques tout au long du maillage. Elle a été implémentée par plusieurs auteurs pour diverses applications. Parmi les auteurs qui ont utilisé et implémenté la deuxième technique de cet algorithme, on en cite Surazhsky et coll., (2005); Novotni et coll., (2002); Kimmel et Sethian, (1998). Surazhsky définit les distances sur tous les intervalles des arêtes, ce qui implique une augmentation du temps de calcul et de l'espace de stockage des données du maillage dans cet algorithme. Novotni définit la distance géodésique au niveau des sommets du maillage, cette méthode de calcul permet de réduire le temps d'exécution de l'algorithme ainsi que l'espace mémoire requis pour stocker les données.

Kimmel et Sethian proposent un nouveau algorithme qui s'exécute en $O(n \log n)$. Cet algorithme permet de résoudre le problème des lignes géodésiques avec des conditions aux limites (les points de départ et d'arrivée du chemin à construire doivent être fixés). Bien qu'il soit rapide, cet algorithme ne fournit pas forcément une solution unique. La courbe obtenue reste simplement une approximation et ne présente pas le plus court chemin entre les deux points extrémités choisis au départ. Afin de calculer le chemin géodésique minimal et optimal en termes de plus court chemin entre deux points distincts de la surface, Martinez et coll. (Martinez, Velho et al. 2004) ont proposé un algorithme d'optimisation du chemin géodésique. Leur algorithme est basé sur un processus itératif permettant de rapprocher le chemin géodésique obtenu par l'algorithme de Sethian et Kimmel vers un minimum local. Cette optimisation se fait

pour tous les points du chemin. Ces auteurs ont été les seuls à proposer une telle optimisation.

Toutefois, il est important de mentionner que l'algorithme proposé reste simplement un algorithme d'optimisation et ne fournit pas nécessairement le plus court chemin entre deux points distincts d'une surface 3D, mais présente simplement un minimum local. Un autre inconvénient a été relevé dans le travail de Meler et Bernhardt (2006) dans le cadre d'un projet de fin d'étude intitulé « Calcul itératif de géodésiques discrètes ». Il s'agit du temps d'exécution de cet algorithme qui pourrait être long surtout dans le cas où le maillage présente de longues courbures. Ainsi la convergence vers un chemin optimal semble être très lente.

Dans le cadre de ce projet, le calcul des courbes géodésiques s'effectuera en utilisant l'algorithme de Sethian et Kimmel. Une optimisation de chemin géodésique n'est pas utile dans notre cas et ce pour trois raisons. D'abord, et comme sera expliqué dans la méthodologie, il s'agit de calculer sur une même surface, trois courbes géodésiques différentes. L'utilisation des algorithmes d'optimisation impliquera un temps trop long pour l'obtention de ces trois courbes géodésiques. Ensuite, les surfaces sur lesquelles les calculs s'effectueront, présentent beaucoup de courbures, ce qui implique, comme déjà mentionné précédemment dans les inconvénients de l'algorithme d'optimisation, un temps très élevé pour calculer les courbes géodésiques. Enfin, on note que l'utilisation des courbes géodésiques dans le cadre de ce projet, sera utile pour extraire des points de la vallée du dos. Le fait d'obtenir un plus court chemin n'est donc pas primordial dans notre cas, il pourrait au contraire être pénalisant étant donné qu'il risque d'éliminer des points pouvant être intéressants pour analyser certaines courbures de la vallée du dos.

Maintenant que le choix de l'algorithme est justifié, la prochaine section présente en détail les différentes étapes de cet algorithme.

1.4.2 Création du chemin géodésique

La création du chemin géodésique, selon Sethian et Kimmel, se fait en deux étapes : il s'agit d'abord de calculer les distances géodésiques de tous les points du maillage par rapport au point initial duquel le chemin partira et ensuite construire le chemin en remontant dans le gradient de la fonction de distance calculée dans la première étape. Ainsi, le chemin se construit en rajoutant à chaque itération le point du maillage dont la distance par rapport au point initial est minimale comparée aux autres points du maillage.

En vue de décider sur l'algorithme à utiliser pour calculer les distances géodésiques, les deux algorithmes les plus connus dans la littérature pour le calcul du plus court chemin ont été implémentés. Il s'agit de l'algorithme de Dijkstra et de l'algorithme de 'Fast Marching Method'. Sur certains exemples de surface triangulaire, et comme le montre la figure 1-33 ci-dessous, le plus court chemin, entre deux points distincts de la surface, obtenu par l'algorithme de Dijkstra est loin d'être le chemin géodésique reliant ces deux points. Quant à l'algorithme de 'Fast Marching' de Sethian et Kimmel, il semble donner de meilleurs résultats pour le calcul des plus courts chemins. C'est pourquoi, le choix a été fixé sur cet algorithme dont le principe sera détaillé dans ce qui suit.

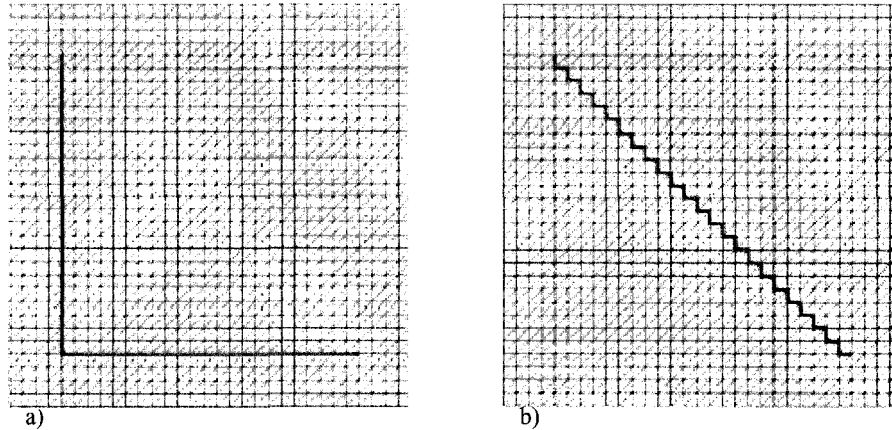


Figure 1-33: Reconstruction du chemin géodésique. a) Dijkstra, b) FMM

1.4.3 Algorithme de création de chemin par la méthode de Fast Marching

Introduite par Sethian (Sethian, 1999), la méthode de Fast Marching consiste à résoudre l'équation d'Eikonal :

$$|\nabla T| = F(x, y, z)$$

Équation 1: Équation d'Eikonal

Où F est la vitesse de propagation d'un front de départ, et T est la fonction d'arrivée qui associe aux coordonnées (x, y, z) d'un point une valeur temporelle t qui représente le moment où l'onde atteint le point. Suite à la résolution de cette équation, on obtient le temps minimal t nécessaire pour qu'une onde partant d'un point initial P_0 et avançant sur la surface à une vitesse F arrive au point choisi P_f du domaine (Bouazzi, 2005). Notons Γ , le chemin géodésique à construire et $\Gamma(P_i)$ la distance géodésique

entre un point P_i du maillage et le point initial P_0 . Le principe de cet algorithme est décrit par la figure 1-34:

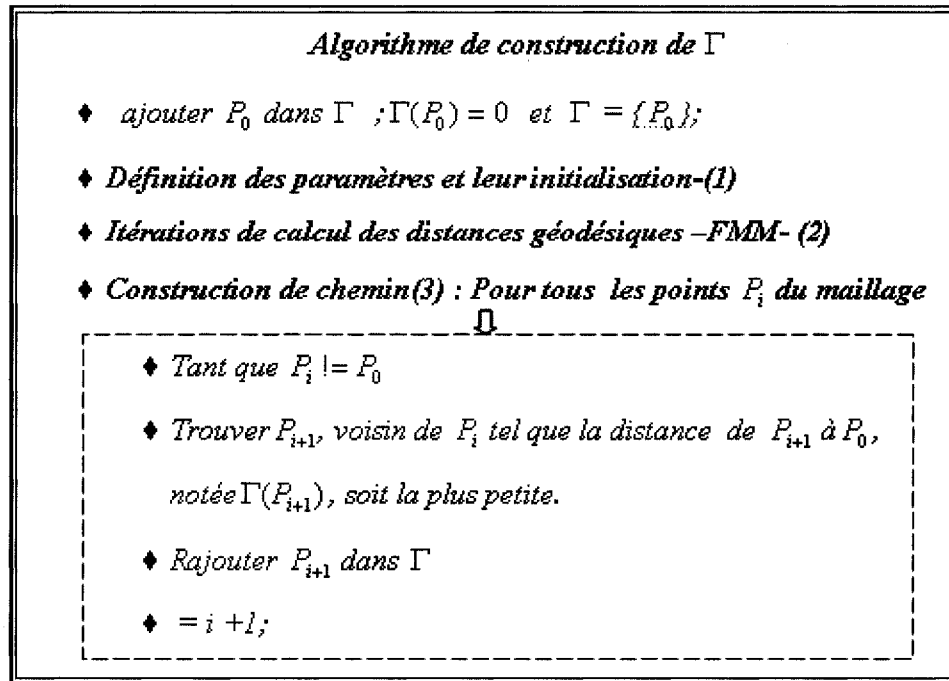


Figure 1-34: Algorithme de construction du chemin géodésique

La première étape de cet algorithme consiste à définir les différentes données du problème ainsi que certains paramètres supplémentaires utiles pour la résolution de ce problème. On procède ensuite à une initialisation de ces différents paramètres. Un processus itératif permettra dans un second temps de parcourir toutes les données du problème afin d'extraire et calculer des distances géodésiques en utilisant l'algorithme de 'Fast Marching'. En se basant sur ces distances géodésiques calculées, le chemin est enfin construit par un processus itératif parcourant l'ensemble des points du maillage. Dans ce qui suit, sont présentées les différentes étapes permettant d'obtenir le chemin géodésique.

1.4.3.1 Définition des paramètres et des données de l'algorithme

L'algorithme prend en entrée trois paramètres différents, dont le maillage triangulaire et deux points distincts P_0 et P_f appartenant au maillage. Le résultat de l'exécution de cet algorithme est un chemin géodésique partant du point P_0 et arrivant au point P_f . Le maillage est partitionné en différents ensembles :

- Ensemble A (Alive) : ensemble des sommets du maillage qui font partie du chemin géodésique à reconstruire. Ces points se rajoutent au chemin au fur et à mesure que leurs distances géodésiques sont calculées et que ces distances sont minimales. Comme c'était mentionné, étant donné que le chemin Γ est initialisé au point P_0 , l'ensemble A est aussi initialisé au point P_0 .
- Ensemble C (Close) : ensemble des sommets du maillage dont la distance géodésique n'est pas encore calculée, mais qui sont les voisins d'au moins un des sommets appartenant à l'ensemble A.
- Ensemble F (Far) : ensemble des sommets qui ne sont ni dans A, ni dans C.
- Ensemble M : L'ensemble de tous les sommets du maillage.

Suite à ces définitions, on peut établir les relations ci-dessous entre les différents ensembles définis.

$$M = A \cup C \cup F$$

$$A \cap C = A \cap F = C \cap F = \Phi$$

Équation 2: Relation entre les données du maillage

Les notations suivantes seront utilisées dans l'algorithme expliqué ci-après :

- ✓ n : représente le nombre de sommets dans le maillage.
- ✓ P_i : désigne un sommet du maillage, avec i variant de 0 à n .
- ✓ $\Gamma(P_i)$: distance géodésique séparant P_i de P_0 (le point de départ du chemin géodésique).

1.4.3.2 Initialisation de l'algorithme

Dans un premier temps, le chemin Γ à former est initialisé au point de départ P_0 . La distance $\Gamma(P_0)$ est nulle. L'ensemble C contient les sommets voisins du point P_0 . L'ensemble F contient tous les sommets du maillage qui ne sont pas des voisins du point initial P_0 .

Une illustration de l'initialisation de l'algorithme est présentée dans la figure 1-35 ci-dessous :

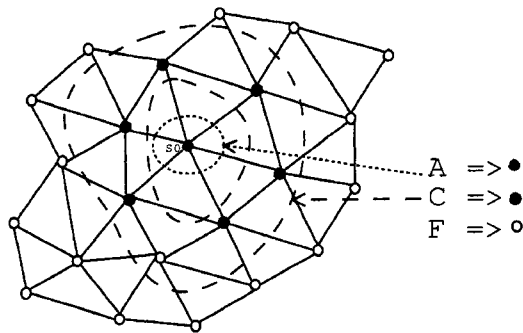


Figure 1-35: Initialisation de l'algorithme de calcul de distance géodésique sur un maillage triangulaire. (BOUAZZI, Haroun. 2005)

1.4.3.3 Calcul des distances géodésiques

La surface d'intérêt étant représentée par un maillage triangulaire, le calcul des distances géodésiques sur ce maillage dépend de la nature du triangle sur lequel le front arrive. Deux cas se présentent pour le calcul de ces distances géodésiques :

- ✓ Cas 1 : le front arrive sur un triangle n'ayant que des angles aigus

Afin de comprendre le comportement de cet algorithme dans ce cas, on a pris l'exemple illustré dans la figure 1-36:

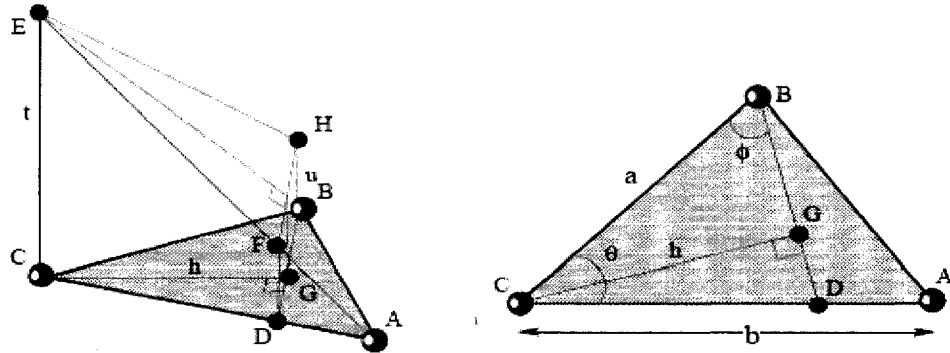


Figure 1-36: Reconstruction du chemin géodésique dans le cas d'un triangle aigu (Meler & Bernhardt, 2006)

Dans cette figure, ABC est un triangle du maillage. On suppose que le front arrive dans le triangle par le côté AB, que les distances géodésiques $\Gamma(A)$ et $\Gamma(B)$ sont connues et que $\Gamma(A) < \Gamma(B)$. Il reste donc à trouver la distance $\Gamma(C)$, tel que $\Gamma(C) = \Gamma(A) + t$.

Pour cela on procède d'abord par chercher la valeur de $t = EC$, qui vérifie la relation suivante :

$$\frac{t-u}{\Gamma(B)-\Gamma(A)} = F$$

Équation 3 : Équation de calcul de la valeur de $\Gamma(C)$

F est la vitesse de propagation du front de départ comme déjà mentionné auparavant. On note $u = \Gamma(B) - \Gamma(A)$. En appliquant quelques règles géométriques sur le triangle ABC, on aboutit à l'équation suivante :

$$(a^2 + b^2 - 2ab \cos \theta) t^2 + 2bu(a \cos \theta - b)t + b^2(u^2 - F^2 a^2 \sin^2 \theta) = 0$$

Équation 4: Résolution de l'équation de calcul de la valeur de $\Gamma(C)$

La valeur de $\Gamma(C)$ est obtenue en résolvant l'équation 4. Les valeurs possibles de $\Gamma(C)$ sont les suivants :

$$\Gamma(C) = \min\{\Gamma(C), t + \Gamma(A)\}, \quad \text{Si } u < t \text{ et } a \cos \theta < \frac{b(t-u)}{t} < \frac{a}{\cos \theta}$$

$$\text{Sinon } \Gamma(C) = \min\{\Gamma(C), bF + \Gamma(A), cF + \Gamma(B)\}$$

Équation 5: Solutions possibles pour $\Gamma(C)$

On conclut donc que dans le cas où le front arrive par le côté d'un triangle aigu, le calcul de la distance géodésique du troisième point dépend forcément des distances des deux points de ce côté. Ceci permet d'assurer que la mise à jour des valeurs des distances géodésiques se fait forcément à l'intérieur du triangle.

✓ Cas2 : le front arrive sur un triangle ayant un angle obtu

Dans ce cas, le prochain sommet à rajouter dans le chemin géodésique n'est pas forcément un sommet du maillage, voisin direct du dernier ancien sommet rajouté. Cependant, il peut être un point qui appartient à une arête du maillage, ou aussi un sommet du maillage sans qu'il soit forcément le voisin direct du dernier point rajouté au chemin. Pour résoudre le problème des angles obtus, Kimmel et Sethian (Sethian J. A. 1999) ont proposé un algorithme permettant de découper l'angle obtus en deux angles aigus. Ce découpage s'effectue sur un maillage plan. Dans le cas d'un maillage non plan, il faut effectuer un dépliage du maillage afin de le transformer en maillage plan. Le maillage sera déplié par rotations successives des triangles selon le segment adjacent avec le triangle précédent (figure 1-36).

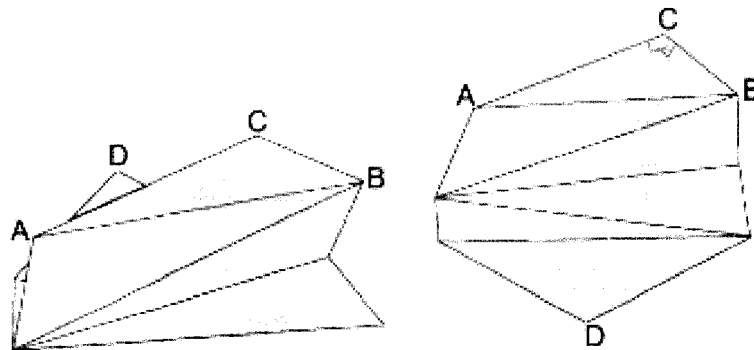


Figure 1-37: Maillage avant et après dépliage (ou unfolding). La zone grisée est la zone dans laquelle doit se trouver D pour que les angles ACD et DCB soient aigus. (tirée de Kimmel et Sethian, 1998)

Bien que cet algorithme permette de résoudre le problème de l'angle obtu, il n'est pas pour autant sans inconvénient. Il peut arriver dans certains cas de maillage, que cet algorithme tourne longtemps avant de trouver le sommet permettant de diviser l'angle obtu en deux angles aigus. Pour éviter cet inconvénient, Kimmel et Sethian ont proposé d'arrêter le processus après 10 itérations dans le cas où le point n'est pas encore trouvé.

1.4.3.4 Construction du chemin

La dernière étape de cet algorithme est de déterminer les points du maillage qui feront partie du chemin géodésique à construire. Une boucle permet de parcourir les différents points du maillage et choisir ceux qui seront les plus compatibles à s'introduire dans le chemin géodésique. Chaque itération consiste alors à déterminer le point P_i de la liste C dont la distance géodésique par rapport au point initial est minimale. Ce point est ajouté à la liste A et est retiré de la liste C. Le chemin est par conséquent mis à jour. Les voisins de l'ancien dernier point ajouté à la liste A seront ajoutés à la liste C. Les distances géodésiques seront calculées pour tous les points ajoutés à la liste C. Le sommet candidat qui sera ajouté à la liste A est celui dont la distance géodésique est minimale.

1.5 Objectifs du projet

Le présent projet s'inscrit dans le cadre d'un projet général de grande envergure qui vise à développer un outil non invasif pour l'évaluation de la mobilité du tronc scoliotique à partir de la géométrie externe du tronc. En se basant sur l'analyse des asymétries externes du tronc en posture debout pré et post-opération, ainsi que sur les changements des déformations externes sur le tronc en posture de flexion latérale, il serait possible de documenter davantage l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc et par conséquent de prédire les corrections chirurgicales possibles sur la surface externe du tronc.

L'objectif général de ce projet consiste à implémenter une méthode non invasive permettant l'analyse de la géométrie externe du tronc des patients scoliotiques en flexion latérale. Plus spécifiquement, il s'agit de :

- ✓ Développer une nouvelle méthode d'extraction de sections sur la surface externe du tronc.
- ✓ Quantifier les déformations externes en posture debout pré et post-opération à l'aide de la méthode proposée.
- ✓ Évaluer qualitativement les corrections chirurgicales obtenues à l'aide de la nouvelle méthode et les comparer à celles obtenues à partir des sections transversales.
- ✓ Analyser et quantifier l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc.
- ✓ Identifier les indices qui expriment une meilleure corrélation entre les corrections chirurgicales et les modifications de la géométrie externe du tronc suite à une flexion latérale.

CHAPITRE 2: MÉTHODOLOGIE

La méthodologie de ce projet, illustrée par la figure 2-1, consiste dans une première phase en une procédure d'acquisition des données cliniques et la reconstruction 3D de la géométrie externe du tronc en posture de flexion latérale. La section 2.1 présente donc le protocole d'acquisition de données avec le système Inspeck ainsi que les différentes étapes permettant de récupérer les données tridimensionnelles des géométries externes du tronc dans les postures debout et en flexion latérale.

La deuxième phase de la méthodologie consiste à implémenter une nouvelle méthode d'extraction des sections de points de la surface du tronc en posture debout et en posture de flexion latérale. Cette méthode, décrite dans la section 2.2, consiste en un algorithme d'extraction de sections à partir de la vallée du dos. Cet algorithme implique dans un premier temps, la définition et le calcul des points appartenant à la vallée du dos, et dans un deuxième temps, le calcul de la position 3D des points composant des sections extraites sur le tronc à partir des intersections entre le maillage 3D du tronc et les plans de coupes définis à partir de la vallée du dos. Un algorithme semi-automatique basé sur le calcul des courbes géodésiques a été implémenté en vue de déterminer les points de la vallée du dos. Une extraction des sections transversales sur des troncs de patients scoliotiques en position debout a été aussi effectuée pour des fins de comparaison.

