

Titre: Analyse de la relation entre les déformations scoliootiques du tronc
Title: et celles des structures osseuses sous-jacentes

Auteur: Lama Séoud
Author:

Date: 2012

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Séoud, L. (2012). Analyse de la relation entre les déformations scoliootiques du tronc et celles des structures osseuses sous-jacentes [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/801/>
Citation:

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/801/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Farida Cheriet, & Jean Dansereau
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE DE LA RELATION ENTRE LES DÉFORMATIONS
SCOLIOTIQUES DU TRONC ET CELLES DES STRUCTURES OSSEUSES
SOUS-JACENTES

LAMA SEOUD

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIÆ DOCTOR
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

AVRIL 2012

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

ANALYSE DE LA RELATION ENTRE LES DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES DU
TRONC ET CELLES DES STRUCTURES OSSEUSES SOUS-JACENTES

présentée par : SEOUD Lama

en vue de l'obtention du diplôme de : Philosophiæ Doctor

a été dûment acceptée par le jury d'examen composé de :

M. SAVARD Pierre, Ph. D., président

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

M. DANSEREAU Jean, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. MEUNIER Jean, Ph. D., membre

M. PARENT Éric, Ph. D., membre

DÉDICACE

À ma famille, d'aujourd'hui et de demain...

REMERCIEMENTS

Il y a 5 ans, j'ai quitté ma famille et mon pays pour relever un défi personnel. Avec cette thèse, je peux enfin dire : mission accomplie. Cette aventure m'a permis de rencontrer des personnes formidables qui ont été, chacune à sa façon, des éléments indispensables à l'aboutissement de ce travail. J'aimerai ainsi remercier très sincèrement :

- Ma directrice de recherche, professeure Farida Cheriet, qui m'a prise sous son aile et m'a fait confiance depuis le DESS jusqu'au doctorat en passant par la maitrise. Je me considère vraiment chanceuse d'avoir comme directrice une personne aussi ambitieuse, inspirante et surtout humaine. Comme un trampoline, vous m'avez redonné de l'élan pour rebondir après les pertes de motivation. Et la formation que vous m'avez assurée restera, sans aucun doute, un bagage indispensable dans mes projets d'avenir.
- Mon codirecteur de recherche, professeur Jean Dansereau. Malgré le nombre limité de nos rencontres, vous avez toujours réussi à suivre, à encadrer et à améliorer la qualité de mon travail par vos commentaires, des plus pertinents et rigoureux, ainsi que vos encouragements.
- Les docteurs Hubert Labelle et Stefan Parent qui ont collaboré de près à ce projet et dont l'expertise clinique a été un élément essentiel dans ce projet. Votre passion est contagieuse.
- Le professeur Pierre Savard pour l'intérêt qu'il a manifesté depuis le début de ce travail et pour son aide précieuse en statistiques.
- Les membres du jury pour leur intérêt à lire et à examiner cette thèse.
- Philippe Debanné, maillon indispensable du laboratoire, toujours là quand on a besoin de lui, notamment pour la relecture des articles et pour la recherche de données.
- Fouzi Benboujja pour avoir, à maintes reprises, critiqué de manière constructive mes travaux et pour avoir patiemment relu ce manuscrit.
- Mathias Adankon, notre expert en classification et apprentissage-machine, avec qui j'ai eu la chance de collaborer à plusieurs reprises.
- Tous les membres du LIV4D qui ont partagé la route avec moi et qui ont contribué, chacun à sa manière, à créer une ambiance de travail stimulante et des plus chaleureuses. Je pense tout

spécialement à Agnès (mon antistress), à Fouzi (mon grand frère d'adoption), à Rola (mon formidable agenda culturel), à Najat et Séverine (pour m'avoir trainée chaque semaine au Cepsum avec vous), à Rafik (notre boute-en-train), à David (et sa plante verte pour l'oxygénéation du lab) et à Mathias (notre générateur d'ondes positives). Je vous souhaite à tous beaucoup de succès dans l'accomplissement de vos projets de maîtrise et de doctorat. Une pensée aussi pour ceux qui ont déjà fini, notamment Fantin, Olivier, Jérémie et Pascale.

Je souhaite également remercier le programme de bourses d'excellence pour étudiants étrangers du Ministère de l'Éducation, des Loisirs et des Sports du Québec et le programme de formation MENTOR des Instituts de Recherche en Santé du Canada pour m'avoir financée durant ces 4 ans.

Je remercie aussi les personnes avec qui j'ai bien souvent décompressé et célébré les moments les plus importants : Marwan, mon très cher ami d'enfance, et Rita, mon sujet d'expérimentation et ma complice dans les pauses détente. Je n'oublie pas non plus, mon cher cousin Malek. Par ta présence à mes côtés, je sentais la chaleur et l'amour de toute la famille, malgré les kilomètres.

J'aimerais également exprimer ma sincère gratitude à ma grande et merveilleuse famille au Liban, en France et au Ghana. J'aimerais tant vous citer un par un, mais la liste serait bien trop longue. Malgré la distance, votre amour et vos encouragements m'ont permis de tenir bon le cap. Plus particulièrement, je tiens à remercier mes parents, Joëlle et Jeannot, et mon frère Khaled. Les mots ne suffisent pas pour vous dire à quel point je vous suis reconnaissante pour votre confiance en moi, votre soutien à tous les points de vue, votre amour inconditionnel et vos sacrifices. Papa, mon puzzle est fini! Maman, j'ai fini avant toi (mais tout le mérite est à toi)! Je pense spécialement aussi à mes grands-mères, Mountaha et Marie. La fierté dans vos yeux a été et sera toujours ma motivation la plus forte. Également, un grand merci à Ghenwa qui, de par son expérience, m'a aidée à remplir mon dossier d'admission et m'a encouragée tout le long.

Finalement, et non le moindrement, je tiens à remercier Nadim, mon complice dans cette aventure, sans qui tout cela n'aurait pas été possible. Depuis le début, tu as toujours été là pour me réconforter, m'encourager, m'aider (même dans les problèmes méthodologiques) et m'écouter patiemment répéter mes présentations. Cette thèse est aussi la tienne.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique adolescente est une déformation tridimensionnelle complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui entraîne des déformations visibles à la surface du tronc. On remarque généralement une asymétrie des épaules, des omoplates, de la taille et du bassin ainsi qu'une bosse dans le dos. Ces déformations esthétiques constituent, d'une part, les premiers signes d'une scoliose, et d'autre part, la principale préoccupation des jeunes patients qui voient leur corps se développer différemment des jeunes de leur âge. Les outils cliniques utilisés pour quantifier les déformations du tronc, comme le scoliomètre ou le fil à plomb, sont peu fiables. C'est pourquoi, aujourd'hui, l'évaluation de la scoliose repose principalement sur des radiographies de face et de profil du tronc complet. Celles-ci permettent d'apprécier le type de courbure rachidienne et de quantifier son degré de sévérité, en fonction de quoi une stratégie de traitement sera décidée. Cependant, une exposition répétée des patients aux rayons X peut entraîner des effets indésirables sur leur santé. De plus, ces paramètres radiographiques ne permettent pas de documenter les déformations esthétiques. Cette différence notable entre ce que le patient perçoit, et ce que le clinicien est capable d'évaluer, peut mener à l'insatisfaction des patients suite au traitement.

Comparativement aux radiographies, la surface du tronc reconstruite par les systèmes de numériseurs optiques 3D représente mieux les déformations que les patients observent et dont ils se soucient principalement, comme la gibbosité. De plus, l'absence de rayonnement ionisant est un avantage majeur de ces systèmes optiques, qui favorise une évaluation aussi fréquente que souhaité. Toutefois, l'absence de consensus sur un ensemble de mesures des déformations de la surface du tronc fait en sorte qu'elles restent encore considérées comme secondaires dans l'évaluation clinique; pourtant elles sont au cœur des préoccupations des patients.

De cette double problématique, découle la question de recherche globale de cette thèse : comment compléter, voire remplacer, les évaluations clinique et radiographique actuelles de la scoliose par de l'information quantitative obtenue de manière non irradiante et qui permet de prendre davantage en considération les préoccupations des patients par rapport à leurs déformations esthétiques du tronc ?

Parmi les premiers signes de scoliose, la gibbosité est une déformation esthétique qui ne peut être évaluée sur des radiographies, ni sur une reconstruction 3D de la colonne vertébrale. Cette

déformation est principalement reliée à la déformation de la cage thoracique. Il est donc intuitif de penser qu'une forte corrélation existe entre les rotations axiales du dos et des côtes, ce que la littérature n'a pas réussi à démontrer. Cela serait en partie expliqué par la précision limitée de la technique de reconstruction 3D de la cage thoracique utilisée. C'est pourquoi, dans ce travail, une nouvelle méthode de reconstruction 3D des côtes de patients scoliotiques est proposée. Elle nécessite une paire de radiographies standards, postéro antérieure et latérale, qui sont généralement acquises de routine pour l'évaluation radiographique. La méthode proposée est ensuite évaluée sur 13 patients scoliotiques et comparée à la méthode de reconstruction existante. Les résultats montrent qu'avec la nouvelle méthode de reconstruction, la rotation axiale des côtes est fortement corrélée à la rotation de la surface du dos, ce qui permet de conclure que l'évaluation de la rotation du dos permet de quantifier la gibbosité sans recourir à une reconstruction 3D des côtes et donc à des radiographies.

Outre la gibbosité, le tronc d'un patient scoliotique présente d'autres déformations. Pour compléter l'évaluation de la scoliose en clinique en prenant davantage en considération les préoccupations des patients, il est nécessaire de considérer l'ensemble des déformations esthétiques du tronc. Un nouvel ensemble de descripteurs des déformations scoliotiques du tronc est donc introduit. De par sa représentation fonctionnelle, il permet une description locale des déformations à tous les niveaux du tronc et non seulement au niveau de l'apex de la courbure, ce qui en fait son originalité par rapport aux travaux de la littérature. L'index proposé regroupe des mesures complémentaires réalisées dans les trois plans de l'espace : la rotation axiale de la surface du dos, la déviation du tronc dans le plan frontal et la déviation du tronc dans le plan sagittal. La fiabilité de cet index a été prouvée sur une cohorte de 32 patients scoliotiques pour chacun desquels la surface du tronc est acquise deux fois de suite avec repositionnement du patient. L'étude de fiabilité a permis également de définir, pour chaque niveau du tronc, un intervalle minimal au-delà duquel une différence entre deux acquisitions du tronc est réelle. Ceci permet notamment de réaliser un suivi, sans radiographies, des déformations du tronc et d'évaluer, sur le plan esthétique, le résultat d'un traitement.

Le nouvel index des déformations scoliotiques du tronc a ensuite permis de prouver l'existence de regroupements naturels de troncs scoliotiques dans une cohorte de 236 sujets sains et scoliotiques. Les regroupements obtenus constituent une classification originale des déformations scoliotiques du tronc, variant en termes de sévérité et de type de déformation, et obtenus de

manière non supervisée, contrairement aux classifications de troncs scoliotiques existantes. Une classification des différents types de troncs scoliotiques permet de définir un vocabulaire commun pour les cliniciens et d'identifier, pour chaque classe, un patron de progression distinct, avec éventuellement, une prise en charge adaptée. Les 11 regroupements obtenus concordent dans 68 % des cas avec le type de courbure rachidienne tel qu'évalué sur une radiographie frontale. De plus, le nombre de regroupements résultants étant supérieur au nombre de types de courbures rachidiennes considérés, la nouvelle classification proposée apporte donc de l'information complémentaire à la classification actuelle des types de courbures rachidiennes. Une analyse de corrélation entre les descripteurs du tronc et ceux de la colonne vertébrale, dans les trois plans de l'espace montrent effectivement un lien étroit entre la déviation latérale du tronc et du rachis dans le plan frontal, et à moindre échelle dans le plan sagittal. Par contre, dans le plan axial, aucune corrélation significative n'est démontrée entre la rotation du dos et celle des vertèbres. Ainsi, il est possible de conclure que le nouvel index des déformations du tronc pourrait être utilisé au stade de diagnostic et de suivi de la scoliose pour documenter la gibbosité et les déviations du rachis dans les plans frontal et sagittal, tout en réduisant l'exposition des patients aux rayons X.

En conclusion, ce projet propose un nouvel index tridimensionnel fiable et multi niveaux pour l'évaluation quantitative non irradiante des déformations scoliotiques du tronc, principales préoccupations des jeunes patients scoliotiques. Il peut donc remplacer le scoliomètre et le fil à plomb dans l'évaluation clinique de la scoliose et contribuer à réduire l'exposition des patients aux rayons X notamment durant le suivi clinique. L'utilisation de cet index en milieu clinique est un premier pas concret vers une prise en charge plus globale des déformations scoliotiques, permettant ainsi de réduire l'écart entre ce que le patient perçoit et ce que le clinicien évalue.

En perspective, plusieurs études cliniques sont à entrevoir dans le but de prendre en charge la scoliose, de manière plus globale et moins irradiante, et ce, aux stades du diagnostic, du suivi et du traitement. Une analyse quantitative de la forme du tronc, moyennant le nouvel index proposé, dans une cohorte de sujets volontaires sains permettrait de dégager un intervalle de normalité, au-delà duquel une scoliose serait suspectée. Ensuite, une étude clinique prospective, avec évaluations radiographique et surfacique à chaque visite, permettrait de définir un seuil au-delà duquel une différence dans les mesures surfaciques indiquerait un réel changement au niveau de la colonne vertébrale. Enfin, une nouvelle analyse de regroupements sur une cohorte comportant

exclusivement des cas de scolioses sévères, candidats à la chirurgie, conduirait à une nouvelle classification chirurgicale des troncs scoliotiques. Celle-ci permettrait éventuellement de proposer de nouvelles stratégies chirurgicales adaptées à chaque type de déformations et qui amélioreraient le résultat esthétique ainsi que la satisfaction des jeunes patients après le traitement.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis is a complex three-dimensional deformation of the spine and rib cage which leads to visible deformations at the trunk surface. The first signs of scoliosis include a hump on the back, a lateral shift of the trunk and asymmetries of the shoulders, the scapula, the waist and the hips. These esthetic deformities constitute major concern of patients and the reason for which they seek treatment. Currently, the tools available in clinical practice to quantify trunk deformations have limited reliability. For this reason, current scoliosis assessment is mainly based on frontal and lateral radiographs of the entire spine. These images allow clinicians to determine the type of the spinal curvature and its severity, according to which the treatment strategy is decided. However, the repeated exposure of patients to X-ray radiation can be harmful. Moreover, these radiographic measures do not give an indication as to the esthetic deformities of the trunk. This significant difference between what patients perceive and what clinicians are able to evaluate can lead to patient dissatisfaction following treatment.

Compared to X-rays, the trunk surface acquired and reconstructed in 3D using optical digitizers better represents the deformations that patients observe and are primarily concerned with, such as the rib hump. In addition, the major advantage of these optical systems is their lack of ionizing radiation, thus allowing for a more frequent scoliosis assessment when compared to X-rays. However, there is currently no consensus on a set of indices that optimally quantifies trunk surface deformations. For this reason, trunk surface indices are still considered as secondary in the clinical evaluation, even though they are at the heart of the patients' preoccupations.