La troisième phase de la méthodologie consiste à analyser et à quantifier les déformations scoliotiques sur la surface externe du tronc en posture debout à partir de certains indices cliniques calculés sur des sections extraites avec la nouvelle méthode proposée ainsi que sur les sections transversales. Une comparaison entre les corrections chirurgicales calculées à partir de sections transversales et celles calculées à partir de sections obtenues avec la méthode proposée permettra de valider, voire de justifier

l'utilité et les avantages de l'utilisation des sections extraites avec la nouvelle méthode pour analyser la géométrie externe du tronc.

La quatrième phase de la méthodologie consiste à quantifier et à documenter les changements de déformations du tronc entre les postures de flexion latérale et les postures debout. En analysant les changements des déformations obtenues suite au test de flexion latéral et en les comparant aux corrections chirurgicales, il est possible d'identifier d'abord les indices qui expriment une meilleure corrélation entre les corrections chirurgicales et les modifications de la géométrie externe du tronc suite à une flexion latérale, et de déterminer ensuite l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc.

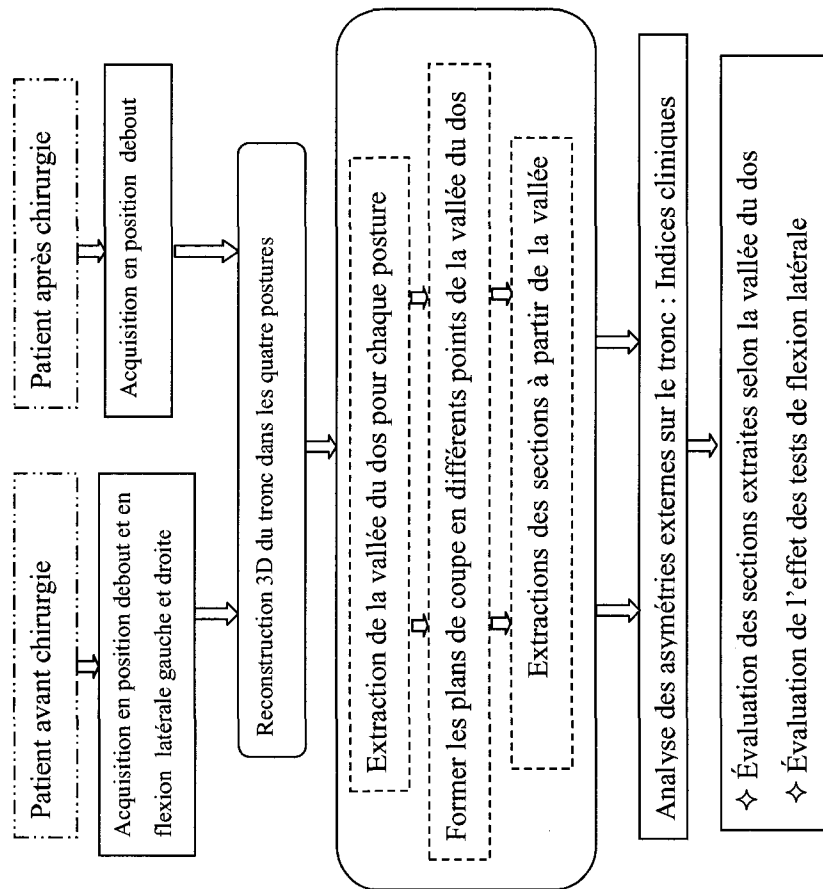


Figure 2-1: Organisation méthodologique

2.1 Protocole d'acquisition de données 3D

Les données de topographie de surface externe du tronc en posture debout avant et après chirurgie et en posture de flexion latérale gauche et droite ont été d'abord obtenues à l'aide de système multi-tête d'Inspeck. Chaque surface a été ensuite reconstruite afin d'obtenir le modèle 3D du tronc en chaque posture.

2.1.1 Protocole clinique

Les données utilisées dans le cadre de ce projet ont été obtenues avec la participation de patients traités à l'Hôpital Sainte-Justine. Le protocole a été approuvé par les comités d'éthique de l'Hôpital Sainte-Justine et de l'École Polytechnique de Montréal. Ces patients sont des adolescents dont l'âge varie entre 12 et 18 ans, et sont atteints d'une scoliose idiopathique sévère nécessitant un traitement chirurgical. Le protocole clinique pour ce projet nécessite au moins deux visites du patient à la clinique de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine, une première avant la chirurgie et une deuxième après la chirurgie. Lors de la première visite, trois types d'acquisitions sont prises. Une première acquisition durant laquelle, le sujet se maintient dans une position debout, avec les bras légèrement éloignés du corps. Il regarde droit devant lui. Les deux autres acquisitions sont utiles pour faire les tests de flexion latérale gauche et droite. Dans un premier temps, le sujet debout en position anatomique, se penche le maximum possible vers la droite. En regardant droit devant lui, il lève son bras gauche vers le haut et garde son bras droit légèrement éloigné du corps. Dans un second temps, on lui demande de se pencher vers la gauche. Ainsi, son bras gauche doit être légèrement écarté de son corps, et son bras droit levé vers le haut. Les trois postures décrites sont illustrées dans la figure 2-2 ci-dessous.

Au cours de la deuxième visite, qui correspond à environ six mois après l'intervention chirurgicale, une acquisition du tronc du patient est effectuée. Au cours de

cette acquisition, le patient se maintient debout avec les bras légèrement éloignés du corps.

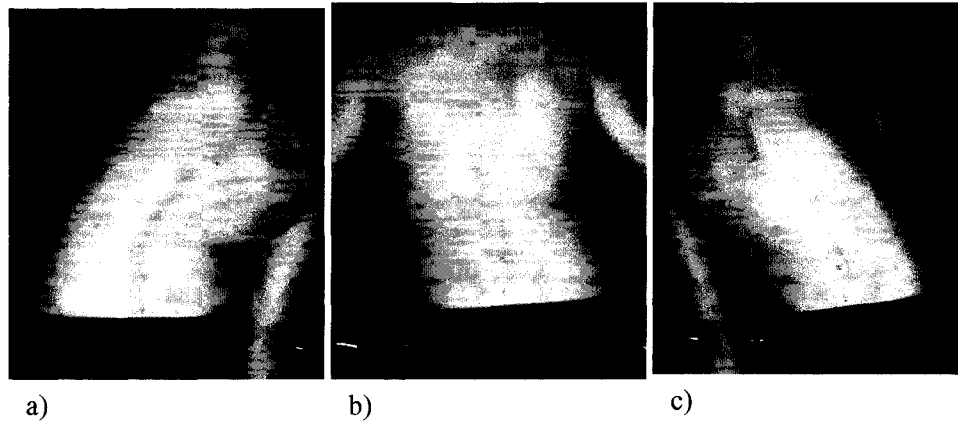


Figure 2-2: Exemple d'acquisition de photos pour un traitement pré-chirurgical. a) patient en position d'inflexion latérale vers la droite, b) patient en position debout, c) position d'inflexion latérale vers la gauche

Au cours des acquisitions, le sujet doit être placé au centre du champ de vision des quatre caméras. Afin d'avoir une bonne acquisition de données, les franges issues de chacune des caméras doivent paraître nettes à l'intérieur des zones d'intérêt et la plupart des points de référence doivent être discernables. Une acquisition s'effectue en moyenne en 5 secondes, durant lesquelles, le sujet se maintient dans une position stable sans bouger. Avant de commencer les acquisitions, des pastilles sont collées sur certains repères anatomiques. Ces pastilles ont une forme circulaire de diamètre égale à 0.64 cm. Étant de couleur verte, il est facile de distinguer ces pastilles sur la texture du tronc. Des essais préliminaires effectués avec la couleur bleu, et rouge ont montré l'apparition d'un contraste de couleurs qui génère un relief négatif sur la surface et introduit donc une erreur supplémentaire.

Les repères anatomiques sur lesquels, des pastilles seront placés sont : épines iliaques antéro-supérieures, acromions et proéminence vertébrale.

2.1.2 Procédure de traitement de données et reconstruction 3D

La procédure d'acquisition et de traitement de données s'exécute avec les logiciels FAPS (Fringe Acquisition and Processing Software, Inspeck Inc., Montréal, v 7.0) et EM (3D Modeling, Editing and Merging Software, Inspeck Inc., v 5.1) d'Inspeck. Il s'agit dans un premier temps de récupérer les quatre images de phases acquises, représentant successivement la vue de dos du patient, de face et les deux vues de côtés gauche et droite. Pour chaque image de phase, une sélection de la zone d'intérêt est effectuée. La zone d'intérêt (figure 2-3) coupe les bras approximativement au niveau de la ligne aisselle-acromion, le bas du tronc quelques centimètres sous les épinos iliaques et le cou à la base des cheveux (Pazos, 2002). Suite à un processus de triangulation, permettant de rajouter des informations spatiales supplémentaires, une image 3D est ainsi formée pour chaque vue acquise.

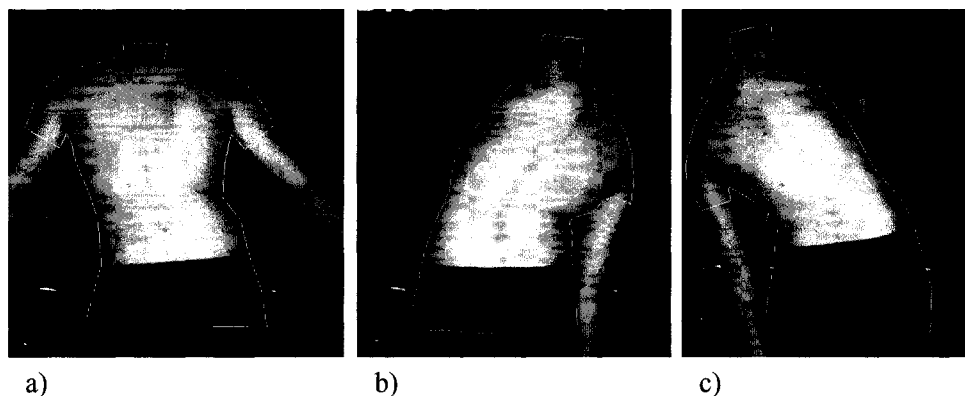


Figure 2-3: Sélection de la zone d'intérêt pour les trois postures du tronc. La ligne délimitant la zone d'intérêt est dessinée en blanc

Chaque vue 3D est ensuite importée dans le logiciel EM. Les vues 3D sont cependant indépendantes et exprimées dans des référentiels indépendants. Afin de représenter ces vues dans un même repère et obtenir un modèle 3D, un processus de recalage puis de fusion des vues ont été mis en place. Il s'agit d'exprimer toutes les

données issues des quatre numériseurs dans un référentiel commun. Une matrice de transformation est utilisée pour permettre ce changement de référentiel. Après l'application des transformations aux quatre modèles, les géométries acquises par les quatre numériseurs sont fusionnées en une surface unique. Le modèle reconstruit est une surface polygonale avec texture. La résolution et le nombre total de points varient d'un modèle à l'autre. La surface d'un tronc complet reconstruit compte approximativement 35 000 à 70 000 points.

Les données du modèle reconstruit sont exportées dans un fichier InspeckEM (.sze). Ce fichier comprend les données de l'image et les données des polygones à savoir la matrice de connectivité des points 3D, la matrice de connectivité de la texture, la matrice des coordonnées de texture et la matrice des coordonnées 3D des points.

2.2 Méthode d'extraction de sections selon la vallée du dos

La méthode proposée pour l'extraction des sections sur la surface externe du tronc implique dans un premier temps, la définition et le calcul des points appartenant à la vallée du dos, et dans un deuxième temps, le calcul des positions 3D des points formant ces sections.

2.2.1 Définition et calcul de la vallée du dos

La vallée du dos présente le sillon qui se forme à la surface du dos. Elle se situe sur la courbe des apophyses épineuses des vertèbres thoraciques inférieures et lombaires. La détection automatique de la vallée du dos fût l'objectif de plusieurs travaux de recherche. Dans la littérature, les méthodes proposées pour cette fin se basaient sur des calculs des courbures sur la surface du tronc. En se référant aux travaux de recherche de (Drerup et Hierholzer, 1987), Michel Archambault, dans son projet de maîtrise, dans le but d'identifier la vallée dorsale du patient, a calculé les courbures moyennes sur la

surface du dos. Se situant dans un creux, la vallée correspond donc à l'endroit où les courbures moyennes sont positives.

Bien que la méthode basée sur le calcul de courbure de surface semble prometteuse, plusieurs chercheurs doutent de la robustesse de l'identification automatique de la vallée du dos. En effet, dans certains cas, cette identification semble compliquée. Il s'agit par exemple du cas de certains patients qui n'ont ni creux, ni bosse pour identifier en partie ou en totalité la vallée, ou l'exemple des patients dont la vallée apparaît parfois comme une bosse dans la région thoracique.

Dans le cadre de ce projet, la méthode privilégiée pour extraire la ligne de la vallée du dos consiste en une détection semi-automatique des points constituant la vallée. Afin de suivre parfaitement les courbures de la vallée, il a été convenu de la former à partir de certaines courbes définies à partir de certains marqueurs placés manuellement sur la surface du dos ainsi que des lignes géodésiques calculées sur la surface du dos et dont les extrémités sont les marqueurs précédemment détectés.

L'algorithme de calcul de ces courbes comporte plusieurs étapes. D'abord, une sélection manuelle de certains points sur la surface du tronc est effectuée. À partir de ces points, seront déterminés les points qui constitueront les extrémités des courbes géodésiques sur la surface du dos. Un premier point, constituant l'extrémité la plus haute de la vallée du dos, est situé au niveau du marqueur placé sur la proéminence vertébrale du patient (C7). Le point définissant l'extrémité la plus basse de la vallée du dos est déterminé à partir des deux points situés au niveau des deux marqueurs placés respectivement sur l'épine iliaque antéro-supérieure gauche et l'épine iliaque antéro-supérieure droite. Il correspond en effet, à la projection du point milieu des deux précédents points sur la surface du dos (voir figure 2-4).

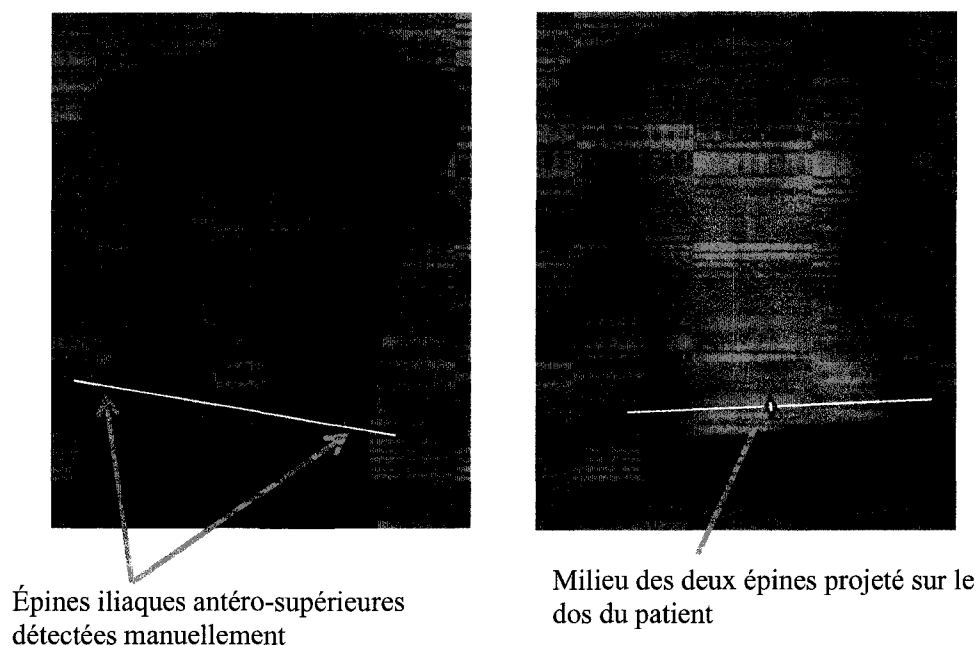


Figure 2-4: Projection de deux épines iliaques antéro-supérieures sur la surface du dos

D'autres points sont ensuite placés sur la vallée du dos : nous plaçons dans un premier temps deux points ayant la particularité de détecter le changement de courbures dans la ligne, qui visuellement semble approximer la vallée du dos. Dans un deuxième temps, nous construisons les trois courbes géodésiques dont les extrémités sont ces quatre points. Ces courbes sont définies comme suit :

- La première courbe géodésique relie la proéminence vertébrale (C7) et le premier point sélectionné par l'opérateur sur la ligne de la vallée.
- La deuxième courbe relie les deux points sélectionnés sur la vallée.
- Enfin, la troisième courbe relie le deuxième point et le point obtenu par projection du point milieu des épines iliaques antéropostérieures sur la surface du dos.

Dépendamment du résultat obtenu sur ces courbes géodésiques nous devons :

- ✓ Si les trois courbes géodésiques reconstruites se rapprochent de la vallée du dos, nous gardons ces trois courbes pour obtenir une approximation de la ligne de la vallée du dos.
- ✓ Si au moins une de ces courbes reconstruite s'éloigne de la vallée du dos, nous procédons soit par un rajout des points supplémentaires sur la vallée du dos ou par déplacement de certains points déjà placés afin de ramener ces courbes vers la ligne de la vallée du dos.

Nous notons que chaque courbe géodésique est calculée à partir de l'algorithme proposé par Sethian et Kimmel. Les points formant les trois courbes géodésiques ont été interpolés par une spline cubique qui sera considérée comme la vallée du dos. Ainsi, une fois déterminée, la vallée du dos servira comme référence pour extraire des sections sur le tronc dans les postures debout et les postures en flexion latérale gauche et droite.

2.2.2 Extraction des sections selon la vallée du dos

On rappelle, comme déjà énoncé dans les objectifs de ce projet, que l'extraction des sections sur le tronc dans les postures debout et en flexion latérale gauche et droite, est surtout dans le but d'analyser et de quantifier les changements induits par une flexion latérale du patient par rapport à la position debout, et par la suite évaluer certaines caractéristiques sur la mobilité des courbures scoliotiques à travers une comparaison entre les différents indices extraits sur chaque posture. Il est ainsi évident qu'il faut développer une méthode commune d'extraction de sections pour les trois postures étudiées.

Dans le but d'avoir une méthode commune d'extraction des sections pour les quatre postures du tronc (posture debout avant chirurgie, en flexion latérale gauche et droite et posture debout après chirurgie), il a été convenu d'exploiter la vallée du dos pour déterminer la position ainsi que l'orientation des plans de coupes. Avant de

procéder à la description de l'algorithme d'extraction des sections, il est bien utile d'expliquer et justifier le choix de la vallée comme référence pour l'extraction des sections.

D'abord, on note que la vallée du dos est un paramètre important sur lequel le diagnostic de la scoliose se repose. En effet, la forme ainsi que les déformations de la colonne vertébrale dans le plan frontal, peuvent être en partie, détectées à partir des courbures et des déviations de la vallée du dos. Selon Stokes et coll. (1988), il est possible de calculer des angles analogues à l'angle de Cobb, des angles de cyphose et de lordose de surface en se basant sur une analyse de la vallée du dos. Ensuite, la vallée du dos permet de percevoir l'évolution des déformations sur les différentes hauteurs du tronc.

Ainsi, la vallée du dos, en plus de permettre de suivre les déformations sur les différents niveaux du tronc, qu'elle présente un élément de référence pour différentes postures du tronc, elle reste un élément du tronc d'abord facile à détecter et ensuite, une référence de symétrie pour le tronc pouvant remplacer la ligne verticale, considérée comme ligne de symétrie pour les personnes normales en position anatomique d'équilibre.

Maintenant que le choix de la méthode d'extraction des sections est justifié, nous présentons les différentes étapes de l'algorithme qui sert à l'extraction des sections sur le tronc dans les postures debout et les postures en flexion latérale gauche et droite.

2.2.2.1 Algorithme d'extraction des sections selon la vallée du dos

Les sections extraites sont à des intervalles réguliers de 2 mm à partir de l'extrémité basse de la ligne de la vallée jusqu'à l'extrémité la plus haute. Chaque section, à une hauteur donnée, est le résultat de l'intersection entre le plan de coupe à cette hauteur et la géométrie externe du tronc présentée par un maillage tridimensionnelle (figure 2-5).

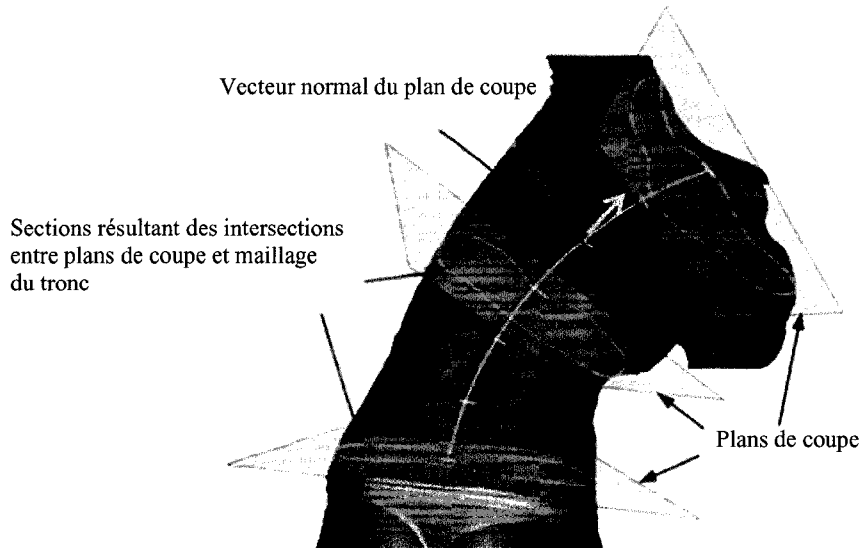


Figure 2-5: Exemple de plans de coupe et de sections sur la surface du tronc

Trois étapes importantes constituent l'algorithme d'extraction de sections selon la vallée du dos. La première étape consiste à définir les plans de coupes à partir desquels se forment les sections sur le tronc. La deuxième étape consiste à calculer des intersections entre les plans de coupe et la surface du tronc. Enfin, dans la troisième étape, il s'agit de former les sections à partir des points d'intersections.

2.2.2.1.1 Définition des plans de coupe

Chaque plan est défini à partir d'un point sur la spline représentant la vallée du dos, et le vecteur tangent à la spline en ce point. Ainsi, pour chaque point M de coordonnées (x_m, y_m, z_m) situé sur la vallée du dos, est définie une tangente à la spline en ce point. On note le vecteur tangent \vec{t}_m de coordonnées (a_m, b_m, c_m) . Le plan de coupe passant par le point M a son vecteur normal, le vecteur tangent \vec{t}_m . L'équation

de ce plan définie à partir des coordonnées du point M et du vecteur tangent \vec{N} est la suivante :

$$a_n * x + b_n * y + c_n * z + D = 0$$

Le coefficient D est déterminée à partir des coordonnées du point M , il est égal à :

$$D = -a_n * x_m - b_n * y_m - c_n * z_m$$

2.2.2.1.2 Calcul des intersections entre les plans de coupe et la surface du tronc

Il s'agit dans cette étape de calculer l'intersection entre chaque plan de coupe et la géométrie externe du tronc représentée par un maillage triangulaire. Cette étape consiste à parcourir tous les polygones, et plus spécifiquement les triangles de ce maillage jusqu'à trouver ceux qui intersectent le plan de coupe. Le calcul de ces intersections suit les étapes suivantes : partant du maillage 3D, on récupère la liste des triangles formant ce maillage, ainsi que la liste des arêtes de chaque triangle de ce maillage. Pour chaque arête, on détermine la position de ses deux sommets par rapport au plan de coupe. Un sommet S_i de coordonnées (x_i, y_i, z_i) d'une arête est situé soit au-dessus, au dessous ou sur le plan de coupe. La position du sommet S_i par rapport au plan de coupe est déterminée par le signe de l'expression : $a_n * x_i + b_n * y_i + c_n * z_i + D$. Trois cas se présentent :

- Le sommet S_i appartient au plan de coupe si

$$a_n * x_i + b_n * y_i + c_n * z_i + D = 0$$

- Le sommet S_i est situé au dessus du plan, si

$$a_n * x_i + b_n * y_i + c_n * z_i + D > 0$$

- Le sommet S_i est situé au dessous du plan si

$$a_n * x_i + b_n * y_i + c_n * z_i + D < 0$$

L'intersection entre le plan de coupe et une arête du maillage est non vide si et seulement si les deux sommets de cette arête sont de part et d'autre du plan de coupe ou qu'un des sommets de cette arête appartient au plan de coupe. Ceci équivaut à dire que

les deux sommets S_i de coordonnées (x_i, y_i, z_i) et S_{i+1} de coordonnées $(x_{i+1}, y_{i+1}, z_{i+1})$ vérifient la relation suivante :

$$(a_n * x_i + b_n * y_i + c_n * z_i + D) * (a_n * x_{i+1} + b_n * y_{i+1} + c_n * z_{i+1} + D) \leq 0$$

Comme déjà mentionné, le calcul de l'intersection du plan de coupe avec le maillage tridimensionnelle nécessite de parcourir toutes les arêtes des triangles du maillage, voire tous ses sommets. Le maillage sur lequel le calcul est effectué comporte un nombre élevé de polygones (environ 45 000 polygones). Il est donc évident que la méthode décrite ci-dessus pour calculer l'intersection plan-maillage s'exécute en un temps relativement long. Afin d'accélérer ce calcul tout en ayant un résultat similaire, il a fallu utiliser une technique permettant de résoudre le problème de détection de collision impliquant un grand nombre de données.

Depuis ces dernières années, plusieurs algorithmes de détection de collision impliquant un grand nombre d'objets, ont été développés. Les algorithmes les plus populaires sont basés sur des représentations hiérarchiques de données. Ces structures hiérarchiques incluent surtout les structures en arbre.

L'algorithme de ADT est spécialement conçu pour les problèmes de recherche et d'intersection de structures géométriques 3D. C'est d'ailleurs l'algorithme qu'on a choisi afin d'accélérer le temps d'exécution de recherche d'intersections entre le plan de coupe et le maillage 3D. Les polygones du maillage ont été classés sous une structure en arbre ADT (Alternating Digital Tree) afin d'accélérer la recherche des intersections. Le principe de cet algorithme est le suivant : on suppose que les polygones sur lesquels on travaille sont inclus dans une grande boîte alignée sur les axes de coordonnées xy . Cette boîte est mise à l'échelle, et est ramenée à l'origine pour que tous les polygones soient définis entre $[0,1] \times [0,1]$. Chaque coordonnée de l'espace (x, y, z) est divisée à l'aide d'un plan normal à l'un des axes de coordonnées. La règle de subdivision est appliquée une coordonnée à la fois, au premier niveau, on subdivise la coordonnée x , au deuxième

niveau on subdivise la coordonnée y et au troisième niveau on subdivise la coordonnée z (Guilbault, 2007).

L'intersection entre la région définie par la boîte englobant un polygone et une autre région de l'espace existe si les deux régions se chevauchent pour toutes leurs coordonnées. La condition de chevauchement est la suivante :

$$\begin{aligned} 0 &\leq x_{k,\min}^i \leq x_{0,\max}^i \\ x_{o,\min}^i &\leq x_{k,\max}^i \leq 1 \end{aligned}$$

Où, k est l'objet et i la coordonnée.

L'utilisation de la structure en ADT dans notre cas consiste à considérer d'abord une grande boîte englobant tous les polygones de la géométrie du tronc. L'insertion de ces polygones dans l'arbre ADT se fait suite à une division successive des coordonnées de la boîte. Une deuxième boîte, englobant le plan de coupe, est ensuite définie. Afin de trouver les polygones qui intersectent le plan de coupe, on détermine les polygones dont les boîtes englobantes chevauchent la boîte englobant le plan de coupe. Les coordonnées de la boîte de plan de coupe ont été calculées en fonction de la longueur et la profondeur minimum et maximum du tronc.

Ceci achève donc le calcul des intersections entre les plans de coupe et le maillage 3D. L'ensemble des points issus de chaque intersection à une hauteur donnée du tronc sont des points de la section sur cette hauteur.

2.2.2.1.3 Reconstruction des sections

Afin de visionner les sections obtenues et vérifier si la forme de chaque section correspond à la forme externe du tronc, chaque ensemble de points résultants de l'intersection entre un plan de coupe et le maillage 3D seront interpolés par une spline cubique. Certaines sections obtenues ont leurs formes et contours très différents de la forme externe du tronc. En effet, il se trouve que certaines de ces sections présentent des

points qui se situent loin des bords et sont plutôt vers l'intérieur. La raison d'avoir de tels résultats de sections réside dans les quelques défauts de reconstruction du tronc avec le logiciel EM de Inspeck. En effet, lors de la fusion des quatre vues 3D du modèle du tronc, certains polygones sont restés à l'intérieur du modèle et n'ont pas été enlevés. Ce cas se présente surtout dans les deux cotés gauches et droits du tronc. Un exemple de ces sections est donné dans la figure ci-dessous :

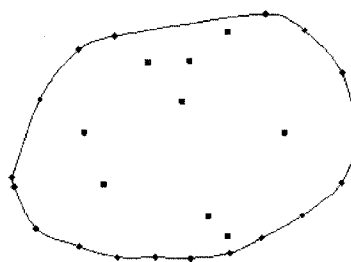


Figure 2-6: Exemple d'une enveloppe convexe d'une section. (Les points aberrants sont en rouge)

Afin de résoudre ce problème et d'éviter les points qui ne doivent pas exister sur la section, une première solution intuitive sera de supprimer les points situés à l'intérieur et ne garder que les points qui se situent à la frontière. Ceci équivaut à déterminer l'enveloppe convexe de cet ensemble de points. Plusieurs algorithmes traitant le problème d'enveloppe convexe ont été proposés dans la littérature. Les deux algorithmes les plus connus sont l'algorithme de 'Graham-Scan', développé par Graham en 1972 et l'algorithme de 'fusion et division', développé par Preparatta & Hong en 1977. Cependant, l'algorithme de 'Graham-Scan' est considéré le plus facile à implémenter. L'algorithme de 'fusion et division' semble être intéressant dans le cas où le nombre de points initiaux est assez important. Dans le cadre de ce projet, l'ensemble de points pour lequel, une enveloppe convexe est à déterminer est formé uniquement de 21 points, nombre qui n'est pas assez grand pour privilégier l'algorithme de 'fusion et division' par rapport à l'algorithme de 'Graham-Scan'. Le principe de fonctionnement de cet algorithme est présenté dans la figure 2-7.

```

 $p_0 \leftarrow$  le point de Q de plus petite ordonnée
Soient  $p_1 \dots p_m$  les points restants de Q, triés selon l'angle polaire qu'ils
forment avec  $p_0$  (les points de même angle sont supprimés, sauf le plus
éloigné)
Empiler(0, S)
Empiler( $p_0$ , S)
Empiler( $p_1$ , S)
Empiler( $p_2$ , S)
pour i de 3 à m {
    tant que l'angle intérieur formé par Sous-Sommet(S), Sommet(S) et  $p_i$  ne
    tourne pas à gauche {
        Dépiler(S)
    }
    Empiler( $p_i$ , S)

```

Figure 2-7: Principe de fonctionnement de l'algorithme de 'Graham-Scan'

Dans cet algorithme, Q représente l'ensemble des points $(P_0, P_1, \dots, P_i, \dots, P_m)$ pour lequel l'enveloppe convexe S sera calculée.

Bien que la solution proposée de l'enveloppe convexe ait permis d'enlever les points internes aberrants, Les résultats préliminaires des sections en considérant juste les enveloppes convexes ne sont pas satisfaisants. En effet, l'enveloppe convexe résultante peut exclure certains points situés très proches de cette enveloppe mais qui doivent être inclus dans la section du tronç. La figure 2-8 illustre ce problème.

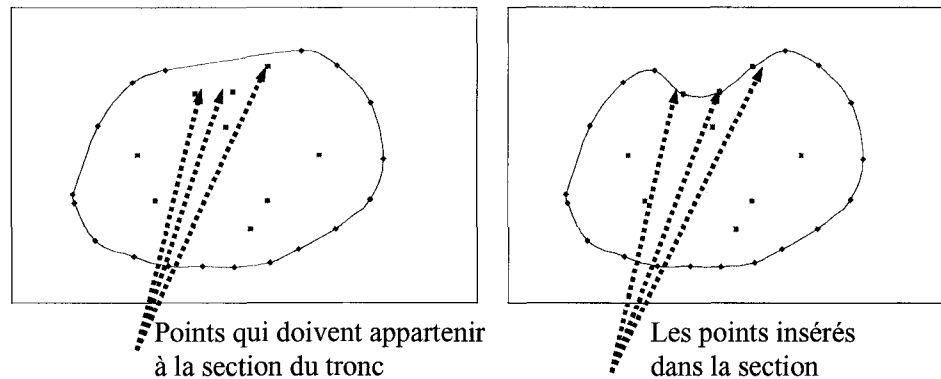


Figure 2-8: Insertion de certains points dans l'enveloppe convexe

Pour résoudre ce problème, il a fallu inclure ces points dans l'enveloppe convexe déjà calculée. Pour ce faire, on a procédé comme suit :

- Pour le reste des points qui n'appartiennent pas à l'enveloppe, on calcule leur enveloppe convexe. On note EC, l'ensemble des points formant la deuxième enveloppe convexe.
- Pour chaque point de EC, on calcule sa 'distance' par rapport à la première enveloppe convexe.
- Pour calculer cette 'distance', on cherche, pour chacun des points, ses deux proches voisins dans la première enveloppe convexe, et on calcule ensuite la distance entre le point en question et la droite formée de deux points voisins trouvés sur la première enveloppe ainsi que la distance entre le centroïde de la section et cette droite.
- Le point est considéré un point de la section si sa distance par rapport à la première enveloppe convexe est supérieure à 80% de la distance entre le centroïde et la droite formée par ses deux voisins proches sur l'enveloppe convexe. Le choix de 80% a été déjà validé pour le calcul des sections transversales dans le mémoire de Nancy Shawafaty (Shawafaty, 2007).

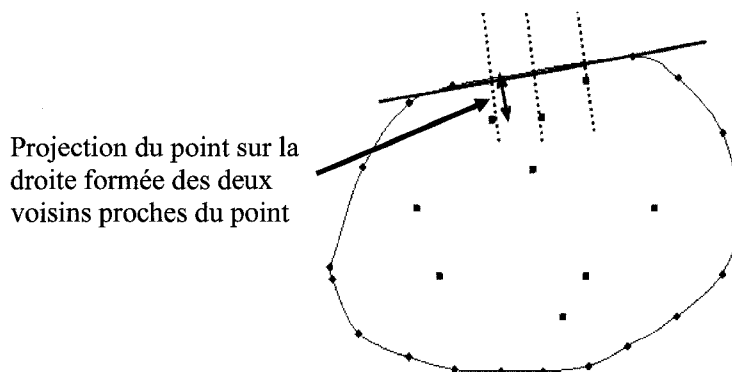


Figure 2-9: Méthode d'insertion des points internes à l'enveloppe convexe de la section

2.2.2.2 Calcul des indices cliniques sur la géométrie externe du tronc

Les indices implémentés comprennent des indices analogues à ceux actuellement utilisés en clinique, des indices définis dans la littérature ainsi que des indices prenant en considération le tronc au complet. La plupart des indices calculés sont définis à partir des projections des sections sur leurs axes principaux. En effet, pour chaque section, on définit d'abord ses axes principaux en appliquant une analyse par composantes principales. Ensuite, on projette l'ensemble des points de chaque section sur ses axes principaux précédemment déterminés.

Une fois que la section est projetée sur le plan formé par les deux premiers axes principaux, trois nouveaux paramètres caractérisant la section projetée sont définis:

- Le centre géométrique de la section, correspondant à son centroïde.
- Les deux bosses gauche et droite de la section. Une bosse correspond à un maximum local dans une région spécifique de la surface du dos. Pour trouver les deux bosses, nous approximations les points de la section se situant sur la surface du dos par une fonction spline cubique. Nous calculons ensuite la dérivée de cette fonction. Finalement nous choisissons les deux points correspondants aux deux maximums de cette fonction.
- La ligne joignant les deux bosses précédemment définies.

Les différents indices ainsi que leurs méthodes de calcul sont présentées dans la présente section.

Certains indices décrits ci-dessous sont calculés à partir des axes de référence du patient. Afin de comprendre ces indices, il est important de définir d'abord le référentiel du patient. L'origine, les axes des X, des Y et des Z pour chaque patient sont définis comme suit :

- L'origine du référentiel du patient correspond au point milieu des deux épine iliaques antero-supérieures projeté sur la surface du dos.
- L'axe des X est parallèle à la ligne des épine iliaques antero-supérieures et passe par l'origine. On note que les x sont positifs vers la droite du patient
- L'axe des Y est l'axe vertical pointant vers le haut
- L'axe des Z est tel que le plan XZ est horizontal.

On note que les différents indices utilisés dans ce projet, sont déjà définis dans les travaux de Jaremko (2002).

Orientation de l'axe principal (PAX) : Cet indice permet d'évaluer localement la rotation du tronc. Au niveau de chaque section, il est défini par l'angle entre l'axe majeur de cette section et l'axe des X du référentiel du patient.

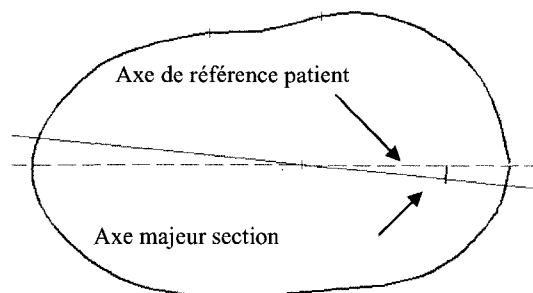


Figure 2-10: Orientation de l'axe principal (PAX)

Rotation de la section : Afin d'avoir une idée sur la rotation du tronc en différents points de la surface du tronc, un autre indice a été calculé. Cet indice, pour chaque section du tronc autre que la première section, consiste à évaluer la rotation de la section par rapport à la première section. La mesure de la rotation est calculée de deux manières

différentes. La première méthode consiste à mesurer l'angle entre les deux axes majeurs des deux sections. Tandis que la deuxième méthode consiste à calculer l'angle entre les deux droites joignant chacune les deux bosses gauche et droite de la section correspondante.

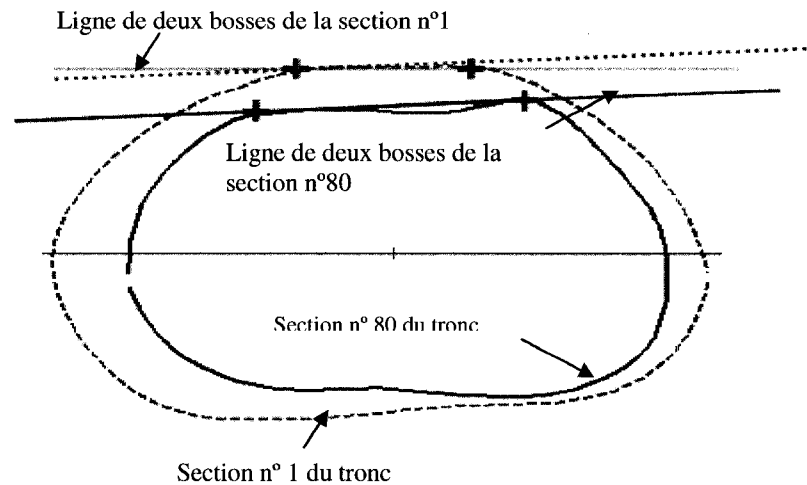


Figure 2-48: Rotation des sections (SectRot)

Rotation de la surface du dos (BSR) : Cet indice est défini par l'angle entre la droite joignant les deux bosses détectées sur la surface du dos et l'axe majeur de la section. Les deux bosses sont définies respectivement dans la région définie par ($x > 0$ et $y > 0$) et la région définie par ($x < 0$ et $y > 0$). Une bosse correspond à un maximum local dans la région où elle est définie. Pour la déterminer, on interpole d'abord les points qui constituent cette région par une spline cubique, et ensuite on calcule la dérivée première de cette spline. La bosse correspond au lieu de changement de signe de la dérivée première de cette spline.

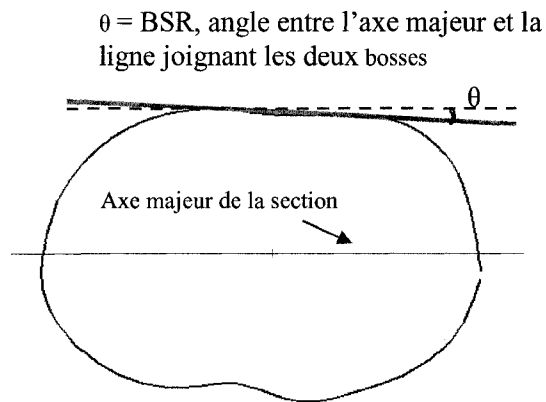


Figure 2-12: Rotation de la surface du dos (BSR)

Gibbosité (Rib Hump): Au niveau de chaque section, la gibbosité est définie par la différence entre les deux hauteurs des deux bosses du dos. Comme le montre la figure 2-13, elle est calculée à partir des deux projections orthogonales de deux bosses sur l'axe majeur de la section.

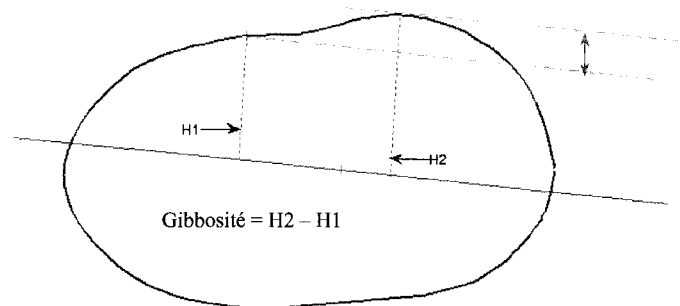
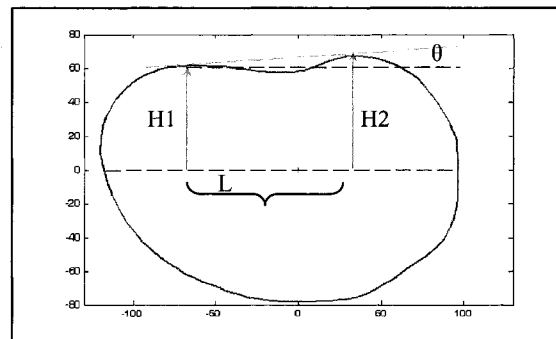


Figure 2-13: Gibbosité

À partir de la définition de l'indice de 'Rotation de surface du dos' (BSR) et de l'indice de Gibbosité, nous pouvons extraire une relation de 'proportionnalité' entre les mesures de ces indices. Cette relation, illustrée dans la figure 2-14, nous sera utile pour interpréter les résultats obtenus dans les prochaines sections.



Gibbosité = $H2 - H1$

L : distance entre les projetés des deux bosses

Θ = angle de BSR = $\text{Tang} (\text{Gibbosité}/L)$

Figure 2-14: Relation entre BSR et Gibbosité

2.3 Méthodes d'évaluation

Dans les sections précédentes de ce chapitre, il a été question de présenter les différentes étapes de la méthodologie, et plus spécifiquement, la nouvelle méthode d'analyse de la géométrie externe du tronc en posture debout et en posture de flexion latérale. Dans le but d'évaluer la contribution apportée par ce projet, nous avons utilisé d'abord le tronc d'un mannequin, ensuite le tronc d'un sujet sain et finalement une cohorte de sujets scoliotiques composée de 19 sujets dont 5 présentent une scoliose thoracique et 14 présentent une scoliose lombaire. De cette cohorte, nous avons choisi quatre exemples de sujets scoliotiques afin d'illustrer les variations des déformations scoliotiques calculées sur la géométrie externe du tronc : les deux premiers exemples ont été utilisés pour comparer les corrections chirurgicales évaluées à l'aide des sections transversales et celles évaluées à l'aide de la méthode proposée, les deux derniers exemples ont servi à étudier la corrélation entre les changements des déformations externes du tronc lors des tests de flexion latérale et les corrections chirurgicales.