These problems lead to the main research question of this thesis: How can we complete, or even replace, the current clinical and radiographic evaluations of scoliosis with quantitative information obtained without ionizing radiation that takes more into account the patients' concerns about their cosmetic trunk deformities?

Among the first signs of scoliosis, the rib hump is a cosmetic deformity that cannot be assessed on radiographs, nor on a 3D reconstruction of the spine. It is mainly associated with rib cage deformity. It is therefore intuitive to suppose that the axial rotations of the ribs and of the back surface are highly correlated. Nevertheless, previous works have failed to demonstrate a strong relationship between these measurements. This might be explained by the limited accuracy of the technique used for the 3D reconstruction of the ribs. Consequently, in this work, a novel method

for the 3D reconstruction of scoliotic ribs is proposed. It requires a pair of standard frontal and sagittal radiographs, which are usually acquired for the 3D reconstruction of the spine. The proposed method is evaluated on 13 patients with scoliosis and compared to the existing reconstruction technique. Results obtained using the new method show a strong correlation between the ribs' and the back surface's axial rotations, which leads to the conclusion that the back surface rotation allows clinicians to quantify the rib hump without resorting to X-rays.

Besides the rib hump, the trunk of a scoliotic patient reveals other deformations. In order to provide a complete scoliosis assessment by taking patients' concerns more into account, it is necessary to consider all of the cosmetic deformities of the trunk. Thus, a new set of trunk shape features is introduced. Thanks to its original functional representation, this new index allows a local description of the deformation at all trunk levels and not only at its apex. The proposed index includes complementary measurements taken in the three planes: the back surface axial rotation, the trunk deviation in the frontal plane and the trunk deviation in the sagittal plane. The reliability of this index has been demonstrated on a cohort of 32 scoliotic patients. For each patient, the surface of the trunk was acquired twice with patient repositioning. The reliability study also helped define, for each trunk level, a minimum interval beyond which a difference between two trunk acquisitions is significant. This notably allows for radiography-free monitoring of trunk deformities and assessment of the cosmetic outcome of the scoliosis treatment.

The new index was then used to prove the existence of natural clusters of trunk surfaces in a cohort of 236 individuals, comprised of healthy subjects and scoliosis patients. The resulting clusters constitute an original classification of scoliotic trunk deformities, varying according to the type and the severity of the deformations and obtained using a non-supervised approach, unlike existing scoliosis trunk classifications. A classification of the different types of scoliotic trunks helps to define a common vocabulary for clinicians and to identify for each class a distinct pattern of progression, and eventually, a suitable management. The 11 clusters obtained are consistent in 68% of cases with the spinal curve type as assessed on a frontal radiograph. In addition, since the number of resulting clusters is greater than the number of spinal curve types considered, the proposed new classification provides complementary information to the current classification of spinal curves.

A correlation analysis between the new trunk measurements and those of the spine in the three planes shows a strong relation between the trunk and the spinal lateral deviation in the frontal plane, and to a lesser extent in the sagittal plane. However, in the axial plane, no significant correlation was demonstrated between the rotations of the vertebrae and of the back surface. Thus, it can be concluded that the new trunk deformity index could be used in the context of diagnosis and monitoring to document the rib hump and the spinal deviations in the coronal and sagittal planes, while reducing patients' exposure to X-rays.

In conclusion, this thesis proposes a new and reliable multi-level 3D index for quantitative and radiation-free assessment of cosmetic trunk deformities, which constitute the main concern for young scoliotic patients. It can replace the scoliometer and plumb line used for the clinical assessment of patients with scoliosis. It can also help to reduce patient exposure to X-rays, especially during clinical monitoring. The use of this index in clinical practice will be a first meaningful step towards a more complete management of scoliotic deformities, thereby reducing the gap between what patients perceive and what clinicians are able to assess.

In future work, several clinical studies should be conducted in order to provide more global and radiation-free scoliosis diagnosis, follow-up and treatment techniques. Firstly, a quantitative trunk shape analysis of healthy voluntary subjects using the proposed index would allow a normal range of trunk shapes to be established, beyond which scoliosis could be suspected. Furthermore, a prospective clinical study, with radiographic and trunk surface evaluations at each visit, would help in identifying a threshold beyond which a difference in trunk surface measurements would indicate a significant change in the spinal curve. Finally, a clustering analysis applied to the trunk surfaces of a cohort of patients with severe scoliosis and who are eligible for surgery, could lead to a novel surgical classification of scoliotic trunk deformities. This classification would help, in turn, to define new surgical strategies adapted to each type of deformity and subsequently to improve the cosmetic outcome and patients' satisfaction after treatment.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	VI
ABSTRACT	X
TABLE DES MATIÈRES	XIII
LISTE DES TABLEAUX.....	XVIII
LISTE DES FIGURES	XIX
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
1.1 Organisation de la thèse	4
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	6
2.1 Anatomie	6
2.1.1 Colonne vertébrale	6
2.1.2 Cage thoracique.....	8
2.2 Scoliose adolescente idiopathique.....	11
2.2.1 Définition	11
2.2.2 Étiologie	16
2.2.3 Épidémiologie	16
2.2.4 Évaluation clinique.....	17
2.2.5 Évaluation radiologique	18
2.2.6 Progression	19
2.2.7 Qualité de vie	20
2.2.8 Traitement de la scoliose.....	20
2.2.9 Classification 2D des courbures rachidiennes scoliotiques.....	23

2.3	Modélisation 3D des structures osseuses du tronc	25
2.3.1	Acquisition des images.....	26
2.3.2	Reconstruction 3D.....	27
2.3.3	Mesures 3D	31
2.3.4	Classification 3D des courbures rachidiennes scoliotiques.....	35
2.4	Modélisation 3D de la surface du tronc	36
2.4.1	Acquisition et reconstruction 3D de la surface du tronc	36
2.4.2	Mesures 3D	40
2.4.3	Classification des déformations de la surface du tronc	43
2.5	Relations entre les déformations du tronc et les déformations des structures osseuses sous-jacentes.....	44
2.6	Synthèse de la revue de littérature.....	47
CHAPITRE 3	PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES, OBJECTIFS ET MÉTHODE GÉNÉRALE	49
3.1	Problématique.....	49
3.2	Hypothèses et objectifs.....	50
3.3	Méthode générale	52
CHAPITRE 4	ARTICLE 1: A NOVEL METHOD FOR THE 3D RECONSTRUCTION OF SCOLIOTIC RIBS FROM FRONTAL AND LATERAL RADIOGRAPHS	56
4.1	Abstract	56
4.2	Introduction	57
4.3	Material and Methods.....	60
4.3.1	X-rays acquisition and 3D reconstruction of the spine	60
4.3.2	Extraction of rib insertion points.....	61
4.3.3	Identification of the rib midlines in the PA.....	62

4.3.4 Identification of three rib points in the LAT and their 3D reconstruction	63
4.3.5 Reconstruction refinement	66
4.4 Evaluation Method	67
4.4.1 Acquisition of the surface topography of the trunk.....	67
4.4.2 Clinical data.....	68
4.4.3 Registration	68
4.4.4 Distances between the ribs and the surface topography.....	69
4.4.5 Correlation between ribs axial rotation and back surface rotation.....	70
4.5 Results	71
4.5.1 Distances between the ribs and the surface topography.....	72
4.5.2 Correlation between ribs axial rotation and back surface rotation	74
4.6 Discussion	76
4.7 Conclusion.....	80
Acknowledgment	81
CHAPITRE 5 ARTICLE 2: MULTILEVEL ANALYSIS OF TRUNK SURFACE MEASUREMENTS FOR NON-INVASIVE ASSESSMENT OF SCOLIOSIS DEFORMITIES	82
5.1 Abstract	82
5.2 Introduction	83
5.1 Materials and Methods	85
5.1.1 Clinical dataset	85
5.1.2 Trunk acquisition protocol	86
5.1.3 Patient-specific reference frame	86
5.1.4 Trunk features extraction	86
5.1.5 Functional data analysis	88
5.1.6 Reliability study	88

5.1.7 Correlation analysis.....	89
5.2 Results	89
5.2.1 Measurements smoothing.....	90
5.2.2 Measurements reliability	91
5.2.3 Correlations between measurements	93
5.2.4 Non invasive follow-up: case study	94
5.2.5 Evaluation of the esthetic outcome: case study.....	95
5.2.6 Relationship with spinal deformity: case study.....	97
5.3 Discussion	98
Acknowledgment	101
CHAPITRE 6 ARTICLE 3: A NOVEL METHOD FOR NON INVASIVE CLINICAL ASSESSMENT OF SCOLIOSIS FROM TRUNK SHAPE ANALYSIS	102
6.1 Abstract	102
6.2 Introduction	102
6.3 Material and Methods.....	105
6.3.1 Trunk acquisition and reconstruction.....	105
6.3.2 Clinical dataset	106
6.3.3 Trunk functional representation	107
6.3.4 Trunk functional clustering	110
6.3.5 Validation of the clustering	112
6.3.6 Interpretation of the clusters.....	113
6.4 Results	114
6.5 Discussion	119
Acknowledgment	123

CHAPITRE 7 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : RELATION ENTRE LES DÉFORMATIONS DU TRONC ET DE LA COLONNE VERTÉBRALE.....	124
7.1 Données cliniques	125
7.2 Méthode.....	125
7.3 Résultats et discussion.....	127
CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE	132
8.1 Évaluation de la gibbosité thoracique	133
8.2 Index de déformations scoliotiques du tronc.....	134
8.3 Types de tronc scoliotiques	137
8.4 Relation entre les déformations du tronc et celles du rachis	139
CONCLUSION	142
BIBLIOGRAPHIE	146
ANNEXES	160

LISTE DES TABLEAUX

Table 4.1 Number and length of protrusions along each portion of the ribs.....	73
Table 4.2 RAR-BSR correlation at each thoracic level	75
Table 5.1 Information about the cohort.....	85
Table 6.1 Information about the cohort.....	107
Table 7.1 Informations sur la cohorte	125

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 - Anatomie de la colonne vertébrale	8
Figure 2.2 – Anatomie de la cage thoracique.....	9
Figure 2.3 – Anatomie d'une côte typique	10
Figure 2.4 – Déformations de la colonne vertébrale.	12
Figure 2.5 – Déformations de la cage thoracique.....	14
Figure 2.6 – Vues postérieures de troncs de sujets sain et scoliotique.....	15
Figure 2.7 – Sujets sain et scoliotique en flexion antérieure.....	15
Figure 2.8 – Appréciation clinique des déformations du tronc	17
Figure 2.9 – Radiographies postéro-antérieure et latérale droite d'un patient scoliotique	18
Figure 2.10 – Exemple de corset porté par un patient et principe d'action du corset	21
Figure 2.11 - Classification de King	24
Figure 2.12 - Classification de Lenke	25
Figure 2.13 - Acquisition des radiographies utilisant le gilet de calibrage.	28
Figure 2.14 - Repères anatomiques des vertèbres	29
Figure 2.15 – Reconstruction 3D de la colonne vertébrale	29
Figure 2.16 - Mesures de la déformation de la colonne vertébrale	32
Figure 2.17 - Indices extrinsèques et intrinsèques relatifs aux côtes	33
Figure 2.18 – Systèmes de reconstruction 3D de la surface du dos et du tronc	38
Figure 2.19 - Reconstruction de la topographie du tronc par le système Inspeck.....	39
Figure 2.20 - Calcul du POTSI (« Posterior Trunk Symmetry Index »).....	40
Figure 2.21 - Indices locaux décrivant la surface du tronc sur des sections horizontales.....	42
Figure 4.1 The rib hump appears on the back of the scoliotic patient while bending forward.....	58
Figure 4.2 Extraction of the head and tubercleof a typical rib	62

Figure 4.3 Ribs identification in the PA and the LAT.....	63
Figure 4.4 Identification of the most posterior rib points in the LAT.....	65
Figure 4.5 Refining the reconstruction.....	67
Figure 4.6 Description of the back surface rotation (BSR) and the ribs axial rotation (RAR)	70
Figure 4.7 Number of reconstructed rib pairs per thoracic level and per patient.....	71
Figure 4.8 Comparison of the reconstructed ribs R_{new} and R_{old} , for a typical patient.....	72
Figure 4.9 Surface topography and rib cage reconstruction after elastic registration.....	73
Figure 4.10 Standard deviation and mean distances between the ribs and the surface topography along the head (P1), posterior (P2), lateral (P3) and anterior (P4) portions of the ribs, and over their whole length (Total).....	74
Figure 4.11 Correlation between the back surface rotation (BSR) and the ribs axial rotation (RAR)	75
Figure 5.1 - Graphical interface for trunk measurements visualization	90
Figure 5.2 - Root mean squared error (RMSE) between raw data and functional data as a function of the number (K) of cubic B-spline basis used for smoothing the functional data.	91
Figure 5.3 - Test-retest reliability for f_{BSR} , f_{TR} , f_{XG} , f_{ZG} computed in the (X,Y,Z) coordinate system.....	92
Figure 5.4 - Typical errors of measurement for f_{BSR} , f_{TR} , f_{XG} , f_{ZG} , computed in the (X',Y',Z') coordinate system	93
Figure 5.5 – Trunk surface acquisitions of a 16 years old male AIS patient, taken at 8 months interval.....	94
Figure 5.6 - Comparison between functional BSR, X_G and Z_G computed on the first and second acquisition taken 8 months later of a same 16 years old male AIS patient.....	95
Figure 5.7 – Trunk surface acquisitions of an 11 years old female patient with scoliosis, taken before and 6 months after spinal surgery.	96
Figure 5.8 - Comparison between functional BSR, X_G and Z_G computed on the first and second acquisition 6 months after spinal surgery of an 11 years old female patient with scoliosis ..	96

Figure 5.9 - Relationship between spinal measurements (red dots) computed on 3D reconstructions of the spine and functional trunk measurements computed on trunk surface reconstruction of a 15 years old female AIS patient.	97
Figure 6.1 - Trunk surface reconstruction in patient-specific reference frame	106
Figure 6.2 - Trunk cross-sectional measurements.....	108
Figure 6.3 - Functional measurements computed for the 236 trunk reconstructions	114
Figure 6.4 - Dendrogram from hierarchical cluster analysis (Ward's linkage) on the multivariate functional distance matrix	115
Figure 6.5 - The coefficient of determination (R^2) and the semi-partial R^2 (SPR) are used as validity index to determine the optimal number of clusters.....	116
Figure 6.6 - Mean and standard deviation of age and corpulence for each of the 16 clusters	116
Figure 6.7 - Agreement between our clustering result and the radiographic classification.	117
Figure 6.8 - Clusters mean functional BSR, X_G and Z_G	118
Figure 6.9 - The trunk reconstruction whose multivariate functional is the closest to the cluster mean is plotted for every cluster.	120
Figure 7.1 Erreur quadratique moyenne (EQM) en fonction du nombre de fonctions de base utilisées pour représenter les indices vertébraux.....	126
Figure 7.2 - Corrélation entre les déviations latérales du tronc (X_G) et des vertèbres (X_V).....	128
Figure 7.3 - Corrélation entre les déviations postéro-antérieures du tronc (Z_G) et des vertèbres (Z_V).....	128
Figure 7.4 - Corrélation entre les rotations axiales du dos (BSR) et des vertèbres (VAR).....	129
Figure 7.5 - Relation entre le tronc et la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace, pour un patient donné	130