2.3.1 Étude comparative entre les indices obtenus à partir des sections transversales et ceux obtenus à partir des sections extraites selon la vallée du dos

Dans un premier temps, nous avons évalué sommairement la nouvelle approche proposée pour l'extraction des sections en analysant les différentes caractéristiques de ces sections à savoir leurs directions et leurs orientations. Dans un deuxième temps, dans le but d'évaluer les mesures des indices calculés sur des sections extraites avec la nouvelle méthode, nous avons utilisé d'abord un mannequin et ensuite un sujet sain. Des sections transversales et des sections suivant la vallée du dos ont été extraites sur le tronc du mannequin et le tronc du sujet sain. Des mesures d'indices cliniques évaluées sur ces sections permettront de discuter et de conclure sur quelques propriétés des sections extraites avec la nouvelle méthode.

Finalement, une évaluation quantitative des mesures des asymétries externes et des corrections postopératoires a été effectuée sur deux exemples de troncs scoliotiques. Cette évaluation a été faite via une comparaison entre :

- Les asymétries externes du tronc calculées sur des sections transversales et celles calculées sur des sections extraites à partir de la vallée du dos. Les deux types de sections sont extraites sur la géométrie externe préopératoire.
- Les corrections postopératoires obtenues avec les sections transversales et celles obtenues avec les sections extraites à partir de la vallée du dos. Une correction postopératoire correspond à la différence entre les asymétries externes calculées sur des sections extraites sur la géométrie externe postopératoire et celles calculées sur des sections extraites sur la géométrie externe préopératoire.

2.3.2 Évaluation de l'effet des tests de flexion latérale

En analysant la surface externe du tronc en posture debout avant et après chirurgie et en posture de flexion latérale gauche et droite par le biais des indices cliniques décrits

dans la section 2.2.2.2, il est possible, de ressortir les corrections postopératoires ainsi que les changements des déformations lors des tests de flexion latérale.

Une étude comparative entre les mesures de ces corrections postopératoires et ces changements de déformations permettra d'évaluer l'effet des tests de flexion latérale gauche et droite sur la géométrie externe du tronc. Cette analyse s'effectuera pour tous les indices utilisés dans ce projet, à savoir : la rotation de la surface du dos (BSR), la rotation des sections (SectRot), la gibbosité et l'orientation de l'axe principal (PAX). Une telle analyse nous permettra d'extraire parmi ces indices, ceux qui fournissent une meilleure corrélation et de conclure sur la faisabilité de développement d'un nouveau test de flexion non invasif à partir de la géométrie externe du tronc scoliotique.

CHAPITRE 3: RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats des différentes étapes de la méthodologie. Dans un premier temps, dans le but d'évaluer qualitativement la nouvelle méthode proposée, nous avons d'abord présenté quelques exemples des sections extraites à partir de la vallée du dos sur des tronc scoliotiques. Ensuite, nous avons présenté les résultats des mesures des indices cliniques calculés simultanément sur des sections transversales et des sections obtenues avec la nouvelle méthode proposée. Ces deux types de sections ont été extraites d'abord sur le tronc d'un mannequin et ensuite sur le tronc d'un sujet sain.

Dans un deuxième temps, des mesures d'indices cliniques ont été effectuées sur des sections extraites sur deux exemples de tronc de deux sujets scoliotiques en pré et post- opération. Pour chaque sujet, les indices ont été calculés sur des sections transversales et des sections obtenues avec la nouvelle méthode. Les corrections postopératoires sont définies à partir des mesures pré et post- opératoires.

Dans un troisième temps, dans le but d'évaluer l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc, des indices cliniques ont été calculés sur des sections extraites sur deux exemples de tronc scoliotiques en posture debout pré et post- opération et en posture de flexion latérale gauche et droite. L'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc sera évalué à partir d'une comparaison entre les mesures des corrections postopératoires et les changements des déformations obtenus lors des tests de flexion latérale.

Finalement, une étude préliminaire sur un échantillon de 19 sujets a été effectuée. Elle correspond à la mesure de la corrélation entre les corrections postopératoires et les changements des déformations externes obtenus lors des tests de flexion latérale.

3.1 Évaluation qualitative de la méthode d'extraction des sections à partir de la vallée du dos

Tel que mentionné dans la section 2.3.1, en vue d'analyser les caractéristiques et les propriétés des sections extraites à partir de la vallée du dos, nous avons procédé par comparaison avec les sections habituellement utilisées pour caractériser les déformations scoliotiques à savoir les sections transversales. Une étude qualitative de ces sections, à savoir leurs orientations et leurs directions, effectuée sur deux exemples de troncs de patients scoliotiques a permis de conclure sur certaines propriétés des sections obtenues avec la méthode proposée.

Deux exemples de troncs scoliotiques sont présentés respectivement dans la figure 3-1 et la figure 3-2. Dans chaque figure nous avons montré la géométrie externe du tronc acquise en pré et post- opération. Pour chaque posture du tronc, sont présentées également les sections transversales et les sections calculées avec la méthode proposée.

Les mesures des déformations internes exprimées par l'angle de Cobb de ces deux sujets sont présentées dans le tableau 3-1. Ces mesures obtenues avant et après chirurgie proviennent des dossiers médicaux de l'Hôpital Sainte- Justine.

Tableau 3-1: Mesures des angles de Cobb des sujets 1 et 2

sujet	Lombaire		Thoracique	
	Avant	Après	avant	Après
1	37°	14 °	59 °	14 °
2	59 °	11 °	83 °	21 °

Le tronc du patient présenté à la figure 3-1, possède une scoliose thoracique de 59 degrés et une lombaire de 38 degrés. La géométrie externe de ce tronc avant chirurgie montre une forte gibbosité à droite, une inclinaison du bassin et une asymétrie de la taille. Une analyse des sections obtenues avec la méthode proposée révèle les constatations suivantes : D'abord, les sections extraites à partir de la vallée du dos sur la surface externe du tronc, ont leurs directions et leurs orientations qui changent fortement

dépendamment de leur localisation sur la hauteur du tronc. Ceci est surtout illustré par la différence entre les sections situées dans la région lombaire et celles situées dans la région thoracique du tronc. Ensuite, les sections extraites sur la surface du tronc en post-opération présentent moins d'inclinaisons par rapport au plan horizontal, en comparaison aux sections extraites sur la surface du tronc en pré-opération. Ceci s'explique, comme illustrée dans la figure 3-1, par la diminution des courbures de la vallée suite à la chirurgie.

Le deuxième exemple présenté dans la figure 3-2 est celui d'un sujet présentant une scoliose thoracique droite de 83 degrés et une scoliose lombaire gauche de 59 degrés. Comme illustré par la géométrie externe de ce tronc avant chirurgie, la vallée du dos comporte une courbure plus importante au niveau de la région thoracique. Ceci justifie donc le fait que les sections extraites sur la région thoracique présentent de plus fortes inclinaisons par rapport au plan horizontal en comparaison avec celles extraites sur la partie lombaire du tronc. Suite à la chirurgie, une nette diminution des courbures de la vallée sont détectées sur la surface du tronc. Cette diminution est surtout apparente au niveau de la région lombaire du tronc. Par conséquent, il est normal d'obtenir des sections présentant très peu d'inclinaisons dans cette région du tronc.

En résumé, comme c'est illustré par les deux exemples présentés respectivement dans la figure 3-1 et la figure 3-2, une remarquable différence existe entre les sections transversales et les sections extraites à partir de la vallée du dos. Cette différence réside essentiellement dans l'orientation, la direction et l'inclinaison de ces sections : les sections transversales suivent toujours la même direction horizontale sur les différents niveaux de la surface du tronc, quant aux sections obtenues à partir de la vallée du dos, leurs directions ainsi que leurs orientations dépendent fortement des courbures et de l'orientation de la vallée du dos.

Outre leurs différences par rapport aux sections transversales, les sections extraites à partir de la vallée du dos, présentent l'avantage de donner une idée sur la forme de la vallée du dos. En effet, la visualisation du modèle du tronc formé par l'empilement des

sections extraites à partir de la vallée du dos, permet de visualiser la forme ainsi que les déviations de la vallée du dos. Il est également possible d'évaluer visuellement certaines courbures et gibbosités à travers cet empilement de sections.

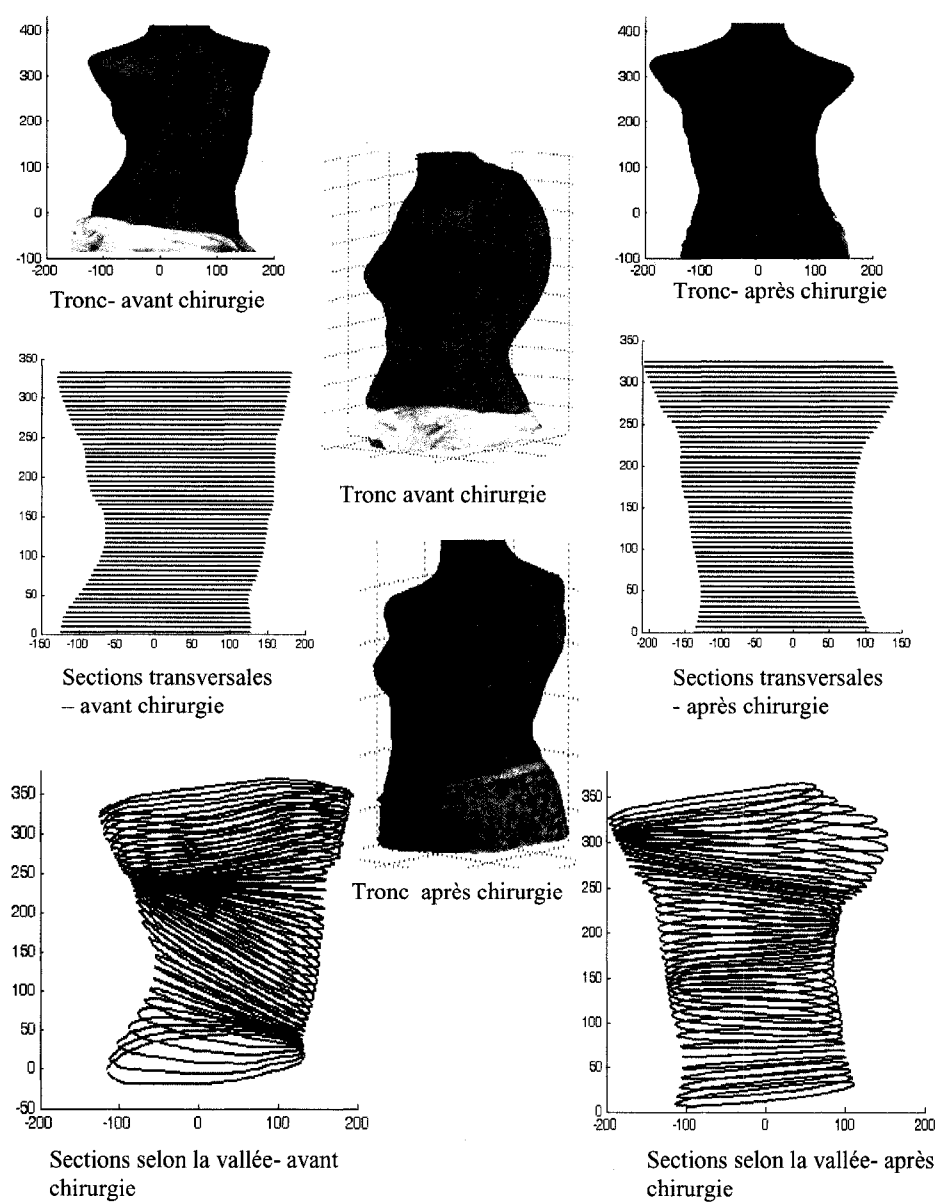


Figure 3-1: Sections transversales et sections extraites à partir de la vallée pour le sujet 1

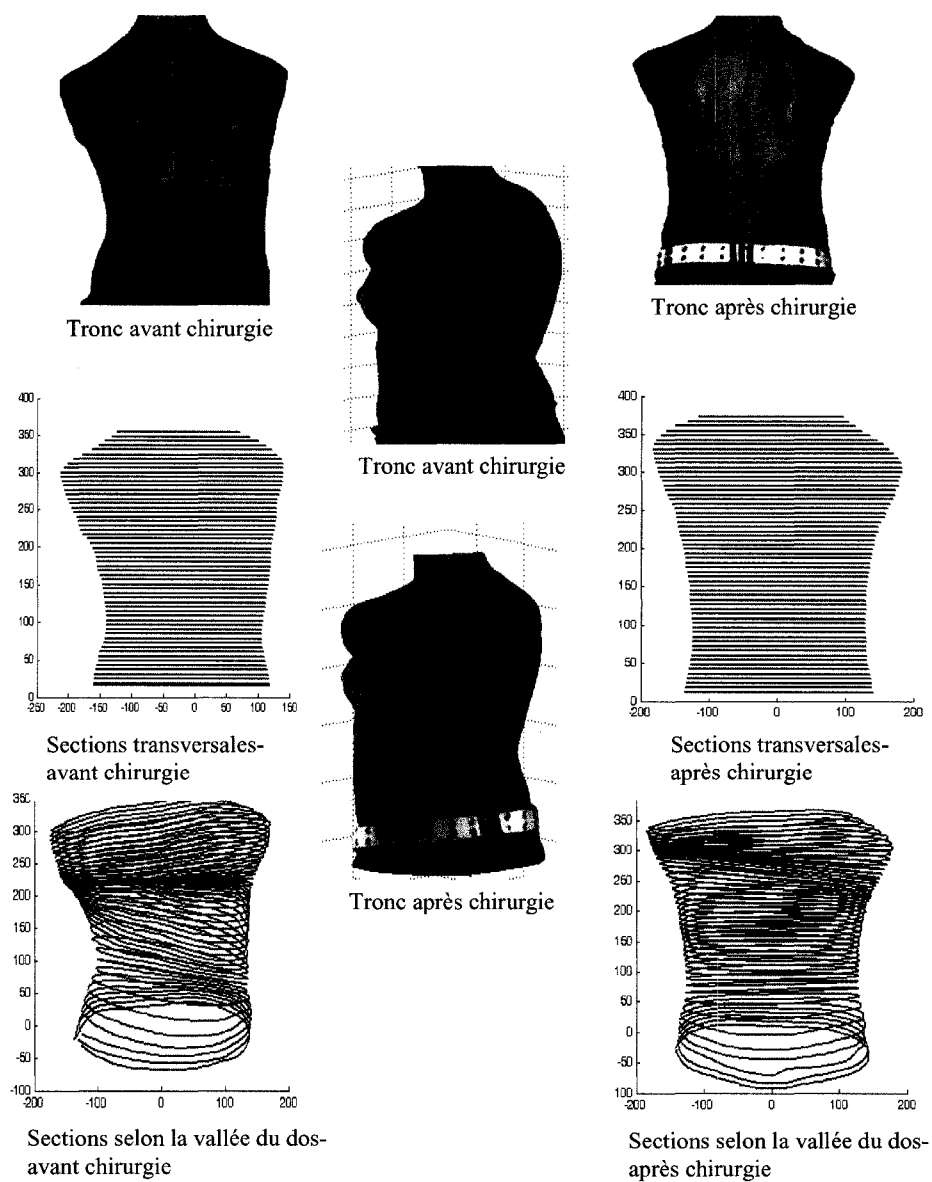


Figure 3-2: Sections transversales et sections extraites à partir de la vallée pour le sujet 2

Dans le but d'évaluer les mesures des indices calculées sur les sections extraites à partir de la vallée du dos, nous avons utilisé la géométrie externe du tronc d'un mannequin ainsi que le tronc d'une personne normale ne présentant pas de scoliose. Les indices cliniques décrits dans la méthodologie, ont été calculés simultanément sur des sections transversales et sur des sections extraites à partir de la vallée du dos.

3.1.1 Étude sur un mannequin

Les deux types de sections extraites sur le tronc du mannequin sont illustrés dans la figure 3-3. Bien que la surface externe du tronc paraisse sans asymétries, les sections extraites avec la méthode proposée montrent des faibles inclinaisons par rapport au plan horizontal. Ceci est dû essentiellement à la forme de la vallée qui, en réalité, n'est pas une ligne droite.

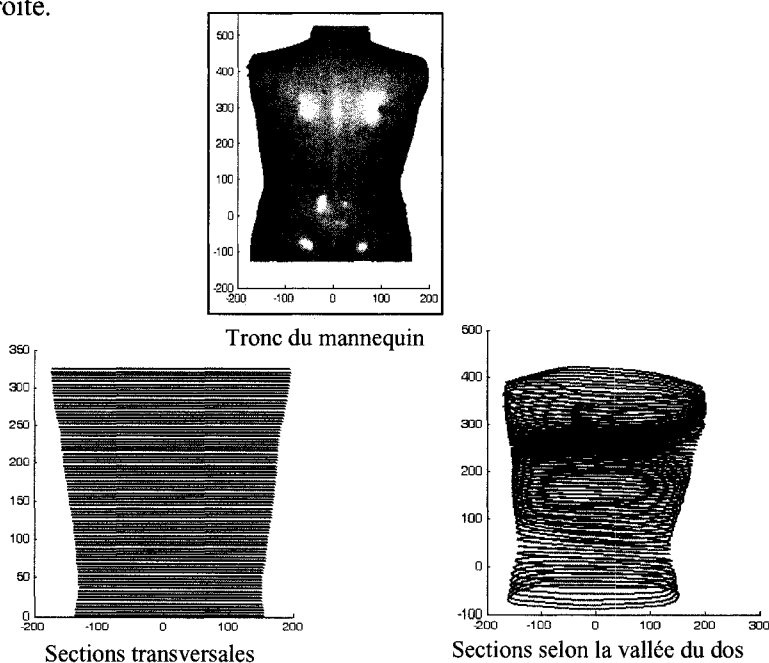


Figure 3-3: Géométrie externe du tronc du mannequin et sections

Les indices calculés sont ceux présentés dans la section 2.2.2.2 du chapitre méthodologie. Les résultats des mesures de ces indices calculés sur les deux types de sections extraites sur le tronc d'un mannequin (voir figure 3-3) sont montrés dans les courbes de la figure 3-4.

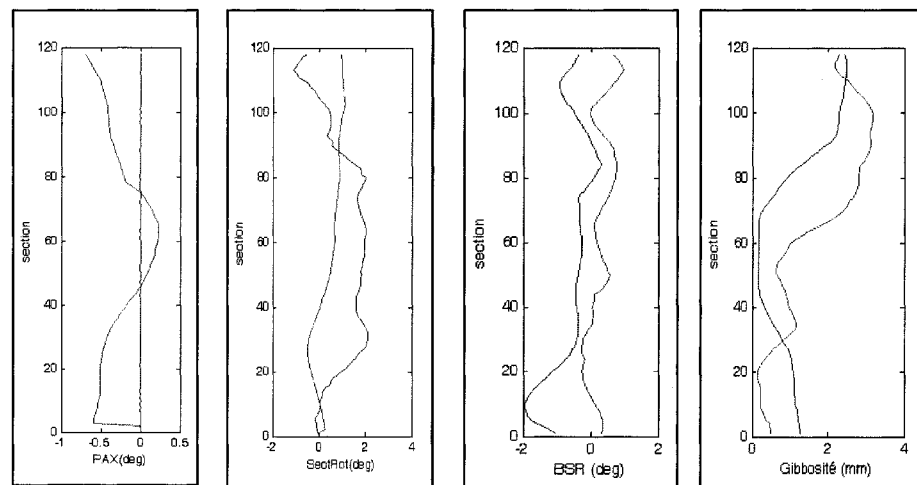


Figure 3-4: Indices cliniques sur la géométrie externe du mannequin. bleu: sections transversales; rouge : section selon la vallée du dos

Une première constatation importante à relever en observant les courbes ci-dessus réside dans les faibles mesures des différents indices calculés sur les deux types de sections extraites sur le tronc du mannequin.

L'indice de PAX, définie par l'angle entre l'axe majeur de chaque section et l'axe de référence du patient, montre des valeurs nulles avec les sections transversales et des valeurs très faibles avec les sections extraites à partir de la vallée du dos. Comme le montre la figure 3-3, certaines sections extraites à partir de la vallée du dos, présentent de légères inclinaisons par rapport au plan horizontal. Ceci explique donc les valeurs non nulles des mesures des PAX dans le cas des sections extraites à partir de la vallée du dos.

L'indice de rotation de section ('SectRot') permet de mesurer la rotation de la ligne des deux bosses de la section courante par rapport à la ligne des deux bosses de la

première section. Ceci permettra d'avoir une idée sur la déviation et l'orientation des bosses sur le tronc par rapport aux deux bosses situées au niveau de la première section considérée. Les mesures de cet indice calculées sur les deux types de sections extraites sur le tronc d'un mannequin montrent de faibles valeurs, mesures auxquelles on s'attend étant donné une quasi-absence de déformations sur la surface externe du tronc. Les sections extraites à partir de la vallée du dos expriment mieux cette quasi-absence de déformations puisqu'elles donnent de plus faibles valeurs par rapport aux sections transversales.

Comme déjà mentionné dans la méthodologie, la rotation de la surface du dos (BSR) est définie par l'angle entre la ligne de la double tangente de la section et l'axe majeur de cette section. Les deux types de sections extraites sur le tronc du mannequin donnent des mesures très faibles pour cet indice.

Les mesures des gibbosités, définies par la différence entre les deux hauteurs des deux bosses du dos sont également très faibles.