LISTE DES SIGLES ET ABREVIATIONS

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
AFTP	Articular facet of the transverse process
AIS	Adolescent idiopathic scoliosis
ANOVA	Analyse de variance
Ant	Extrémité antérieure d'une côte
ASIS	Anterior superior iliac spine
ATI	Angle of trunk inclination
BMI	Body mass index
BSR	Back surface rotation
C1 ... C7	Première à septième vertèbre cervicale
CCD	Charge-coupled device
CHU	Centre hospitalier universitaire
CMM	Coordinate measurement machine ou machine de mesure de coordonnées
CT	Computed tomography
DAPI	Deformity in the axial plane index
DLT	Direct linear transform
DT	Dual tangent
EQM	Erreur quadratique moyenne
FDA	Functional data analysis
Head	Tête costale
IAF	Inferior articular facet

ICC	Intra-class correlation coefficient
IRM	Imagerie par résonance magnétique
ISA	Iliac spines axis
ISIS	Integrated shape investigation system
L1 ... L5	Première à cinquième vertèbre lombaire
LAT	Radiographie latérale
Lat	Extrémité latérale d'une côté
MD	Minimum difference
MPSIS	Midpoint of the posterior superior iliac spines
MRI	Magnetic resonance imaging
NSCP	Non stereo corresponding point
PA	Radiographie postéro-antérieure
PA20	Radiographie postéro-antérieure avec tube surélevé et incliné à 20° vers le bas
PAX	Axe principal
Post	Extrémité postérieure d'une côté
POTSI	Posterior trunk symmetry index
R^2	Coefficient de détermination
RAR	Ribs axial rotation
RMSE	Root mean square error
SAF	Superior articular facet
SAQ	Spinal appearance questionnaire
SIA	Scoliose idiopathique adolescente
SJHRC	Sainte-Justine hospital research center
SPR	Semi partial R^2

SRS	Scoliosis research society
SRS22	Scoliosis research society 22 questionnaire
SVM	Support vector machines ou machine à vecteurs de support
SVR	Support vector regression ou régression à vecteurs de support
T1 ...T12	Première à douzième vertèbre thoracique
TEM	Typical error of measurement
TR	Trunk rotation
Tub	Tubercule d'une côte
VAR	Vertebral axial rotation
VP	Vertebral prominence

LISTE DES ANNEXES

Annexe 1 :	Comparaison des méthodes de reconstruction 3D de la cage thoracique	160
Annexe 2 :	Comparaison des différentes méthodes d'acquisition et de reconstruction de la surface du dos et du tronc	165
Annexe 3 :	Résumé 1 : Correlations between back surface rotation and vertebrae and ribs axial rotations in patients with scoliosis	170

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Élisa est une adolescente de 11 ans. Comme les jeunes de son âge, elle attache beaucoup d'importance à son apparence physique. Chaque matin, elle passe plusieurs minutes devant le miroir à se regarder. Depuis quelque temps, elle a remarqué que ses épaules et sa taille ne sont pas tout à fait symétriques. Soucieuse de ne pas ressembler à ses amies, elle se confie à sa mère. Elles décident alors d'aller consulter leur médecin.

À la clinique, le médecin analyse visuellement la posture d'Élisa. Il vérifie qualitativement la symétrie du tronc et moyennant un fil à plomb qu'il laisse pendre à partir de la proéminence vertébrale, il évalue le déjettement latéral du tronc. Ensuite, il lui demande de se pencher en avant. Une bosse apparaît alors dans le dos de la jeune fille. C'est le signe d'une scoliose. Pour quantifier la sévérité de cette bosse, le médecin utilise un scoliomètre, un genre de niveau à bulle, qu'il place perpendiculairement à la colonne vertébrale au niveau de la bosse. Le scoliomètre indique une gibbosité de 18 degrés.

Suite à cette évaluation clinique, le médecin pose quelques questions à Élisa et sa mère, concernant le ménarche, d'éventuels antécédents familiaux, d'autres signes suspects... Il demande ensuite une évaluation radiographique pour confirmer son diagnostic. Deux clichés du rachis complet, de face et de profil, sont alors acquis en position debout. Sur la radiographie postéro antérieure d'Élisa, on remarque que la colonne vertébrale présente une courbure assez prononcée. Pour quantifier la sévérité de la courbure, le médecin mesure l'angle entre les plateaux des vertèbres les plus inclinées, c'est ce que l'on appelle l'angle de Cobb et qui constitue la mesure de référence en scoliose. Ainsi, le diagnostic se confirme : Élisa présente une scoliose de 28 degrés.

Le médecin propose alors deux options : soit Élisa accepte de porter dès maintenant un corset pour empêcher la scoliose de progresser, soit elle revient dans 6 mois pour un suivi de la déformation. Élisa trouve la première option trop contraignante, elle se voit mal porter cette structure rigide, près de 23 heures par jour. Avec sa mère, elles choisissent alors la deuxième option.

Deux ans plus tard, le dossier médical d'Élisa compte plus de 8 radiographies. Elle n'a toujours pas atteint le ménarche. Elle a beaucoup de mal à accepter son apparence physique; notamment, la bosse dans son dos se fait de plus en plus visible. Elle est très gênée par le fait que son corps se développe différemment des jeunes de son âge. Sa scoliose s'est aggravée et a atteint 44 degrés. Son médecin recommande alors le traitement ultime : la chirurgie. Il s'agit d'insérer des tiges métalliques qui serviront de tuteurs pour redresser la colonne vertébrale. Suivant le type de courbure rachidienne, tel qu'identifié sur les radiographies, le chirurgien planifie sa stratégie. Six mois plus tard, Élisa termine sa convalescence. Ses dernières radiographies montrent un redressement presque parfait de la colonne vertébrale, avec un angle de Cobb résiduel de 9 degrés, signe d'une bonne correction chirurgicale. Toutefois, Élisa n'est pas tout à fait satisfaite du traitement reçu puisque, même si elle est moins visible, sa bosse est toujours là.

Le cas illustratif d'Élisa présente bien la problématique clinique sur laquelle s'attarde cette thèse. Les points de vue face aux déformations scoliotiques diffèrent entre les patients et les cliniciens. En effet, les patients consultent essentiellement suite à l'apparition de déformations ou d'asymétries visibles à la surface du tronc. Ces dernières constituent leur principale préoccupation et la raison pour laquelle ils souhaitent recourir à un traitement. Par contre, du côté des cliniciens, l'évaluation quantitative du degré de sévérité de la scoliose se fait essentiellement sur des radiographies qui ne permettent d'apprécier que les déformations rachidiennes et dont le cumul peut entraîner des effets indésirables sur la santé des patients à long terme. C'est ensuite selon le type et le degré de sévérité de la déformation rachidienne que la stratégie de traitement sera choisie. Pour la chirurgie notamment, la stratégie opératoire est planifiée selon une classification établie à partir des radiographies du patient. Cette différence notable de point de vue peut mener à l'insatisfaction des patients suite au traitement.