En conclusion, les variations entre les valeurs des différents indices calculés sur des sections transversales et celles calculés sur des sections extraites à partir de la vallée du dos sont très faibles, voire négligeables. Il est donc difficile dans le cas d'un mannequin d'extraire les avantages de l'utilisation des sections extraites à partir de la vallée du dos par rapport aux sections transversales pour l'analyse des asymétries externes du tronc.

3.1.2 Étude sur un sujet non scoliotique

Les résultats des indices cliniques calculés simultanément sur des sections transversales et des sections extraites à partir de la vallée du dos sur le tronc d'une personne saine, sont illustrés dans la figure 3-5.

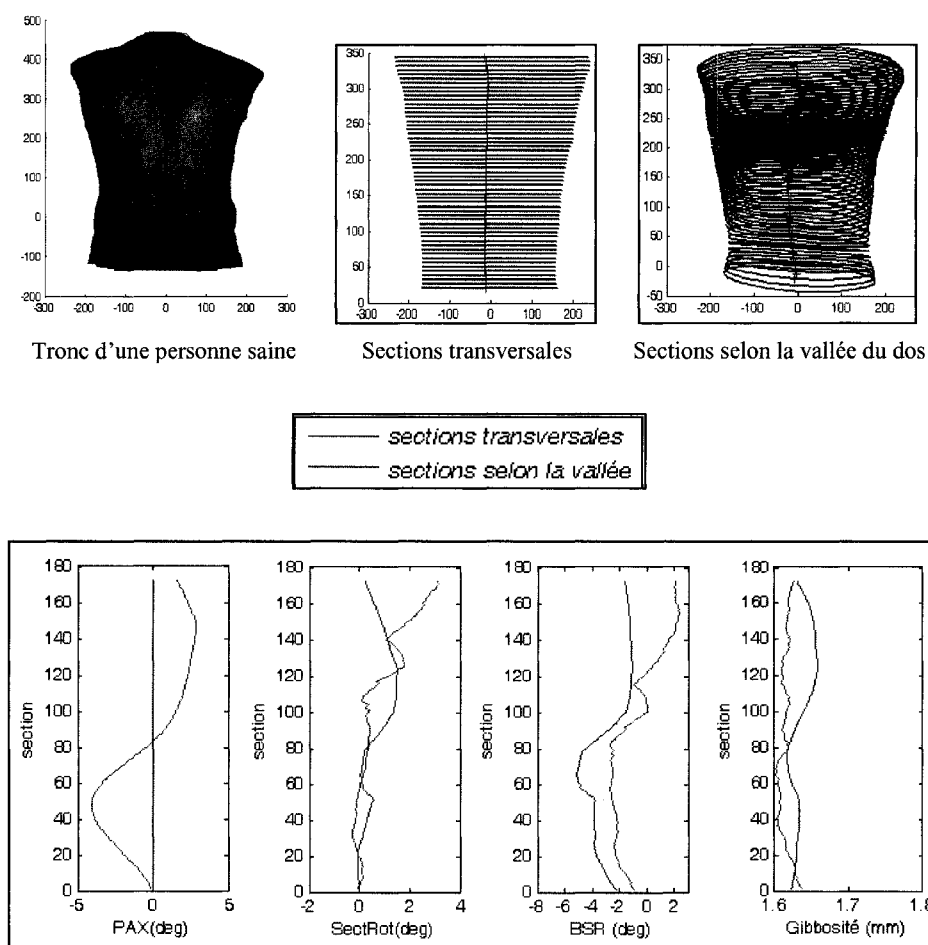


Figure 3-5: Indices cliniques sur une personne saine avec les deux types de sections

Avec les deux types de sections, les mesures obtenues pour les différents indices sont faibles. Une légère différence entre les deux méthodes d'extraction de sections est cependant détectée.

Les mesures de PAX calculées sur des sections transversales sont nulles, celles calculées sur des sections extraites à partir de la vallée du dos sont très faibles (ne dépassant pas 4 degrés en valeur absolue). Toutefois, les mesures obtenues sur un tronc

non scoliotique sont légèrement supérieures à celles obtenues sur le tronc du mannequin. Ceci s'explique par la forme de la vallée qui présente de faibles courbures naturelles.

Concernant les mesures de 'rotation de section', de 'rotation de la surface de dos' ainsi que de 'gibbosité', les sections extraites à partir de la vallée du dos fournissent des mesures plus faibles que celles obtenues avec les sections transversales.

En résumé, les mesures obtenues sur le tronc d'un mannequin ainsi que celles obtenues sur le tronc d'un sujet sain sont faibles. S'agissant de troncs non scoliotiques, on s'attend à des valeurs nulles, plusieurs facteurs pourront expliquer ces résultats : d'abord des défauts de fabrication du mannequin peuvent engendrer de faibles bosses sur certaines régions. Ensuite sur le sujet sain on retrouve quand même les courbures naturelles d'une personne non scoliotique. Enfin le sujet sain sur lequel les mesures ont été effectuées est quand même un peu gras, ce qui rend la palpation des repères anatomiques ainsi que la détermination des bosses sur la section très difficile.

3.2 Évaluation des asymétries externes et des corrections postopératoires obtenues avec les deux types de sections extraites sur des tronc scoliotiques

Dans un premier temps, nous avons calculé les différents indices cliniques décrits dans la méthodologie sur la surface du tronc en posture debout avant et après chirurgie. Nous avons utilisés pour cela les deux types de sections à savoir les sections transversales et les sections extraites à partir de la vallée du dos.

Dans un deuxième temps, afin d'évaluer les corrections chirurgicales obtenues à partir des sections basées sur la vallée du dos, nous les avons comparé avec les déformations calculées sur les sections transversales. Une comparaison entre les corrections obtenues avec les sections transversales et celles obtenues avec les sections extraites à partir de la vallée du dos a été également effectuée.

Afin de comprendre et d'interpréter les déformations obtenues par les sections extraites à partir de la vallée du dos, nous avons présenté les calculs effectués sur deux sujets. Il s'agit des mêmes sujets présentés dans les figures 3-1 et 3-2 de la section 3.1. Ainsi, pour chaque indice décrit dans la méthodologie, et sur chacun des deux sujets, nous avons tracé les courbes des variations des mesures de cet indice sur les sections extraites sur le tronc en posture préopératoire et postopératoire. Ces courbes sont présentées dans la figure 3-6 pour le sujet 1 et dans la figure 3-7 pour le sujet 2.

Pour analyser ces courbes, nous avons procédé par une analyse de l'évaluation de chaque indice à part pour les deux sujets.

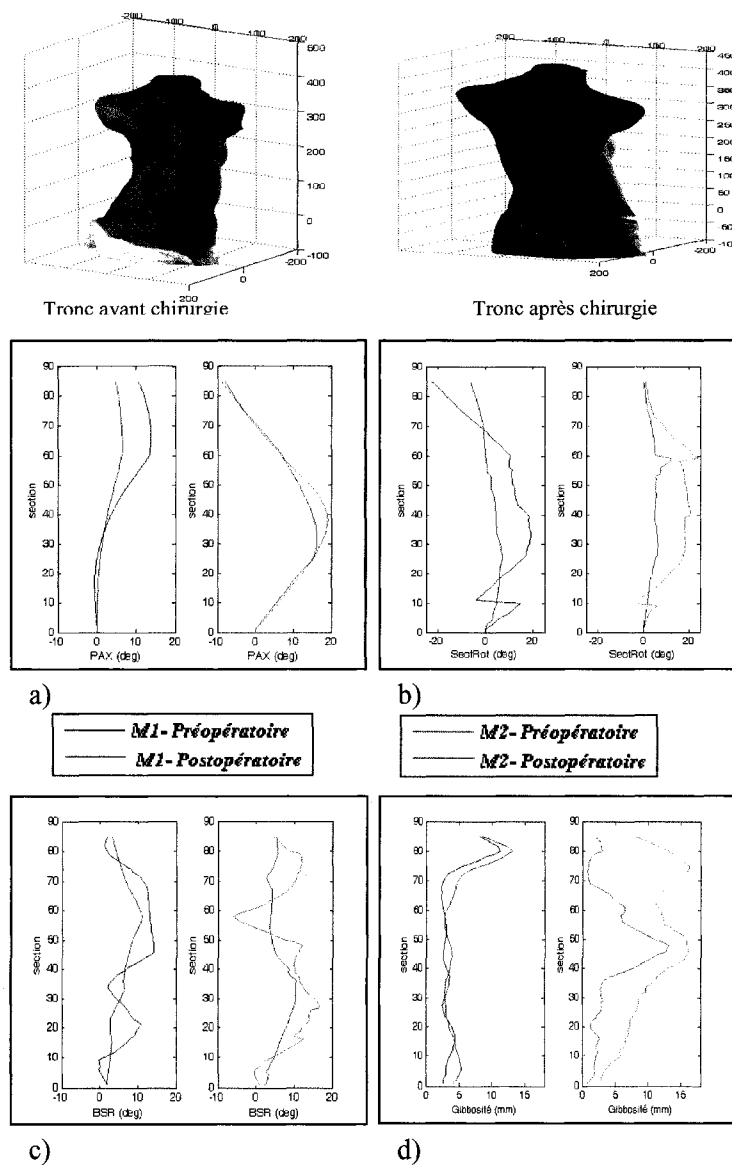


Figure 3-6: Indices cliniques pour le sujet 1 : a) PAX, b) Rotation des sections (SectRot), c) Rotation de la surface du dos(BSR), d) Gibbosité. M1 : sections Transversales, M2 : sections selon la vallée du dos

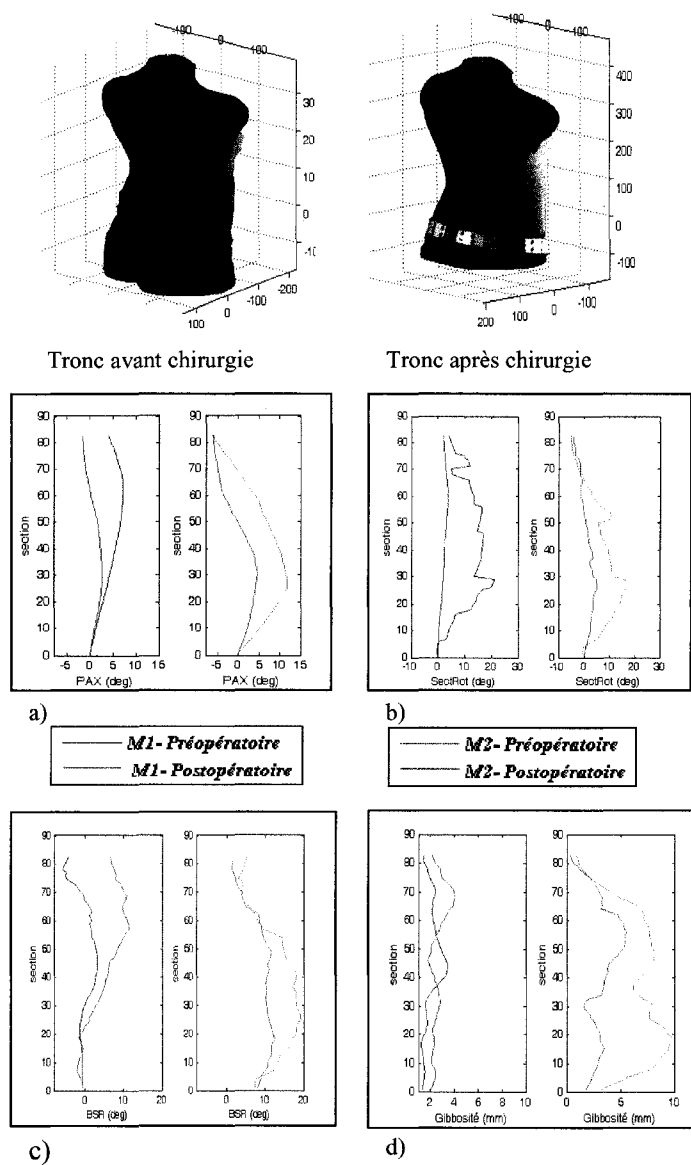


Figure 3-7 : Indices cliniques pour le sujet 2 : a) PAX, b) Rotation des sections (SectRot), c) Rotation de la surface du dos(BSR), d) Gibbosité. M1 : Sections Transversales, M2 : sections selon la vallée du dos

3.2.1 Mesures de 'l'orientation de l'axe majeur' (PAX)

Dans le cas du premier exemple, suite à l'analyse de la courbe a) de la figure 3-6, nous avons pu relever les constatations suivantes :

D'abord nous constatons que les mesures de cet indice obtenues sur des sections extraites à partir de la vallée du dos sont nettement supérieures à celles obtenues sur les sections transversales. Ceci est bien justifiable en se référant à l'empilement des sections extraites à partir de la vallée du dos et à la géométrie externe du tronc dans les deux postures montrées dans la figure 3-1. En effet, les sections extraites à partir de la vallée du dos et comme déjà montré dans la figure 3-1, présentent une grande inclinaison par rapport au plan horizontal et par conséquent par rapport à l'axe de référence du patient.

Ensuite, nous notons que les valeurs des indices de PAX calculés sur des sections transversales et des sections obtenues avec la nouvelle approche diminuent après chirurgie. Ceci correspond à ce qu'on observe sur la géométrie externe du tronc ainsi que sur l'empilement des sections dans la figure 3-1: en comparaison avec les sections obtenues sur le tronc avant chirurgie, les sections obtenues sur le tronc suite à la chirurgie, ont leurs plans de directions qui présentent moins d'inclinaisons par rapport au plan horizontal.

Quelques constatations relevées pour le premier sujet restent valables pour le deuxième sujet: d'abord les mesures de cet indice obtenues sur des sections transversales qui sont inférieures à celles obtenues sur des sections extraites selon la vallée et ensuite la diminution de ces mesures suite à la chirurgie pour les deux types de sections. Cependant, nous remarquons dans le cas de ce patient, une plus importante diminution des valeurs de cet indice calculées sur des sections extraites à partir de la vallée du dos.

3.2.2 Mesures de ‘la rotation de la section’

En analysant les courbes relatives au premier patient, nous constatons d’abord que les mesures de cet indice calculées sur des sections extraites à partir de la vallée du dos, sont légèrement supérieures à celles calculées sur des sections transversales. Ensuite, nous notons que la correction postopératoire obtenue avec les sections extraites à partir de la vallée du dos est plus importante que celle obtenue avec les sections transversales. Finalement, il est important de mentionner que la correction obtenue avec les sections transversales est identique pour tous les niveaux du tronc. Ceci est contradictoire avec ce qu’on observe sur la géométrie externe du tronc après chirurgie qui montre que les asymétries externes du tronc sont plus faibles dans la partie lombaire que dans la partie thoracique.

Dans le cas du deuxième patient, pour les deux méthodes d’extraction de sections, les courbes obtenues sur les mesures de cet indice sont semblables à celles obtenues pour le premier patient. Les mesures postopératoires de cet indice calculées sur des sections transversales, sont quasi nulles pour pratiquement la majorité des sections. Toutefois, en se référant à la géométrie externe du tronc après chirurgie, nous constatons qu’elle présente, de faibles déformations et inclinaisons par rapport à la région située au niveau du bassin (voir figure 3-2)

3.2.3 Mesures de ‘Rotation de surface du dos’ (BSR)

Dans le cas du premier patient, les deux types de sections donnent des mesures de BSR très différentes. Dans la région lombaire du dos, on obtient des angles préopératoires proches de 20 degrés pour les sections extraites à partir de la vallée du dos, tandis que pour les sections transversales, ces angles atteignent leur maximum au voisinage de 10 degrés.

Nous constatons également que les deux types de sections fournissent une bonne correction postopératoire à partir de la dixième section.

Les résultats montrés sur les courbes du deuxième patient sont plus discutables. En effet, les mesures de BSR calculées sur des sections transversales montrent une augmentation des mesures postopératoires par rapport aux mesures préopératoires. Quant aux sections extraites à partir de la vallée du dos, les corrections postopératoires sont bien apparentes et plus spécialement dans la région lombaire du dos.

3.2.4 Mesures des gibbosités sur le tronc

Les mesures de gibbosités calculées sur des sections transversales extraites sur le tronc du premier patient, sont quasiment constantes sur les soixante-dix premières sections. Des mesures plus importantes sont détectées dans la partie supérieure du dos. En plus, les mesures des corrections postopératoires calculées avec ces sections transversales sont presque nulles ou légèrement négatives sur certaines sections. Toutefois, en observant la géométrie externe du tronc avant et après chirurgie, on aperçoit d'une part de fortes gibbosités à droite sur la posture préopératoires et d'autre part une diminution de ces gibbosités sur la posture postopératoire du tronc. Par conséquent, les sections transversales extraites sur le tronc de ce patient n'expriment pas réellement les mesures de gibbosités ainsi que les mesures des corrections postopératoires de la gibbosité.

Cependant, en utilisant des sections calculées avec la vallée du dos, on observe d'abord une variation importante dans les mesures des gibbosités sur les différents niveaux du tronc, ensuite une correction postopératoire considérable sur les différentes hauteurs du tronc.

L'exemple du sujet numéro 2 vient confirmer les constations extraites pour le sujet 1. Ainsi, les mesures des corrections postopératoires sont mieux exprimées par les sections calculées à partir de la vallée du dos que par les sections transversales, et la variation des mesures des gibbosités sur les différentes hauteurs du tronc est mieux illustrée par les sections de la vallée.

Suite à l'analyse de ces différentes courbes, nous avons ressorti certaines conclusions. D'abord nous remarquons que les sections extraites à partir de la vallée du dos évaluent mieux les corrections postopératoires. Ensuite, elles permettent de mieux percevoir les variations des déformations sur les différents niveaux du tronc. Finalement, nous concluons que les sections extraites à partir de la vallée du dos permettent de mieux exprimer les corrections postopératoires de l'indice de gibbosité.

3.3 Évaluation des tests de flexion latérale

La troisième étape de la méthodologie consiste à analyser les déformations externes du tronc dans les postures debout avant et après chirurgie ainsi que dans les postures d'inflexion latérale gauche et droite. Cette analyse permettra d'évaluer la corrélation entre les changements obtenus suite à des inflexions latérales et la correction des courbures scoliotiques après chirurgie.

À partir des résultats relevés dans les sections 3.1 et 3.2, il a été possible de ressortir certains avantages de l'utilisation des sections extraites à partir de la vallée du dos dans l'analyse des déformations externes de la surface du tronc. C'est pourquoi, il est pertinent d'utiliser ce type de sections pour analyser les déformations du tronc en posture debout avant et après chirurgie ainsi qu'en posture de flexion latérale gauche et droite.

Dans un premier temps, nous avons présenté deux cas de patients choisis parmi la cohorte disponible pour ce projet. Afin de comprendre et d'interpréter les changements des déformations obtenues pour chaque posture, nous avons tracé les courbes des variations des mesures de chaque indice calculées sur des sections extraites sur le tronc en posture debout avant et après chirurgie et en posture de flexion latérale gauche et droite.

Dans un deuxième temps, une étude statistique de certaines corrélations a été effectuée. Nous notons, qu'il s'agit plutôt d'une étude préliminaire et d'une évaluation

de certaines tendances étant donnée qu'on ne dispose que de 19 sujets dont 5 ont une scoliose thoracique et 14 présentent une scoliose thoraco- lombaire.

3.3.1 Étude sur deux exemples

Les informations concernant les angles de Cobb relatives aux deux exemples présentés sont résumées dans le tableau 3-2. Ces mesures ont été prises des dossiers médicaux de l'Hôpital Sainte Justine de Montréal.

Tableau 3-2: Mesures des angles de Cobb des sujets 3 et 4

Sujet	Thoracique				Lombaire			
	avant	Après	Flexion droite	Flexion gauche	avant	Après	Flexion droite	Flexion gauche
3	50°	-	23 °	53 °				
4	61 °	25 °	38 °	67 °	55 °	12 °	59 °	37 °

Pour chaque patient, nous avons construit les modèles tridimensionnels debout pré- et post-opération ainsi qu'en flexion latérale gauche et droite. Nous avons ensuite, pour chaque posture, extrait des sections à partir de la vallée du dos. Les indices cliniques décrits dans la méthodologie ont été finalement calculés sur les différentes sections obtenues. Afin de visualiser l'effet des tests de flexion latérale gauche et droite. Les mesures de chaque indice sur les quatre modèles ont été tracées sur un même graphique.

Les géométries externes ainsi que les mesures des indices pour les deux patients ont été présentées respectivement dans la figure 3-8 et la figure 3-9.

Nous avons procédé par analyse des variations des mesures de chaque indice calculées sur les quatre modèles afin d'étudier la relation éventuelle des tests de flexion latérale sur les corrections de l'asymétrie externe.

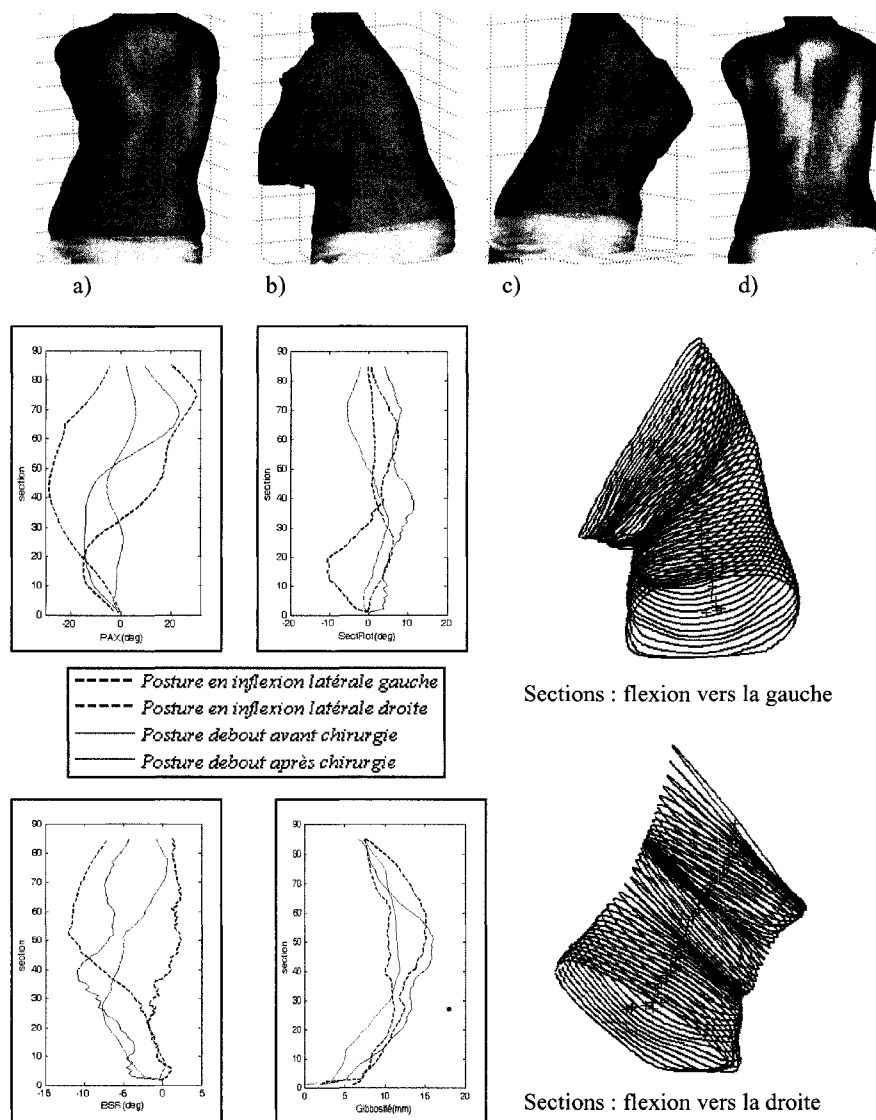
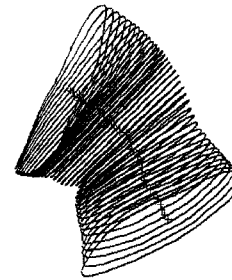
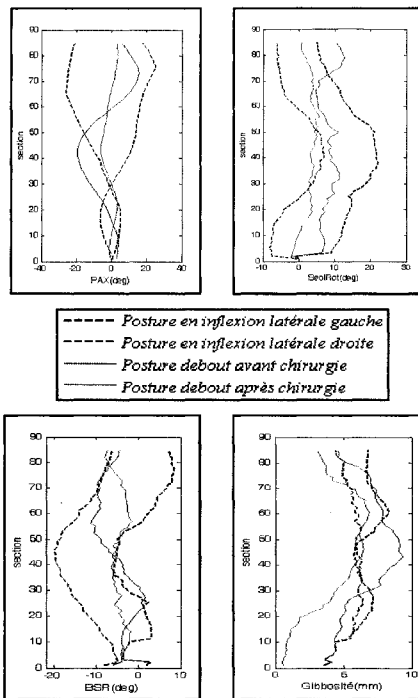
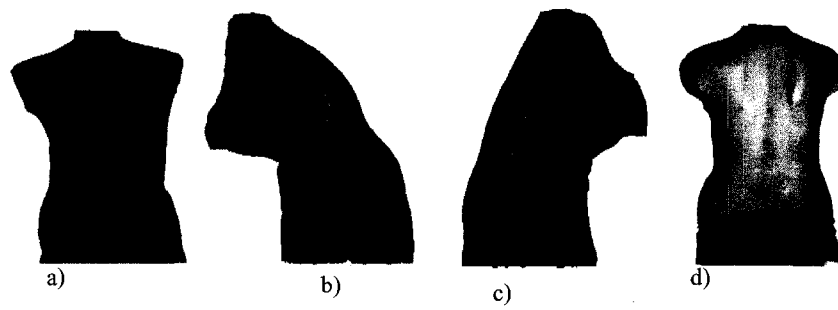
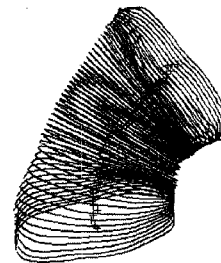


Figure 3-8: Mesures des déformations pour les quatre postures - Patient 3. Tronc en a) debout pré- opératoire, b) flexion vers la gauche, c) flexion vers la droite, d) debout post-opératoire



Sections : flexion vers la gauche



Sections : flexion vers la droite

Figure 3-9: Mesures des déformations sur les quatre postures - Patient 4. Tronc en a) debout pré-opératoire, b) flexion vers la gauche, c) flexion vers la droite, d) debout post-opératoire

3.3.1.1 Analyse des mesures de PAX

Dans le cas des deux patients, en comparant les mesures pré et post- opératoires, nous observons une diminution des mesures de cet angle suite à l'intervention chirurgicale. Cette diminution correspond à la diminution des angles d'inclinaisons des sections extraites sur le tronc par rapport à l'axe de référence du patient.

D'après les courbes de variation de PAX présentées dans les figures 3-8 et 3-9, nous constatons que lors des tests de flexion latérale, les mesures des angles de PAX augmentent considérablement si le patient se penche vers la gauche et diminue s'il se penche vers la droite. Ces changements des mesures se justifient également par les angles d'inclinaison entre les sections et l'axe de référence du patient.

Toutefois, en comparant les mesures de cet indice obtenues lors des tests de flexion latérale gauche et droite à celles obtenues suite à la chirurgie, nous arrivons à la constatation que les tests de flexion latérale n'illustrent pas les corrections postopératoires exprimées avec cet indice : après chirurgie, on assiste à une diminution des mesures de cet indice, tandis que lors des tests de flexion latérale une augmentation remarquable des valeurs absolues de ces mesures est détectée.

Même si elles n'expriment pas les corrections postopératoires, les mesures de cet indice peuvent être intéressantes et pourraient être utile pour interpréter comment les sections s'orientent et se déforment sur toutes les hauteurs du tronc lors des tests de flexion latérale. D'autres avantages de l'exploitation de cet indice seront présentés dans le chapitre discussions.

3.3.1.2 Analyse des valeurs de Rotation de section (SectRot) :

Dans le cas du premier patient, la chirurgie, ainsi que les tests de flexion latérale gauche et droite, permettent une diminution des valeurs de rotation des sections calculées sur la plupart des sections extraites sur le tronc. Cependant, de meilleures corrections sont obtenues avec le test d'inflexion latérale droite. Le test d'inflexion latérale gauche bien qu'il permette une diminution des mesures de la rotation des

sections, il présente dans certaines sections, des mesures supérieures à celles obtenues après chirurgie.

Cependant, dans le cas du deuxième patient, le test de flexion latérale vers la gauche fournit des valeurs de rotation de sections supérieures à celles obtenues sur les sections extraites sur la posture avant chirurgie. Contrairement, le test de flexion latérale vers la droite, permet de mieux illustrer les corrections postopératoires.

3.3.1.3 Analyse des mesures de BSR :

Les mesures de BSR calculées sur des sections extraites sur les quatre modèles du premier tronc montrent les constatations suivantes : d'abord, une diminution remarquable est détectée sur les mesures de cet indice, suite à l'intervention chirurgicale. Ensuite, une diminution des mesures de cet indice sont obtenues avec les tests de flexion latérale par rapport aux mesures pré- et post- opératoires.

Suite à ces constatations, il est ainsi intéressant de mentionner, dans le cas de ce patient, l'utilité des tests de flexion latérale gauche et droite pour avoir une idée sur une certaine correction postopératoire exprimée par cet indice.

Dans le cas du deuxième patient, les tests de flexion latérale montrent d'une part une augmentation des mesures de cet indice si le patient se penche vers la gauche jusqu'à son maximum et une remarquable diminution quand il se penche vers la droite. Il est peut être plus intéressant dans le cas de ce patient d'exploiter plutôt les mesures issues des tests de flexion latérale vers la droite.

3.3.1.4 Analyse des mesures de gibbosité

En analysant les courbes fournies dans le cas du premier patient, nous constatons que les mesures des gibbosités obtenues avec les tests de flexion latérale vers la droite sont proches de celles obtenues suite à la chirurgie. Cependant, avec les tests de flexion latérale gauche, nous assistons à une remarquable augmentation de ces mesures plus particulièrement sur les sections se situant dans la partie thoracique du dos.

Concernant le deuxième patient, bien que la gibbosité a diminué remarquablement suite à la chirurgie, les tests de flexion latérale vers la droite et surtout celui vers la gauche favorisent une augmentation de ces indices.

Les conclusions qui peuvent être extraites à partir de cette étude sur deux exemples de patients sont : d'abord, les changements des mesures de PAX lors des tests de flexion latérale ne permettent pas d'illustrer les corrections postopératoires. Ensuite, l'utilité du test de flexion latérale vers la droite, surtout pour le premier patient, dans l'estimation des corrections postopératoires de certaines asymétries externes évaluées par les mesures des indices de gibbosité et de rotations des sections.

Comme on peut le constater, les analyses des courbes précédentes prennent en considération plusieurs paramètres dont : le type de test (gauche ou droite), l'indice clinique en question, et finalement la nature des déformations présentes chez le patient. Ces analyses nous ramènent à réfléchir d'abord sur les relations entre les corrections postopératoires de l'asymétrie externe du tronc et les changements des déformations lors des tests de flexion latérale, ensuite sur le test (gauche ou droite) qui sera le plus convenable pour exprimer les changements des déformations, et finalement sur les indices les plus appropriés pour exprimer les changements des déformations.

En se référant aux mesures des angles de Cobb présentées dans le tableau 3-2, nous constatons que pour le premier sujet, présentant une scoliose thoracique, le test de flexion latérale vers la gauche augmente la mesure de l'angle de Cobb, tandis que celui vers la droite la diminue. Pour le deuxième sujet, ayant une courbure thoracique plus importante que la courbure lombaire, le test de flexion latérale vers la gauche augmente la mesure de l'angle de Cobb dans la région thoracique et la diminue dans la région lombaire. Quant au test de flexion latérale vers la droite, il diminue la mesure de l'angle de Cobb dans la région thoracique et l'augmente dans la région lombaire. Il est ainsi intéressant de mentionner que dans le cas de deux sujets présentés, le test de flexion latérale vers la droite fournit des mesures des angles de Cobb proches de celles obtenues après la chirurgie.

Une interprétation possible de ces mesures d'angles de Cobb pourrait être de considérer le test de flexion latérale vers la droite mieux approprié pour les courbures thoraciques tandis que le test de flexion latérale vers la gauche serait plutôt mieux approprié pour les courbures lombaires. Les résultats des différents indices présentés dans la section 3.3.1 viennent confirmer cette interprétation étant donné que dans la plupart des cas, nous assistons à des meilleures corrections avec les tests de flexion latérale vers la droite.

3.3.2 Étude statistique préliminaire

L'analyse précédente a été effectuée uniquement sur deux patients, il est ainsi très difficile d'extraire des conclusions sur l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc à partir des résultats obtenus sur deux patients. En vue de déterminer s'il existe une relation entre les mesures des changements des déformations obtenues lors des tests de flexion latérale et les mesures des corrections postopératoires, une étude sur les valeurs moyennes des mesures des différents indices décrits dans la méthodologie et calculés pour les différents sujets inclus dans la cohorte disponible pour ce projet a été effectuée.

Pour chaque indice, et sur chaque tronc dont on dispose de ses géométries externes en posture debout avant et après chirurgie et en posture de flexion latérale gauche et droite, on calcule les mesures suivantes :

- La valeur moyenne de toutes les mesures de cet indice calculées sur le tronc en chaque posture.
- La valeur de la correction postopératoire définie par la différence entre la valeur moyenne évaluée sur la posture après chirurgie et la valeur moyenne évaluée sur la posture debout avant chirurgie.
- La valeur de la 'correction' lors du test de flexion latérale vers la gauche : définie par la différence entre la valeur moyenne de cet indice évaluée sur la posture en

flexion latérale vers la gauche et celle évaluée sur la posture debout avant chirurgie.

–La valeur de la ‘correction’ lors du test de flexion latérale vers la droite : définie par la différence entre la valeur moyenne de cet indice évaluée sur la posture en flexion latérale vers la droite et la posture avant chirurgie.

La cohorte disponible pour ce projet est constituée de 19 sujets. On note que dans cette cohorte, nous ne disposons pas de sujets ayant une scoliose lombaire. Elle comporte uniquement 5 sujets présentant une scoliose thoracique et 14 sujets présentant une scoliose thoraco- lombaire.

Étant deux types de scoliose différents, nous avons évalué les corrélations pour chaque type de scoliose à part. Ainsi, les résultats de corrélation présentés dans ce qui suit seront calculés sur une première cohorte contenant les 5 sujets thoraciques et une deuxième cohorte contenant les 14 sujets ayant une scoliose thoraco- lombaire. Deux mesures de corrélation ont été évaluées pour chaque cohorte: la première corrélation est calculée entre la valeur de ‘correction’ obtenue lors du test de flexion latérale vers la droite et la valeur de correction postopératoire. La deuxième corrélation est calculée entre la valeur de ‘correction’ obtenue lors du test de flexion latérale vers la gauche et la valeur de la correction postopératoire.

Nous avons utilisé le coefficient de corrélation de Spearman étant donné que le nombre de sujets dans chaque cohorte est faible et que la distribution des différentes mesures pour lesquelles les corrélations seront calculées n’était pas toujours gaussienne, ce qui pourrait être expliqué par le faible nombre de sujets dans chaque cohorte. Les valeurs des corrélations calculées pour les deux cohortes sont présentées respectivement dans le tableau 3-3 et le tableau 3-4. Pour chaque valeur de corrélation, est présenté son p-value entre parenthèse.

Tableau 3-3: Valeurs des corrélations (et p-value) au sein de la première cohorte

	Test de flexion latérale gauche vs. Postopératoire	Test de flexion latérale droite vs. Postopératoire
PAX	0.3 (0.6833)	0.1(0.95)
SectRot	0.700(0.233)	0.700(0.233)
BSR	0.8 (0.1333)	0.8 (0.1333)
Gibbosité	0.1 (0.95)	0.6 (0.35)

Tableau 3-4: Valeurs des corrélations (et p-value) au sein de la deuxième cohorte

	Test de flexion latérale gauche Vs Postopératoire	Test de flexion latérale droite Vs Postopératoire
PAX	0.49 (0.077)	0.160(0.5838)
SectRot	0.682 (0.0017)	0.228(0.346)
BSR	0.687(0.0084)	0.670 (0.0108)
Gibbosité	0.718(0.005)	0.485(0.080)

On note que ces corrélations ont été calculées sur deux cohortes comportant un nombre limité de sujets (respectivement 5 et 14 sujets). Les tailles de ces deux cohortes sont très faibles pour pouvoir extraire des conclusions sur la fiabilité de ces valeurs. C'est pourquoi, il a été important de tracer les courbes de tendance pour chaque indice au sein de chaque cohorte.

Les courbes de tendances sont tracées sur les graphes de la figure 3-10. Dans chaque figure, nous avons présenté à gauche, les courbes de tendance pour les tests de flexion à gauche, et à droite les courbes de tendances pour les tests de flexion à droite. Dans chaque graphe de ces deux figures, est tracée en rose la courbe de tendance pour la première cohorte, et en bleu, la courbe de tendance de la deuxième cohorte.

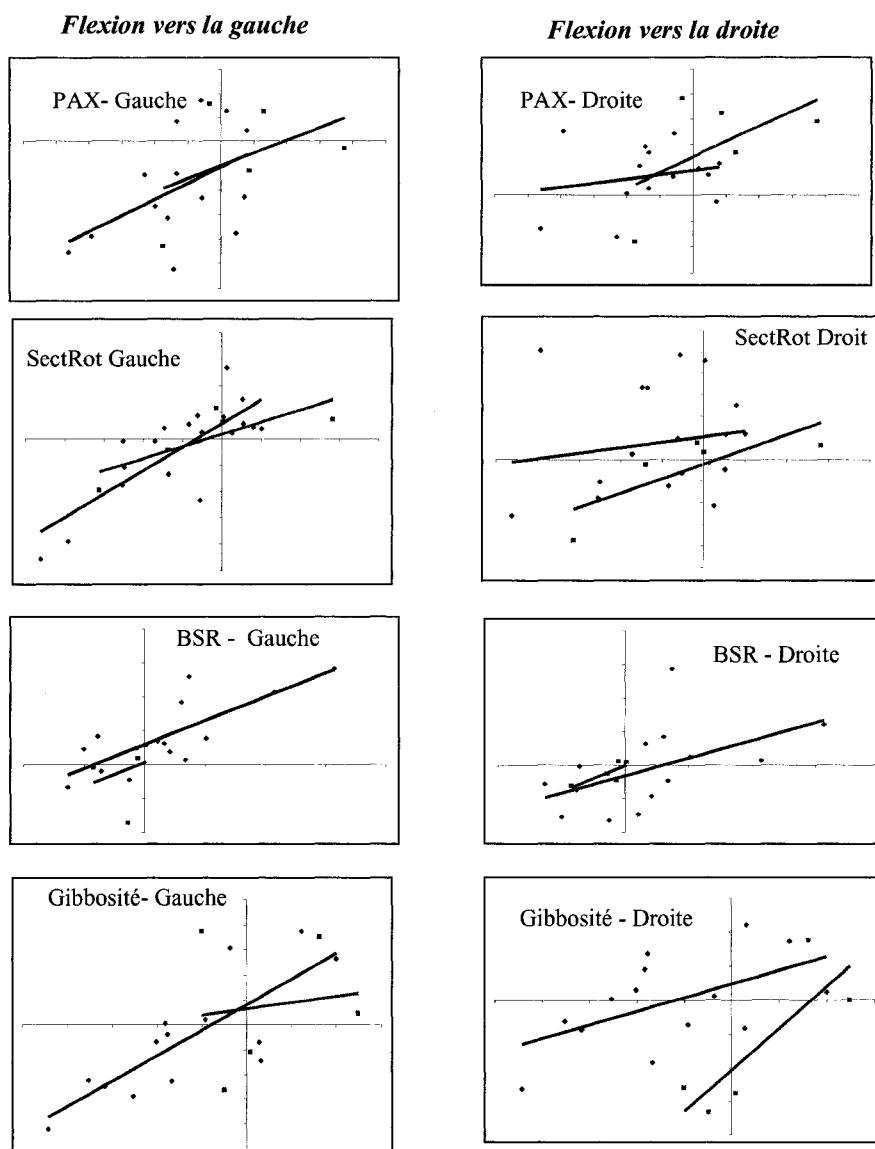


Figure 3-10: Courbes de tendance pour les indices de PAX, SectRot, BSR et Gibbosité. À gauche, les tests de flexion gauche et à droite, les tests de flexion droite. En rose, les courbes de tendance pour la cohorte 1, en bleu, les courbes de tendance pour la cohorte 2

Analyse sur la première cohorte

Les mesures de corrélation présentées dans le tableau 3-3, ont tous leurs p-values supérieurs à 0.05. Par conséquent, même si certains indices présentent des mesures de corrélations plus ou moins élevées, comme dans le cas des ‘rotation des sections’ (SectRot) et ‘rotation de la surface du dos’ (BSR), elles restent non significatives.

On note que pour ces deux indices (SectRot et BSR), les deux types de tests (gauche et droite) permettent des valeurs considérables de corrélations. Pour voir s’il y a différence entre les deux tests, nous avons observé les courbes de tendance de ces deux indices obtenues pour cette cohorte. Nous constatons que le nuage de points des mesures des corrections suite au test de flexion latérale droite pour l’indice de BSR, même s’il ne contient que cinq points, semble être proche de leur droite de tendance. Ceci, peut nous mener à supposer que le test de flexion latérale droite peut fournir de meilleures corrélations par rapport au test de flexion latérale gauche pour cet indice. En ce qui concerne l’indice de ‘rotation des sections’ (SectRot), les deux courbes de tendance, pour les deux tests, semblent présenter des résultats assez intéressants étant donné que le nuage de points de chaque courbe est quand même proche de la courbe et est étalée sur toute la longueur de cette courbe.

La valeur de corrélation obtenue avec l’indice de gibbosité est de l’ordre de 0.6 pour le test de flexion latérale droite et est très faible pour le test de flexion latéral gauche (de l’ordre de 0.1). Il est ainsi très difficile d’extraire des constatations concernant cet indice, bien qu’intuitivement, on s’attend à ce que cet indice exprime une bonne corrélation entre les corrections postopératoires et les changements des déformations lors des tests de flexion latérale.

Il est également important de mentionner que l’indice de PAX présente des mesures de corrélations faibles et non significatives. Ce manque de corrélation a été illustré dans la section 3.3.1.1 pour les deux sujets 3 et 4, avec lesquels nous assistons d’une part à une diminution des mesures de cet indice en post-opération, et d’autre part à

une remarquable augmentation des valeurs absolues des mesures de ces indices lors des tests de flexion latérale.

En résumé, il s'avère très important de considérer un plus grand nombre de sujets pour bien comprendre les mesures de ces indices et leurs impacts sur les tests de flexion latérale.

Analyse sur la deuxième cohorte

En se référant aux mesures présentées dans le tableau 3-4 et aux courbes de tendances tracées dans la figure 3-10, certaines constatations ont pu être relevées :

- Contrairement à ce qu'on a obtenu dans la première cohorte, nous constatons des mesures significatives de certaines corrélations dans le cas de la deuxième cohorte.
- L'indice de 'l'orientation de l'axe principale' (PAX) présente des valeurs de corrélations très faibles. Ceci a été également constaté au sein de la première cohorte et illustré par les exemples des deux sujets 3 et 4.
- Parmi les indices qui présentent de bonnes corrélations, se trouvent l'indice de rotation de section (SectRot), la rotation de la surface du dos (BSR), ainsi que l'indice de gibbosité.
- Les mesures de corrélation pour ces trois indices sont meilleures avec les tests de flexion latérale gauche.
- Pour chacun des indices, (SectRot, BSR, et Gibbosité), le nuage des points des mesures de corrections obtenues avec le test de flexion latérale gauche, semble être proche de la courbe de tendance. Ceci nous ramène à considérer que les mesures de ces corrélations sont significatives.