Cette problématique suppose qu'une évaluation tridimensionnelle plus globale de la scoliose, incluant la colonne vertébrale, la cage thoracique et la surface du tronc, est nécessaire pour améliorer le traitement de la scoliose idiopathique adolescente (SIA), et la satisfaction des patients qui s'en suit. Une connaissance plus approfondie sur l'existence et la nature de la relation entre les déformations scoliotiques osseuses et à la surface du tronc pourrait réduire l'écart entre les points de vue des patients et des cliniciens. Cependant, pour analyser cette relation, il est primordial de modéliser en 3D les structures d'intérêt ainsi que de définir des indices fiables qui quantifient les déformations étudiées.

Depuis que l'importance du caractère tridimensionnel de la scoliose a été soulevée dans la littérature, de nombreux travaux se sont penchés sur la reconstruction 3D de la colonne vertébrale à partir de radiographies. Ces techniques sont de plus en plus utilisées de routine dans les cliniques de scoliose. Elles permettent de modéliser la colonne vertébrale en trois dimensions et de réaliser des mesures quantitatives dans différents plans de l'espace dans le but de mieux évaluer la déformation rachidienne. De plus, de nouvelles classifications des courbures rachidiennes, basées sur la configuration géométrique 3D du rachis, permettent d'assigner à chaque type de courbures une stratégie opératoire bien précise. Par contre, pour la cage thoracique, les travaux de recherche sont moins nombreux et les techniques de reconstruction 3D proposées nécessitent soit le recours à des radiographies d'incidence non standard, soit à des modèles a priori. D'où notre intérêt de proposer une nouvelle méthode de reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique à partir de radiographies standards. La cage thoracique en 3D pourra non seulement être utile pour analyser les relations entre les différentes composantes de la déformation scoliotique, mais aussi elle permettra notamment d'évaluer la déformation des côtes, à l'origine de la bosse dans le dos. Cette évaluation n'étant pas possible à partir de simples radiographies.

Les déformations esthétiques du tronc, quant à elles, sont actuellement analysées au cours de l'évaluation clinique qui consiste à apprécier visuellement les asymétries du tronc et la ou les gibbosités. L'évaluation reste bien souvent purement qualitative. Pour évaluer plus objectivement et plus précisément ces déformations, il est impératif d'introduire des outils de mesures fiables qui permettent de traduire numériquement ce que le clinicien est capable de voir qualitativement. Le scoliomètre et le fil à plomb offrent des mesures quantitatives, toutefois elles sont bien souvent entachées d'erreurs, elles sont ponctuelles, dépendent de la posture du patient et de l'expérience du clinicien à utiliser ces outils.

Pour pallier à ces limitations, différents groupes de recherche ont proposé des systèmes optiques qui permettent d'acquérir la topographie du dos voire même de reconstruire en 3D la surface du tronc sur 360 degrés. L'avantage majeur de ces systèmes par rapport à l'évaluation radiographique est leur caractère non invasif puisqu'ils n'utilisent pas de rayonnement ionisant. Ensuite, le deuxième avantage de ces systèmes par rapport à l'évaluation clinique de la gibbosité en flexion antérieure est que l'acquisition se fait en position naturelle debout, posture idéale pour l'analyse des déformations du tronc. Enfin, la reconstruction obtenue peut être mise en mémoire

sur ordinateur, permettant ainsi aux cliniciens de comparer différentes acquisitions d'un même patient dans le temps ou bien de comparer les troncs avant et après traitement. Toutefois, étant donné qu'une reconstruction du tronc renferme une quantité importante d'information, l'obstacle majeur à de telles analyses est actuellement le manque de consensus sur les indices cliniques à utiliser pour quantifier les déformations du tronc.

Différents indices et scores ont été proposés au cours des 30 dernières années pour quantifier les déformations à la surface du tronc. Les premiers travaux se sont penchés sur la définition d'indices surfaciques en relation directe avec les indices définis sur la colonne vertébrale, comme le pseudo angle de Cobb qui permettrait de prédire l'angle de Cobb à partir de la surface du dos. L'intérêt était alors de remplacer les radiographies par des systèmes non ionisants de reconstruction 3D du tronc. Toutefois, les résultats obtenus quant à la possibilité de prédire l'angle de Cobb à partir d'indices à la surface du tronc se sont avérés fortement mitigés. La relation entre les déformations de la colonne vertébrale et de la surface du tronc est bien trop complexe pour pouvoir être modélisée analytiquement. C'est pourquoi, suite à ces résultats, que les groupes de recherche œuvrant dans le domaine ont abandonné l'objectif d'utiliser la surface du tronc pour remplacer les radiographies et que la motivation derrière l'utilité clinique des systèmes topographiques s'est davantage orientée vers le suivi non invasif pour la détection de signes de progression de la scoliose puis vers l'évaluation du résultat esthétique après traitement.

C'est essentiellement dans cette voie que s'enligne ce travail de recherche. L'intérêt étant d'analyser la relation entre les déformations de la surface du tronc et les structures osseuses sous-jacentes pour trouver non pas des redondances, mais des complémentarités, afin de proposer une prise en charge plus globale de la scoliose qui prend en compte non seulement la déformation rachidienne, mais également des déformations esthétiques qui préoccupent davantage le patient.

1.1 Organisation de la thèse

Cette thèse est présentée sous un format de thèse par articles. La suite est organisée en sept chapitres. Tout d'abord, le Chapitre 2 présente une revue de la littérature pertinente au sujet abordé. Le Chapitre 3 aborde les hypothèses et objectifs de la thèse ainsi que la démarche globale du travail de recherche. Les trois chapitres qui suivent sont consacrés aux contributions originales de cette thèse et correspondent aux trois articles de revue soumis ou publiés. Au Chapitre 4, l'article, publié dans la revue « IEEE Transaction on Biomedical Engineering » au mois de mai

2011, dévoile une nouvelle méthode pour la reconstruction 3D de la cage thoracique de patients scoliotiques à partir de radiographies standards et une analyse de corrélation entre la rotation axiale des côtes et celle de la surface du dos. Au Chapitre 5, l'article, accepté au mois d'Avril 2012 par la revue « Spine » pour publication, présente de nouveaux indices pour la quantification des déformations esthétiques du tronc ainsi qu'une analyse de leur fiabilité. Au Chapitre 6, l'article, soumis à la revue « IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine » au mois de Janvier 2012, propose une analyse de regroupement de troncs scoliotiques, basée sur les indices proposés au Chapitre 5. Le Chapitre 7 regroupe des résultats complémentaires concernant la relation entre les déformations de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et de la surface du tronc. Le Chapitre 8 propose une discussion de l'ensemble du travail mené au cours de ce projet de recherche. Enfin, la conclusion revient sur les contributions de la thèse. De nouvelles pistes de recherche et des recommandations pour la suite des travaux y sont également proposées.

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une revue des connaissances aux niveaux clinique et technique. Ce chapitre est organisé en six sections. La section 2.1 se penche sur des notions d'anatomie humaine utiles à la compréhension de la thèse. La section 2.2 est consacrée à la pathologie abordée tout le long de ce travail, soit la scoliose idiopathique adolescente. La section 2.3 présente une revue critique des méthodes d'imagerie 3D des structures osseuses, des indices développés pour quantifier les déformations scoliotiques osseuses et les classifications proposées pour regrouper les différents types de courbures scoliotiques. La section 2.4 présente une revue critique des systèmes d'imagerie de la topographie du dos et du tronc, des mesures proposées pour évaluer les déformations esthétiques du tronc liées à la scoliose et les classifications proposées pour regrouper les différents types de troncs scoliotiques. La section 2.5 se penche sur les différents travaux qui ont tentés de mettre en relation les déformations scoliotiques du tronc et celles des structures osseuses sous-jacentes. Et finalement, la section 2.6 propose une synthèse de la revue de littérature.