Sommes toutes, nous pouvons d'abord confirmer la supposition, faite dans l'étude des deux patients et au sein de la première cohorte, sur le manque de corrélation entre les corrections postopératoires et les changements des déformations lors des tests de flexion latérale pour l'indice de PAX. Ensuite, il nous semble que les indices de 'rotation de sections', de 'rotation de surface de dos' et de 'gibbosité' expriment une corrélation plus ou moins élevée. Une étude sur un plus grand nombre d'échantillon permettra certes de

confirmer l'utilité des mesures de ces indices dans l'estimation des corrections postopératoires.

CHAPITRE 4: DISCUSSIONS

Ce chapitre présente une discussion plus générale sur la méthodologie employée et les résultats obtenus. Il relève les avantages et les limites de cette méthodologie. Les points abordés sont le protocole d'acquisition des données pour les tests de flexion latérale, la nouvelle méthode d'extraction de sections proposée, la corrélation entre les mesures des corrections postopératoires des asymétries externes du tronc et les changements des mesures des déformations lors des tests de flexion latérale. Ce dernier point permettra de discuter sur l'effet du test de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc.

4.1 Protocole d'acquisition des données lors des tests de flexion latérale et reconstruction 3D du tronc en posture de flexion

Dans cette section, une attention particulière sera portée sur les limites et les difficultés liées au protocole d'acquisition des données et à la reconstruction 3D du tronc en posture de flexion latérale gauche et droite.

Acquisition des données 3D lors des tests de flexion latérale

Le test de flexion latérale est basé sur un mouvement volontaire du patient qui est peu reproductible. En effet, au cours des acquisitions effectuées lors des tests de flexion latérale, le clinicien demande au patient de se pencher vers la droite et puis vers la gauche jusqu'à fournir son maximum possible. Dans plusieurs exemples des acquisitions effectuées dans la clinique de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal, nous avons observé, une variabilité dans la manière avec laquelle le patient se penche vers la droite ou vers la gauche. Certains patients, semblent être debout, d'autres ont tendance de se pencher vers l'avant plutôt que vers les côtés. Plusieurs motifs peuvent expliquer

cette variabilité, on pourra penser soit au fait que le patient a perdu son équilibre lors du test, soit à sa volonté, soit à son état de santé, soit à son incompréhension des instructions. Il est aussi possible que ce soit lié aux déformations scoliotiques. Toutefois, ce qui est important de mentionner, c'est l'absence d'un protocole commun qui soit indépendant de la décision ou de la volonté du patient.

Parmi les tests de mobilité présents dans la littérature, un test avec point d'appui indépendant de la volonté du patient a été proposé. Il serait peut être intéressant de proposer un protocole mettant en place un système qui sera utilisé comme référence et support pour que le patient puisse se pencher vers la droite ou vers la gauche jusqu'au maximum possible tout en restant en équilibre. Par conséquent, nous éliminons tous les doutes qu'un patient ait bien fait ce test ou non.

Reconstruction tridimensionnelle du tronc

La reconstruction tridimensionnelle du tronc scoliotique en posture de flexion latérale présente quelques difficultés et problèmes. Plusieurs raisons peuvent justifier ces problèmes.

En flexion latérale vers la gauche ou vers la droite, le patient cache par son bras le côté gauche ou droit de son tronc. Ce problème est illustré dans la figure ci-dessous. Dans ce cas, il est difficile de créer le modèle 3D de la vue du côté en question. En effet, lors de la sélection de la zone d'intérêt sur l'image acquise pour cette vue, étape essentielle dans le processus de reconstruction du modèle 3D du tronc, en choisissant d'enlever complètement les bras jusqu'aux aisselles, une partie importante de cette vue sera enlevée ce qui résulte en un manque d'informations dans le modèle 3D du tronc. Dans certains cas nous avons assisté à la présence de trous dans les modèles 3D du tronc. La présence de trous implique un problème dans l'extraction des sections sur le tronc et par conséquent, dans le calcul des indices cliniques sur ces sections.

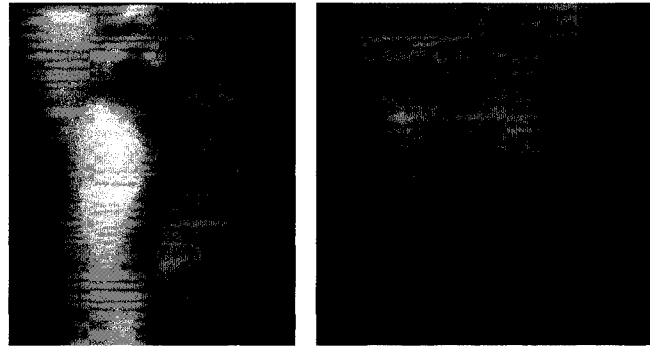


Figure 4-1: Illustration de problèmes de reconstruction du modèle 3D du tronc en posture de flexion latérale

Bien que l'acquisition soit relativement rapide et qu'il soit demandé au sujet de rester sans bouger, dans certains cas, des mouvements liés aux oscillations naturelles en position de flexion latérale ont été détectés lors de la troisième ou la quatrième séquence d'acquisition (troisième numériseur et ou quatrième numériseur). En effet, le sujet, présentant des problèmes de santé dans le dos pouvant être douloureuses parfois, ne peut pas rester longtemps en position de flexion latérale et manque parfois d'équilibre. Ainsi, l'acquisition étant séquentielle, le mouvement du patient peut causer des problèmes lors de la reconstruction du modèle 3D du tronc. Il serait souhaitable d'effectuer, par sécurité, au moins deux acquisitions par patient.

4.2 Extraction des sections selon la méthode proposée

On rappelle que la méthode proposée dans ce projet consiste à analyser la surface externe du tronc scoliotique à partir des sections extraites selon la vallée du dos. Bien que cette méthode ait montré des résultats préliminaires satisfaisants, elle n'est cependant pas sans inconvénients. L'inconvénient majeur réside dans la détermination de la vallée du dos. En effet, l'extraction de la vallée du dos repose d'abord sur une sélection manuelle de certains points sur la surface du dos via une interface graphique, et

ensuite sur des calculs des courbes géodésiques dont les extrémités sont les points sélectionnés auparavant.

4.2.1 Sélection des points sur la surface du dos

On rappelle que les points sélectionnés sur la surface du dos et qui seront utilisés comme extrémités des courbes géodésiques sont déterminés selon deux critères : deux points déterminés à partir de trois repères anatomiques (proéminence vertébrale et les deux épines iliaques antéropostérieures) et deux autres, sélectionnés selon le critère visuel de changement de courbure sur la vallée du dos. La sélection de ces différents points sur la surface du dos s'est montrée imprécise et est sujette à des erreurs. Ces erreurs sont surtout causées par les erreurs de localisation des repères anatomiques sur la surface du dos, ainsi que les erreurs causées par la sélection manuelle de ces points via l'interface graphique. On note que les erreurs de localisation des repères anatomiques dépendent de plusieurs facteurs tels que l'expérience de l'opérateur et le pourcentage de tissus adipeux par-dessus les os du patient rendant la palpation plus ou moins difficile.

4.2.2 Calcul des courbes géodésiques pour la vallée du dos

Trois courbes géodésiques ont été calculées sur la surface du dos. Chaque courbe est définie à partir des deux points déterminés sur la surface du dos. L'algorithme de calcul des courbes géodésiques présente certaines limites :

- Une courbe géodésique est déterminée à partir de ses deux extrémités choisies sur la surface du dos. Comme discuté dans le précédent paragraphe, la sélection de ces deux extrémités engendre des erreurs de calcul de coordonnées de ces points, qui eux-mêmes engendrent des erreurs dans le calcul des courbes géodésiques. On note que si on bouge un point, la courbe géodésique n'est plus la même. La reproductibilité est ainsi discutable.
- Pour un maillage triangulaire comportant entre 40 000 à 50 000 points, comme c'est le cas des maillages utilisés dans ce projet, le temps d'exécution de

l'algorithme de 'Fast Marching' utilisé pour calculer un chemin géodésique est de l'ordre de 8 minutes. Pour les fins de ce projet, nous calculons trois courbes géodésiques, ce qui implique environ 24 minutes pour obtenir la vallée du dos, temps qui devient quand même assez long pour accomplir juste une partie des objectifs du projet.

–La méthode de 'Fast Marching' traite séparément les cas des angles aigus et des angles obtus. Le traitement des angles obtus est plus complexe et augmente significativement le temps d'exécution de l'algorithme de calcul du chemin géodésique.

–Comme déjà mentionné dans la revue de littérature, la courbe géodésique obtenue par l'algorithme de Sethian et Kimmel n'est pas unique, et ne fournit pas forcément le plus court chemin entre deux points distincts de la surface d'intérêt, mais plutôt permet de minimiser la distance entre les différents points formant ce chemin. Bien que la recherche du plus court chemin ne soit pas un point primordial dans le calcul de la courbe géodésique pour la détermination de la vallée du dos, l'unicité de ce chemin pose un problème. En effet, le manque de reproductibilité dans la détermination de la vallée du dos implique un manque de reproductibilité dans l'extraction des sections sur le tronc et par la suite un manque de reproductibilité dans les mesures des indices cliniques calculés sur les sections extraites à partir de la vallée du dos.

Suite aux différents inconvénients présentés ci-dessus, il serait plus intéressant de s'orienter vers une autre technique permettant de détecter automatiquement la vallée du dos.

On note qu'on était conscient de ces différents inconvénients, les raisons pour lesquelles, on a quand même utilisé cet algorithme sont les suivantes :

- L'utilisation de l'algorithme de 'Fast Marching' a été dans le but de récupérer des points appartenant à la vallée du dos et qui soient en même temps des points du maillage. En effet, si on suppose qu'on utilisera juste une spline cubique qui

interpolera certains points se situant sur la ligne des apophyses, deux importants problèmes peuvent ressortir : d'abord cette spline ne passera pas forcément par des points du maillage, ensuite, elle est basée sur la sélection manuelle de certains repères anatomiques sur la surface du dos, ce qui est sujet à des erreurs comme expliqué auparavant.

- Un autre projet de maitrise dont l'objectif est la détection automatique de la vallée du dos s'est déroulé en même temps que ce présent projet. Nous avons choisi la méthode des courbes géodésiques pour déterminer la vallée du dos tout en tenant en considération que le module de la détection automatique de la vallée du dos sera plus tard intégré avec les autres modules développés dans ce projet (extraction des sections et calcul des indices cliniques).

4.3 Analyse des asymétries externes du tronc

Dans cette étude, nous avons implémenté les indices suivants : rotation de la surface du dos (BSR), Rotation des sections (SectRot), Orientation de l'axe principale (PAX) et Gibbosité. Chaque indice est évalué localement sur chaque section extraite sur la surface du tronc.

L'orientation de l'axe principale (PAX) mesure l'angle entre l'axe majeur de chaque section et l'axe de référence du patient. Cet indice permet d'évaluer l'inclinaison de chaque section par rapport à un plan fixe passant par l'axe de référence du patient. L'axe majeur de chaque section est déterminé en appliquant une analyse par composantes principales sur cette section. Les résultats de cet indice obtenus sur un mannequin, un sujet sain et sur quatre exemples de sujets scoliotiques sont satisfaisants. En effet, on assiste à :

- ✓ Des valeurs nulles lorsqu'on le calcule sur des sections transversales du mannequin.

- ✓ Une remarquable augmentation de ses mesures lorsqu'on le calcule sur des sections extraites sur la surface du tronc en flexion latérale.
- ✓ Une diminution des mesures de cet indice suite à l'intervention chirurgicale.

L'indice de rotation des sections permet d'évaluer comment évolue la droite passant par les deux bosses du dos sur différents niveaux du tronc par rapport à une ligne fixe, qui est la ligne passant par les deux bosses de la première section. La mesure de cet indice se base donc sur le calcul des bosses des sections. L'algorithme permettant la recherche des bosses sur une section consiste à : d'abord trouver les points qui forment respectivement la partie droite et la partie gauche du dos, approximer ensuite chaque partie par une spline cubique. Suite à une dérivation de chaque spline, on trouve finalement les points maximums qui correspondront aux deux bosses de la section. Certains résultats des valeurs des bosses ne sont pas satisfaisants. Ceci est dû essentiellement à la manière avec laquelle les deux parties sont définies. En effet, dans certaines sections, il peut arriver que les deux bosses se situent dans une même partie.

L'indice de rotation de la surface du dos, angle entre la ligne de la double tangente de chaque section et son axe majeur, ainsi que l'indice de gibbosité définie par la mesure de la différence des hauteurs des deux bosses de la section, permettent d'évaluer la gibbosité du dos localement sur chaque niveau du tronc. Comme déjà décrit dans la méthodologie, il peut exister une relation de 'proportionnalité' entre les mesures de ces deux indices. Cette relation implique que si la mesure de la gibbosité augmente, la mesure de l'angle de BSR augmente également. Toutefois, dans certains cas, nous avons obtenu des mesures de gibbosités qui diminuaient en post-opération, tandis que les mesures de BSR restent pareilles ou augmentent suite à la chirurgie. Ceci s'explique par la diminution de la distance entre les deux projetés des deux bosses sur l'axe majeur de la section. Cette diminution peut s'expliquer par la diminution de la largeur du tronc après chirurgie qui peut être causée soit par le changement de la distance du patient par

rapport aux caméras lors de l'acquisition après chirurgie ou aussi par l'amincissement de la taille du patient.

4.4 Effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc

L'évaluation de l'effet des tests de flexion latérale s'est effectuée pour un nombre très limité de patients, via seulement quatre indices calculés sur des sections extraites sur le tronc en pré-opération, post-opération et en flexion latérale gauche et droite. Les valeurs de corrélations obtenues pour la première cohorte (5 sujets ayant une scoliose thoracique) ne sont pas significatives (leurs p-values sont supérieures à 0.05). Pour la deuxième cohorte (14 sujets ayant une scoliose thoraco- lombaire), même si les valeurs de corrélations de certaines mesures d'indice semblent être significatives, étant donné que le nombre de sujets est insuffisant, il est difficile de ressortir des tendances représentant les relations entre les changements des déformations scoliotiques lors des tests de flexion latérale et les corrections des asymétries en post-opération. Cependant, certaines constatations ont pu être relevées.

Les mesures de corrélations pour l'indice de l'orientation de l'axe principal (PAX) sont très faibles. Ceci nous ramène à conclure sur l'absence d'un lien fonctionnel entre les changements de mesures de cet indice lors des tests de flexion latérale et leurs variations en post-opération. Toutefois, certains avantages peuvent ressortir de l'utilisation de cet indice dans la caractérisation des asymétries externes du tronc ainsi que des changements des déformations lors des tests de flexion latérale :

- D'abord, cet indice pourrait être bien utile pour suivre les déviations des différentes sections par rapport à un plan fixe passant par l'axe de référence du patient.

–Ensuite, l'utilisation des mesures de cet indice, pourrait s'avérer très intéressante lors des tests de flexion latérale. En effet, plus les mesures de cet angle sont grandes plus le patient est en mesure de se pencher aisément vers un des côtés. Ainsi, pour un même sujet, en comparant les mesures de cet angle obtenues avec le test de flexion gauche et celles obtenues avec le test de flexion droite, il est possible de déterminer de quel côté le patient est plus flexible.

Le principe de l'indice de Rotation de section est semblable à celui de l'indice de l'orientation de l'axe principale, étant donné qu'on évalue des mesures par rapport à une autre mesure fixe. Cet indice a montré des valeurs de corrélations plus ou moins élevées au sein des deux cohortes. Dans la première cohorte, les mesures de corrélations sont non significatives, ceci peut s'expliquer par le manque de données. Au sein de la deuxième cohorte, il est très possible d'obtenir une meilleure corrélation si on augmente le nombre de sujets, vu qu'avec seulement 14 patients, la valeur de corrélation peut être acceptable.

L'utilisation de l'indice de rotation des sections peut être très avantageuse dans la caractérisation de certaines déformations lors des tests de flexion latérale. En effet, cet indice peut être vu comme le changement de direction et d'angle d'inclinaison de la ligne passant par deux bosses sur différentes hauteurs de la surface du tronc. Une diminution des mesures de cet indice lors du test de flexion gauche pourrait être interprétable par une diminution de la convexité de la surface du dos sur certains niveaux.

Habituellement, lors du test clinique, la gibbosité est évaluée quand le patient est en inflexion antérieure, c'est-à-dire qu'il est penché en avant les bras pendants et les mains jointes. Quand le patient est penché vers la droite ou vers la gauche, il arrive dans certains cas, qu'une surface du dos devienne plus convexe et que la bosse devienne plus proéminente. Ceci est illustré dans le cas du sujet 4 (voir figure 3-8). En effet, dans la posture en flexion vers la gauche, nous constatons que la gibbosité devient plus marquée dans la région thoracique du côté droit de la surface du dos. Dans la posture en flexion

vers la droite, nous constatons également que la gibbosité s'accroît dans la région thoraco- lombaire. Ces changements apparents sur la géométrie externe du tronc en flexion latérale gauche et droite sont aussi illustrés par les mesures des indices de la rotation de la surface du dos et des gibbosités. Pour chacun de ces indices, la valeur de corrélation est quand même élevée. Même si au sein de la première cohorte, ces corrélations sont non significatives, il est probable d'obtenir une bonne corrélation si on augmente le nombre de sujets.

CHAPITRE 5: CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif principal de ce projet, consiste à développer une nouvelle méthode d'analyse de la géométrie externe du tronc de patients scoliotiques en flexion latérale. Cette méthode, utilisant une approche non invasive permet d'une part la caractérisation des asymétries externes du tronc et d'autre part la quantification des changements des déformations lors de tests de flexion latérale.

Dans un premier temps, une nouvelle méthode d'extraction des sections sur la surface externe du tronc a été développée. L'algorithme implémenté pour cette fin consiste d'abord à déterminer la vallée du dos en procédant par une détection semi-automatique de l'ensemble des points composant cette vallée, et ensuite à calculer les positions des points 3D formant les sections extraites à partir de la courbure de la vallée. Afin d'évaluer ces sections et discuter sur leurs avantages, il a été question : d'analyser les asymétries externes calculées sur des sections transversales et les comparer à celles obtenues à partir de sections extraites à partir de la courbure de la vallée du dos. Suite à cette première comparaison, une deuxième comparaison entre les corrections postopératoires évaluées par les deux types de section a été effectuée. Ainsi, il a été possible de ressortir quelques caractéristiques des sections extraites à partir de la vallée du dos, et de certains avantages de leur utilisation. Les asymétries externes ont été évaluées par des mesures d'indices cliniques. Les indices implantés s'inspirent d'indices décrits dans les travaux de Jaremko (2002), tels que l'indice de l'orientation de l'axe principal, la rotation de section, la rotation de la surface du dos et la gibbosité.

Les premiers résultats sont des mesures de ces différents indices calculés sur les deux types de sections extraites sur le tronc d'un mannequin. Ces résultats, montrant des mesures très faibles des différents indices calculés, permettent ainsi de valider la nouvelle méthode proposée pour l'extraction des sections.

Ces mêmes indices ont été calculés sur les deux types de sections extraites sur une cohorte de patients scoliotiques. Une analyse des corrections postopératoires obtenues avec les deux types de section a montré la pertinence des sections extraites à partir de la vallée du dos dans la caractérisation des asymétries scoliotiques externes et l'évaluation des corrections postopératoires. Ceci justifie donc l'utilisation de ce type de sections pour la caractérisation des déformations externes sur le tronc en flexion latérale.

L'évaluation de l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc s'est effectuée suite à une comparaison entre les changements des déformations externes du tronc lors des tests de flexion latérale et les corrections postopératoires des asymétries externes du tronc. Ces déformations et asymétries ont été évaluées par des mesures de certains indices. Dans un premier temps, il a été question d'analyser ces mesures des déformations sur deux exemples de tronc en flexion latérale et dans un second temps d'effectuer une étude préliminaire permettant de trouver la corrélation entre les mesures des corrections postopératoires des asymétries et les changements des déformations lors des tests de flexion latérale. Cette étude préliminaire s'est effectuée sur une cohorte contenant 19 sujets, dont cinq présentent une scoliose thoracique et 14 présentent une scoliose thoraco- lombaire. Les corrélations ont été évaluées pour chaque indice, au sein de chaque groupe de patients. Bien que le nombre de sujets soit limité et qu'il soit difficile d'extraire des conclusions à partir de ces mesures, trois importantes constatations ont pu être relevées : d'abord, parmi les indices implantés, les mesures des gibbosités, des rotations des sections et des rotations de la surface du dos semblent illustrer une bonne corrélation entre les changements des déformations lors de tests de flexion latérale et les corrections postopératoires de l'asymétrie externe. Ensuite, l'indice de l'orientation de l'axe principale (PAX) et la rotation des sections sont très utiles pour décrire les déformations sur le tronc en flexion latérale. Finalement, le test de flexion latérale vers la droite semble donner de meilleures corrélations par rapport à celui vers la gauche pour l'ensemble des patients présentant une scoliose thoracique.

En résumé, la contribution de ce projet réside dans le développement d'une nouvelle méthode non invasive qui consiste à quantifier les déformations scoliotiques sur des sections extraites à partir de la vallée du dos. Avec cette méthode, il a été possible d'élaborer une étude préliminaire permettant d'évaluer la corrélation entre les changements des déformations scoliotiques externes obtenues lors de tests de flexion latérale et les corrections postopératoires des asymétries externes du tronc. Jusqu'à présent, aucune étude sur l'évaluation de la mobilité du tronc et des courbures scoliotiques à partir de la géométrie externe du tronc n'a été élaborée. Traditionnellement, on évaluait la mobilité de la colonne vertébrale sur des radiographies prises sur des patients en position de flexion latérale. Cette présente étude, permettra donc à long terme de développer un outil non invasif d'évaluation de la mobilité du tronc scoliotique basée sur l'analyse des asymétries de la géométrie externe du tronc.