2.1 Anatomie

Le tronc humain constitue la partie moyenne du corps. De haut en bas, il comporte trois parties : le thorax, l'abdomen et le pelvis. Son squelette comprend la colonne vertébrale, la cage thoracique et le bassin.

2.1.1 Colonne vertébrale

La colonne vertébrale, ou rachis, est une structure osseuse flexible, dont les rôles majeurs sont le support du tronc et la protection de la moelle épinière. Elle s'étale de la base du crâne jusqu'au bassin et compte 33 vertèbres empilées les unes sur les autres. Les 24 vertèbres supérieures sont séparées par des disques intervertébraux, tissus cartilagineux qui permettent les mouvements d'inclinaison des vertèbres les unes sur les autres et jouent le rôle d'amortisseurs et de répartiteurs de pression. De haut en bas, le rachis comporte cinq segments principaux : les 7 vertèbres cervicales (C1 à C7), les 12 vertèbres thoraciques (T1 à T12), les 5 vertèbres lombaires

(L1 à L5), le sacrum, composé de 5 vertèbres soudées, et le coccyx, composé de 4 vertèbres soudées (Figure 2.1.a).

En vue frontale, la colonne vertébrale d'un sujet sain présente un parfait alignement vertical, alors qu'en vue latérale, on note la présence de courbures de sens opposés : les cyphoses, de concavité vers l'avant, et les lordoses, de concavité vers l'arrière (Figure 2.1.b). Les régions cervicale et lombaire présentent des lordoses, alors que les régions thoracique et sacrée définissent des cyphoses. Cette répartition des courbures assure l'équilibre antéropostérieur du tronc en position debout, et augmente la résistance, la souplesse et l'élasticité de la colonne vertébrale.

Les vertèbres possèdent une même structure de base constituée essentiellement de deux parties : un segment antérieur appelé le corps vertébral et un segment postérieur appelé l'arc vertébral. Le corps et l'arc vertébral délimitent le trou ou le foramen vertébral qui laisse passage à la moelle épinière. Le corps vertébral constitue la plus large partie de la vertèbre. Il est de forme assez cylindrique, limité par des surfaces supérieure et inférieure sensiblement planes, les plateaux vertébraux, qui, comme leur nom l'indique, servent de plateau au disque intervertébral. L'arc est formé d'une paire de pédicules, d'une paire de lames et de sept processus ou apophyses : un processus épineux, deux processus transverses, deux processus articulaires supérieurs et deux processus articulaires inférieurs (Figure 2.1.c). L'apophyse épineuse est la structure que l'on peut facilement palper sur le dos.

Outre les caractéristiques anatomiques communes précédemment décrites, les vertèbres de chaque segment du rachis présentent des particularités liées à leur fonction ou à leur mobilité. Notamment, la vertèbre C7 est qualifiée de proéminente puisque son apophyse épineuse fait saillie sous la peau. Également, en ce qui concerne les vertèbres thoraciques (Figure 2.1.d), elles présentent les particularités suivantes :

- Le corps vertébral des vertèbres T2 à T9 présente, de chaque côté, deux surfaces articulaires, les fosses costales supérieure et inférieure situées respectivement sur les bords supérieur et inférieur du corps. Les corps des vertèbres T1, T10, T11 et T12, ne présentent que des fosses costales supérieures.
- À l'exception de T11 et T12, les apophyses transverses possèdent des fosses costales transverses.

Ces fosses costales supérieures, inférieures et transverses constituent les facettes articulaires entre les vertèbres et les côtes. En effet, au niveau thoracique, chaque côte s'articule avec une vertèbre thoracique du même niveau.

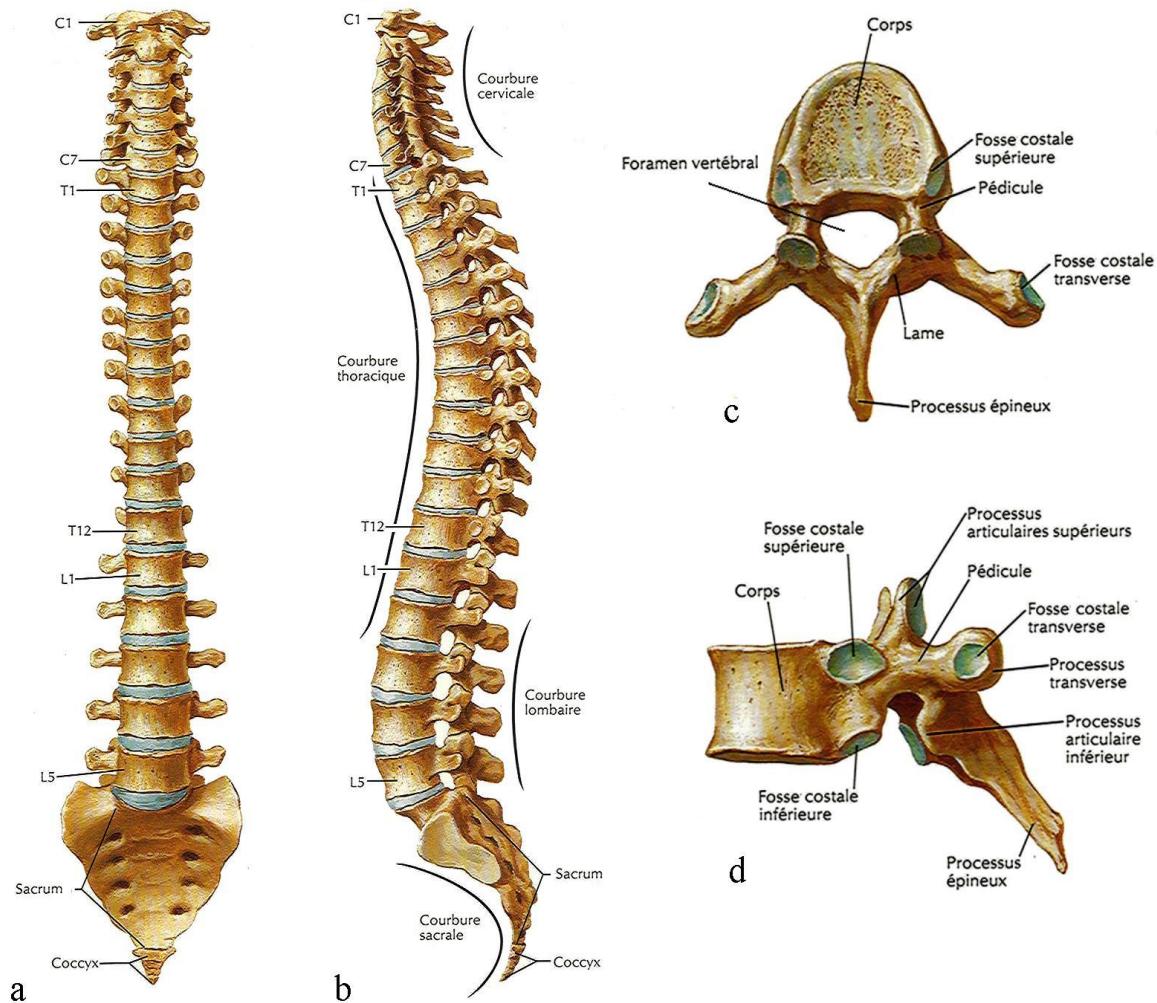


Figure 2.1 - Anatomie de la colonne vertébrale selon les vues antérieure (a) et latérale gauche (b) et anatomie d'une vertèbre thoracique typique selon les vues supérieure (c) et latérale gauche (d) (adaptées de [1]).