Toutefois, bien que certains résultats semblent être prometteurs, le nombre de sujets disponibles ne permet pas de conclure sur l'étude de corrélation entre les changements de déformations en flexion latérale et les corrections chirurgicales. Ainsi, afin d'améliorer l'ensemble des résultats issus de cette étude, certaines recommandations et par conséquent d'autres avenues de recherche peuvent être formulées.

Quant au protocole clinique d'acquisition des données lors des tests de flexion latérale, quelques recommandations peuvent être formulées. Dans un premier temps, il serait avantageux de mettre en place un système pouvant servir comme support pour le patient pour garder son équilibre lors des acquisitions. Ce système permettra également de standardiser le test de flexion latérale et le rendre indépendant de tous les facteurs extérieurs. Dans un deuxième temps, il est conseillé d'effectuer au moins deux acquisitions par patient étant donné qu'il peut arriver que le patient perde son équilibre lors de l'acquisition ce qui peut l'empêcher d'atteindre une flexion maximale. Parmi ces deux tests, celui qui offre une flexion maximale sera retenu.

Quant à la méthode d'extraction des sections selon la vallée du dos, il sera très intéressant de s'orienter vers une détection automatique de la vallée du dos afin d'assurer une meilleure reproductibilité de la méthode proposée.

Pour ce qui concerne l'analyse des asymétries externes du tronc en flexion latérale, les suggestions suivantes pourraient faire l'objet de recherches futures :

- ✓ Il faudrait considérer un échantillon assez grand pour chaque type de courbure afin d'évaluer la relation entre les changements des déformations lors des tests de flexion latérale et les corrections postopératoires des asymétries externes du tronc.
- ✓ Il serait intéressant de développer d'autres indices cliniques qui expriment mieux les changements des déformations lors des tests de flexion latérale. Ceci permettrait de mieux évaluer l'effet des tests de flexion latérale sur la géométrie externe du tronc.
- ✓ Une étude de la variabilité des indices intra-tests devrait être menée en effectuant deux à trois acquisitions de patients par test. Cette étude permettrait d'évaluer la sensibilité des indices par rapport aux reconstructions et au repositionnement du sujet.

RÉFÉRENCES

ANDRE, B., DANSEREAU, J., LABELLE, H. (1994). "Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine." J.Biomechanics **27**: 1023-1035.

ARCHAMBAULT, M. (2005). Modélisation paramétrique de la géométrie externe du tronc pour une analyse automatique des déformations scoliotiques, École Polytechnique, Montréal (Canada).

ARONSSON, D. D., STOKES, I.A., RONCHETTI, P.J., RICHARDS, B.S. (1996). "Surgical correction of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis: prediction by lateral bending films." J Spinal Disord **9**: 214-9.

AUBERT, G., BLANC-FERAUD, L. (1999). "Some remarks on the equivalence between 2D and 3D classical snakes and geodesic active contours." International Journal of Computer Vision **34**(1): 19-28.

AUBIN, C.-E., DANSEREAU, J., DEGUISE, J.A. (1997). "Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis." Spine **22**: 629-635.

BATOCHE, M. et BENLARM R. (1994). A computer vision system for diagnosing scoliosis, San Antonio, TX, USA, IEEE.

BEUERLEIN, M. J., RASO, V. J., HILL, D.L. MOREAU, M.J., MAHOOD, J.K. (2003). "Changes in Alignment of the Scoliotic Spine in Response to Lateral Bending." Spine **28**(7): 693-698.

BLAMOUTIER, A., GUIGUI, P. (2004). "Morbidity of the surgery of rachidian deformations." Revue du Rhumatisme **71**(4): 320-325.

BLOUNT, W. P., MOE, J. H. (1980). "The Milwaukee brace." Williams & Wilkins Edition 2, Baltimore.

BOUAZZI, H. (2005). Extraction de caractéristiques géométriques et génération d'axes médians à partir de surfaces courbes. École Polytechnique, Montreal (Canada).

BRIDWELL, K., H. M.D (1999). "Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis." Spine **24**(24): 2607.

BUNNELL, W. P. (1984). "An objective criterion for scoliosis screening." Journal of Bone and Joint Surgery **66**(9): 1381-1387.

CANNY, J., REIF, J. (1987). "New lower-bound techniques for robot motion-planning problems." Proc. of the Found. of Comp. Sci.

CHEN, J., HAN, Y. (1990). Shortest paths on a polyhedron. Annual Symposium on Computational Geometry, Berkley, California, United States, ACM Press.

CHEUNG K. M. C. et LUK, K. D. (1997). "Prediction of Correction of Scoliosis With Use of the Fulcrum Bending Radiograph." The Journal of Bone and Joint Surgery **79 -A** (8): 1144-50.

CLIN J., AUBIN C. E., LABELLE H. (2007). "Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities" Medical and Biological Engineering and Computing **45**(Volume 45, Number 5 / May, 2007): 467-473.

CLIN J., AUBIN C. E., PARENT S., RONSKE J., LABELLE H. (2006). "Biomechanical modeling of brace design." Stud Health Technol Inform **123**: 255-260.

DANGERFIELD, P. H., PEARSON, J.D., NUNN, N., DORGAN, J.C., KLENERMAN, L., HOBSON, C. A., HARVEY, D.M. (1992). "Measurement of the angle of trunk inclination using a computerised imaging system." Surface Topography and Spinal Deformity **VI**: 17-21.

DANSEREAU, J., STOKES, I.A.F. (1988). "Measurements of the three-dimensional Shape of the rib cage." J. Biomechanics **21**: 893-901.

DESCHAMPS, T., COHEN, L. (2001). "Extraction of minimal paths in 3D images and applications to virtual endoscopy." Medical Image Analysis **5**.

DOODY MM, L. J., STOVALL M, HACKER DG, LUCKYANOV N, LAND and CE (2000). "Breast cancer mortality after diagnostic radiography. Findings from the U.S. scoliosis cohort study." Spine **25**: 2052-2063.

DRERUP, B., HIERHOLZER, E. (1987). "Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface" Journal of Biomechanics **20**(10): 971-977.

DRERUP, B., HIERHOLZER, E. (1996). "Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model." Clinical Biomechanics **11**(7): 376-383.

DRERUP, B., HIERHOLZER, E. (1992). "First experiences with clinical applications of video rasterstereography." Surface Topography and Spinal Deformity: 202-208.

DRERUP, B. H., E. (1987). "Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of body-fixed coordinate system" Journal of Biomechanics **20**(10): 961-970.

DRERUP, B., HIERHOLZER, E. (1985). "Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominence from surface curvature." Journal of Biomechanics **18**(6): 467-74.

DRERUP, B. H., E. (1994). "Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape." Clinical Biomechanics **9**(1): 28-36.

DUBOUSSET, J., HERRING, J.A., SHUFFLEBARGER, H. (1989). "The crankshaft phenomenon." J Pediatr Orthop **9**: 541-50.

DURDLE, N. G., ZHANG, Z., RASO, V.J., HILL, D.L. (1997). "Construction of surface models of the human trunk." Medical and Biological Engineering and Computing **35**(1): 73-5.

EMANS, J. B. (2003). "Reference manual for the Boston Scoliosis Brace." Reference manual for the Boston Scoliosis Brace.

FROBIN, W., HIERHOLZER, E.(1983). "Rasterstereography: a photogrammetric method for measurement of body surfaces." J Biol Photogr. **51**(1): 11-7.

GHISTA D.N., VIVIANI G.R., et al. (1988). "Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction." J Biomech. **21**: 77-88.

GOMES, A. S., SERRA, L.A., LAGE, A.S., GOMES, A. (1995). Automated 360° Degree Profilometry of Human Trunk for Spinal Deformity Analysis. Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities.

GRANATA, K. P., WILSON, S.E. (2001). "Trunk posture and spinal stability." Clinical Biomechanics **16**(8): 650-659.

GUIBAUT, F. (2004). "Site web du cours INF6800 : < Conception géométrique assistée par ordinateur et visualisation >. <http://www.cours.polymtl.ca/inf6800>."

HALL, J. H., MILLER, M. E. (1975). "A refined concept in the orthotic management of scoliosis." Orthot Prosthet **29**: 7.

HOPF, C. (2000). "Traitement chirurgical par instrumentation antérieure des scolioses lombaires et thoraco-lombaires." Maitrise orthopédique **93**.

JAREMKO, J. L. (2003). Estimation of scoliosis severity from the torso surface by neural networks, University of Calgary (Canada).

JONCAS, J. (1998). "La Scoliose, guide à l'intention des patients en attente d'une chirurgie."

KALVIN, A. D., ADLER R. L., (1999). "3D visualization of the scoliotic spine: longitudinal studies, data acquisition, and radiation dosage constraints." Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering **3658**: 17-24.

KANEVA, B., O'ROURKE, J. (2000). An Implementation of Chen & Han's Shortest Paths Algorithm. Canadian conference on Computational Geometry, Germany.

KAPOOR, S. (1999). Efficient Computation of Geodesic Shortest Paths. Annual ACM Symposium on Theory of Computing, Atlanta, Georgia, United States, ACM Press.

KIMMEL, R., SETHIAN, J.A. (1998). "Computing Geodesic Paths on Manifolds." Proc. Natl. Acad. Sci. **95**(15): 8431-8435.

KLASSEN E.; SRIVASTAVA A. (2006). Geodesics between 3D closed curves using path-straightening, Graz, Austria, Springer Verlag, Heidelberg, D-69121, Germany.

KLEPPS, S. J., LENKE, L.G., BRIDWELL, K.H., BASSETT, G.S., WHORTON, J. (2001). "Prospective Comparison of Flexibility Radiographs in Adolescent Idiopathic Scoliosis." Spine **26**(Number 5): E74-E79.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C., POITRAS, B. (1996). "Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage." Spine **21**(1): 59-64.

LANTHIER, M., MAHESHWARI, A., SACK, J. (1997). Approximating weighted shortest paths on polyhedral surfaces. Annual Symposium on Computational Geometry Proceedings of the thirteenth annual symposium on Computational geometry Nice, France, ACM Press.

LEBARD, J. P. (1997). "Complications neurologiques de la chirurgie de la scoliose." Conférences d'enseignement de la Sofcot **62**: 239-249.

LEE, H., TONG, Y., DESBRUN, M. (2005). "Geodesics-based one-to-one parameterization of 3D triangle meshes." IEEE Multimedia **12**(1): 27-33.

LEVY, A. R., GOLDBERG, MARK S., MAYO, Nancy E., HANLEY, James A, POITRAS, and Benoit (1996). "Reducing the Lifetime Risk of Cancer From Spinal Radiographs Among People With Adolescent Idiopathic Scoliosis." Spine **21:13**: 1540-1547.

LIN, H. (2006). "The correlation comparison of vertebral axial rotation relative to curvature and torsion in scoliosis by simplified 3D spine model". Conference Proceedings. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, NY, IEEE.

LIU, X. C., J. G. THOMETZ, "Functional classification of patients with idiopathic scoliosis assessed by the Quantec system: a discriminant functional analysis to determine patient curve magnitude." Spine **26**(11): 1274-8.

LONSTEIN, J. E., D. S. BRADFORD. (1995). Textbook of scoliosis and other spinal deformities, W.B. Saunders Company.

LUK, K. D., CHEUNG, K, LEONG, J. (1998). "Assessment of Scoliosis Correction in Relation to Flexibility Using the Fulcrum Bending Correction Index. Spine **23**, 2303-7.

MAHOOD, J. K., M. J. MOREAU (1995) "Perceptions of cosmetic deformity in scoliosis." In: Three dimensional analysis of spinal deformities M. D'Amico et coll. (eds.) IOS Press: 239-242.

MALLET J.-F (2003). "Instrumentation postérieure des scolioses de l'enfant et de l'adolescent : Orthopédie pédiatrique (Instrumenting posterior scoliosis in children and adolescents)." Revue internationale de pédiatrie (Rev. int. pédiatr.) **322**: 12-15.

MARTINEZ, D., VELHO, L., CARVALHO, P.C. (2004). Geodesic Paths on Triangular Meshes. SIGGRAPH.

MARTINEZ, D., VELHO, L., CARVALHO, P.C. (2005). "Computing geodesics on triangular meshes." Computers and Graphics (Pergamon) **29**(5): 667-675.

MATSUMOTO, T., KITAHARA, H., MINAMI, S., TAKAHASHI, K., YAMAGATA, M., MORIYA, H., TAMAKI, T. (1997). "Flexibility in the scoliotic spine: three dimensional analysis." J Spinal Disord **10**: 125-31.

MCPHEE, I. B., SWANSON, C.E. (1998). "Surgical management of degenerative lumbar scoliosis: Posterior instrumentation alone versus two stage surgery." Bulletin Hospital for Joint Diseases **57**(1): 16-22.

MELER, A., BERNHARDT, A., (2006). "Calcul itératif de géodésiques discrètes."

METZ, L. D. (1973). "Human sagittal plane torso bending response: Lumped and distributed parameter models." Information Processing Letters: 187-193.

MITCHELL, J. S. B. (2000). Geometric shortest paths and net work optimization.

MORELAND, M. S., POPE, M.H., WILDER, D.G., STOKES, I., FRYMOER, J.W. (1981). "Moire fringe topography of the human body." Med Instrum **15**(2): 129-32.

MUSA, A. A. (1999). "Methods of assessing spinal radiographs in scoliosis are functions of its geometry." Computerized Medical Imaging and Graphics **23**(4): 201-203.

NASH, C. L. J., GREGG, E. C., BROWN, R. H. et PILLAI, K. (1979). "Risks of exposure to X-rays in patients undergoing long-term treatment for scoliosis." J Bone Joint Surg Am **61**: 371-4.

NOVOSAD, J., CHERIET, F., PETIT, Y, LABELLE, H. (2004). "Three-dimensional (3-D) reconstruction of the spine from a single X-ray image and prior vertebra models." IEEE Transactions on Biomedical Engineering **51**(9): 1628-1639.

NOVOTNI, M., KLEIN, R. (2002). Computing Geodesic Distances on Triangular Meshes. International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Viion, Bonn, Germany.

PANJABI, R., A., MANOHAR, M., RICHARD, A., AUGUSTUS, A. (1976). "Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine" Journal of Biomechanics **9**(4): 185-192.

PATRIKALAKIS, N. M., MAEKAWA, T. (2002). Shape Interrogation for computer Aided Design and Manufacturing.

PAZOS, V. (2002). Développement d'un système de reconstruction tridimensionnelle et d'analyse de la surface externe du tronc humain pour un suivi non invasif des déformations scoliotiques, Ecole Polytechnique, Montreal (Canada).

PAZOS, V., CHERIET, F., SONG, L., LABELLE, H., DANSEREAU, J. (2005). "Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system." Medical and Biological Engineering and Computing **43**(1): 11-15.

PAZOS, V., CHERIET, F., DANSEREAU, J., LABELLE, H., (2005). Quantitative analysis of the external trunk asymmetry: pre- and post-surgery comparison, 35ème Réunion annuelle de la Société de Scoliose du Québec, 14-15 octobre 2005, Bromont, Québec.

PÉRIÉ, D., AUBIN, C.E., LACROIX, M., LAFON, Y., DANSEREAU, J., LABELLE, H. (2002). "Personalized biomechanical modeling of Boston brace treatment in idiopathic scoliosis." Stud Health Technol Inform **91**: 393-396.

PETIT, Y. (2003). Analyse biomécanique de la mobilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale, Ecole Polytechnique, Montreal (Canada).

POLLY, D. W., STURM, P.F. (1998). "Traction Versus Supine Side Bending: Which Technique Best Determines Curve Flexibility?" Spine **23**(7): pp 804-808.

PONCET P., DELORME S., DUDLEY R., RONSKY JL, DANSEREAU J., HARDER J., DEWAR RD, LABELLE H., GU PH et ZERNICKE RF. (1999). 3D Reconstruction of the External and Internal Geometries of the Trunk Using Laser and

Stereo-Radiographic Imaging Techniques. Research into Spinal Deformities. 2. 59, 21-24. Studies in Health Technology and Informatics.

PRICE, C. T., SCOTT, D.S., REED, F.E., RIDDICK, M.F. (1990). "Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston bending brace. Preliminary report." Spine **15(12)**: 1294-9.

RASO, V. J., E. LOU, et coll. (1998). "Trunk distortion in adolescent idiopathic scoliosis." Journal of Orthopaedic Research **18(2)**: 222-6.

SCUTT, N. H., DANGERFIELD, P. H., DORGAN, J.C. (1996). "The relationship between surface and radiological deformity in adolescent idiopathic scoliosis: effect of change in body position." Eur Spine J (1996) **5**: 85-90: 85-90.

SETHIAN, J. A. (1999). "Fast Marching Methods." SIAM Review **41(2)**: 199 - 235.

SEVASTIK, J. A. and STOKES, I. A. F. (2000). "Idiopathic Scoliosis Terminology." Spine: State of the Art Reviews **14**: 299-303.

SHARIR, M., SHORR, A. (1986). "On shortest paths in polyhedral spaces." SIAM Journal on Computing **15(1)**: 193-215.

SHAWAFATY, N. (2007). Évaluation non invasive de l'effet du traitement par corset spinecor sur la géométrie externe du tronc. Montréal, École Polytechnique de Montréal. **M.Sc.A.**

SKAGGS, D. L., BASSETT, G.S (1996). "Adolescent idiopathic scoliosis: an update." Am Fam Physician **53**(7): 2327-35.

SONI, A. H., HERNDON, W. A., GUDAVALLI, M. R., SULLIVAN, J. A. (1986). Instrumentation to evaluate surgical corrections of scoliosis. Proceedings of the Eighth Annual Conference of the IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No. 86CH2368-9), Fort Worth, TX, IEEE.

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.

STOKES, I. A. F. 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.

STOUT, W. B. (1996). Smart moves: Intelligent path-finding. Game developer.

SURAZHSK, V., SURAZHSKY, T., KIRSANOV, D., GORTLER, S., HOPPE, H. (2005). Fast Exact and Approximate Geodesics on Meshes. ACM SIGGRAPH, Los Angeles, USA.

SUZUKI, N., K. INAMI, T. ONO (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.

TAKAHASHI, S., PASSUTI, N., DELÉCRIN, J. (1997). "Interpretation and Utility of Traction Radiography in Scoliosis Surgery: Analysis of Patients Treated With Cotrel-Dubousset Instrumentation." Spine **22(21)**: pp 2542-2546.

TANG, J., WU, G., ZHANG, F., ZHANG, M. "Fast approximate geodesic paths on triangle mesh." International Journal of Automation and Computing(Volume 4, Number 1 / January, 2007): 8-13.

TRANSFELDT, E. E., WINTER, R.B., (2000). "Comparison of the supine and standing side bending x-rays in idiopathic scoliosis to determine curve flexibility and vertebral derotation." Spine **25(1)**: 76.

TREDWELL, S. J., BANNON, M., (1988). "The use of the ISIS optical scanner in the management of the braced adolescent idiopathic scoliosis patient." Spine **13(10)**: 1104-5.

TURNER-SMITH, A. R., HARRIS, J.D. (1986). "ISIS – an Automated Shape Measurement and Analysis System." IIIrd International Symposium on Spinal Deformity and Surface Topography: 31-38.

TURNER-SMITH, A. R., HARRIS, J.D., HOUGHTON, G.R., JEFFERSON, R.J. (1988). "A method for analysis of back shape in scoliosis." J Biomech. **21(6)**: 497-509.

VANDERBY, M., DANIELE, M., PATWARDHAN, A., BUNCH, W. (1986). "Method for the identification of in-vivo segmental stiffness properties of the spine." Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME **108(4)**: 312-316.

VAUGHAN, J. J., WINTER, R.B., LONSTEIN, J.E. (1996). "Comparison of the Use of Supine Bending and Traction Radiographs in the Selection of the Fusion Area in Adolescent Idiopathic Scoliosis." Spine **21(21)**: pp 2469-2473.

VEDANTAM, R., LENKE, L.G., BRIDWELL, K.H., LINVILLE, D.L. (2000). "Comparison of Push-Prone and Lateral-Bending Radiographs for Predicting Postoperative Coronal Alignment in Thoracolumbar and Lumbar Scoliotic Curves." Spine **25(1)**: 76-81.

WANG, C., C. L., WANG, Y., TANG, K., YUEN, M. M. F. (2004). "Reduce the stretch in surface flattening by finding cutting paths to the surface boundary." CAD Computer Aided Design **36(8)**: 665-677.

WANG, Y., PETERSON, B., STAIB, L.H. (2000). Shape-based 3D surface correspondence using geodesics and local geometry, Hilton Head Island, SC, USA, Institute of Electrical and Electronics Engineers Computer Society, Los Alamitos, CA, USA.

WANG, Y., PETERSON, B.S., STAIB, L.H. (2003). "3D brain surface matching based on geodesics and local geometry." Computer Vision and Image Understanding **89(2-3)**: 252-271.

WEINSTEIN, S. L. (1986). "Idiopathic scoliosis. Natural history." Spine **11(8)**: 780-3.

WEISZ, I., JEFFERSON, R.J., TURNER-SMITH, A.R., HOUGHTON, G.R., HARRIS, J.D. (1988). "ISIS scanning: a useful assessment technique in the management of scoliosis." Spine **13(4)**: 405-8.

WOOD, K. B., POPP, C.A., TRANSFELDT, E.E., GEISSELE, A.E. (1994). "Radiographic evaluation of instability in spondylolisthesis." Spine **19**: 1697-703.

XIANG, L., WANGDO, K., BURKHARD, D. (2004). Localization of anatomical landmarks of the foot by surface curvature, Anaheim, CA, United States, American Society of Mechanical Engineers, New York, NY 10016-5990, United States.

XIANG, L., WANGDO, K., BURKHARD, D., ARJANDAS, M. (2005). "Tibial torsion measurement by surface curvature." Clinical Biomechanics **20**(4): 443-450.

ZAWIESKA, D. et P. PODLASIAK (1993). Moire technique utilization for detection and measurement of scoliosis, Boston, MA, USA, Publ by Int Soc for Optical Engineering, Bellingham, WA, USA.