2.1.2 Cage thoracique

Sur le plan anatomique, la cage thoracique désigne l'ensemble des éléments osseux spécifiques au thorax, à savoir : les 12 vertèbres du segment thoracique, les 12 paires de côtes et le sternum.

Comme son nom l'indique, elle constitue une cage, de forme conique, qui protège les organes vitaux responsables, entre autres, de la respiration et de la circulation sanguine.

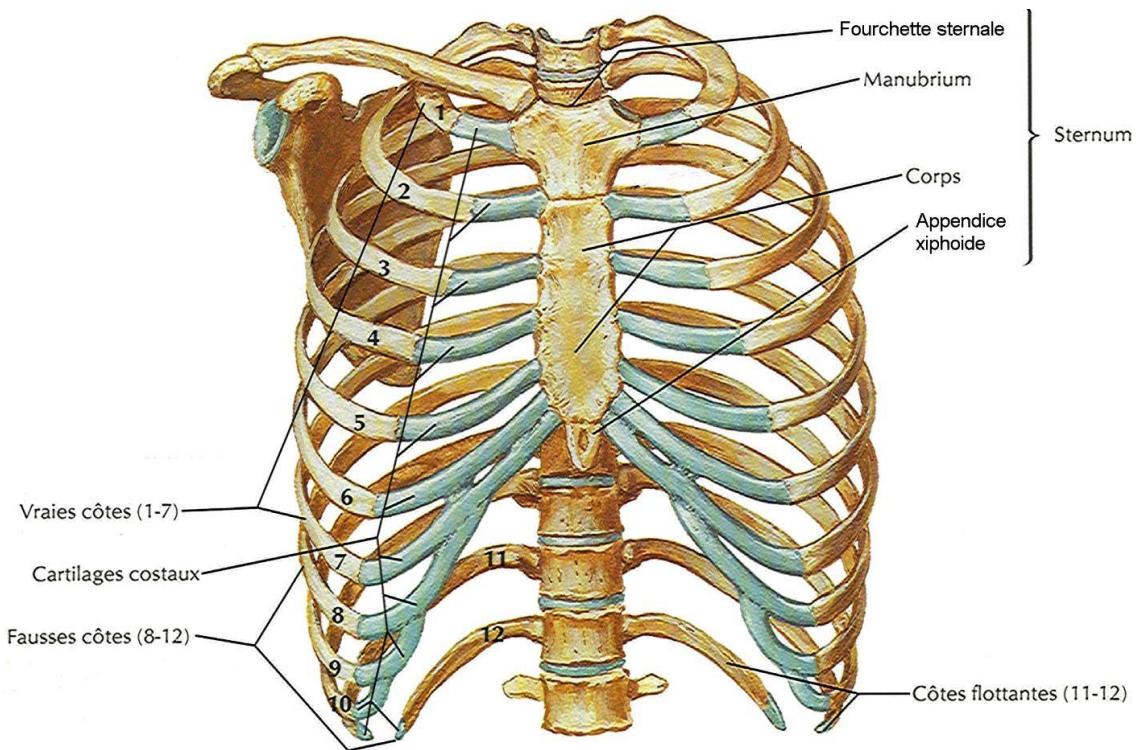


Figure 2.2 – Anatomie de la cage thoracique en vue antérieure (adaptée de [1]).

Le sternum est un os plat et allongé, qui forme la partie centrale de la cage thoracique antérieure (Figure 2.2). Il se compose de trois parties, de haut en bas :

- Le manubrium, auquel se rattachent les clavicules et la première paire de côtes.
- Le corps sternal, auquel s'articulent les 9 paires de côtes suivantes à travers les cartilages costaux.
- L'appendice xiphoïde qui constitue l'extrémité inférieure du sternum.

La fourchette sternale, échancrure centrale sur le bord supérieur du manubrium, est aisément palpable. L'angle sternal, situé entre le manubrium et le corps, est facilement palpable à travers la peau et permet de repérer l'origine de la deuxième paire de côtes.

Les côtes sont au nombre de 24, formant 12 paires de côtes gauche et droite (Figure 2.2). Elles sont toutes articulées, du côté postérieur, aux vertèbres thoraciques (T1 à T12). Les côtes des

niveaux T1 à T7 sont reliées, en avant, au sternum par un cartilage propre à chacune. Elles sont dites « vraies côtes », par opposition aux côtes des niveaux T8 à T10, dites « fausses côtes », qui sont unies en avant par leur cartilage au cartilage de la côte du niveau T7. Finalement, les côtes des niveaux T11 et T12 sont dites « côtes flottantes » étant donné qu'elles ne sont aucunement rattachées au sternum.

L'orientation des côtes varie selon leur position. Les côtes les plus hautes sont plus à l'horizontale que les plus basses. Au niveau de la 9^{ième} paire de côtes, l'obliquité devient maximale et ensuite, décroît jusqu'à la 12^{ième} paire. Les côtes sont séparées entre elles par des espaces intercostaux plus larges à l'avant qu'à l'arrière. De plus, de la 1^{ière} à la 7^{ième} paire, leur longueur augmente puis diminue jusqu'à la 12^{ième} paire.

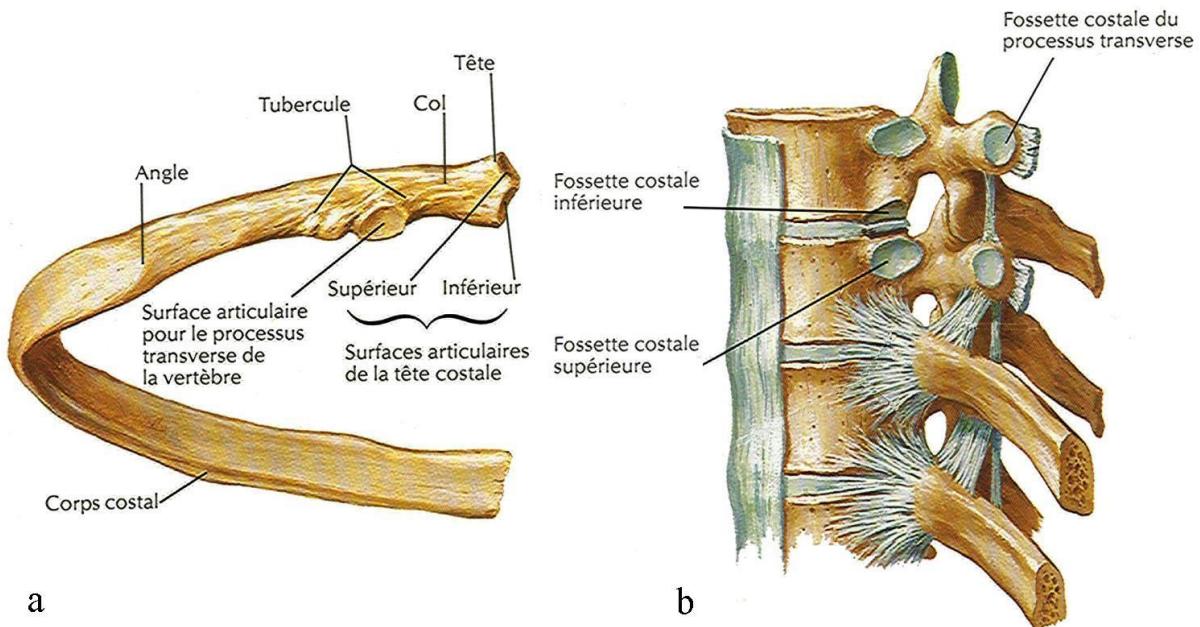


Figure 2.3 – Anatomie d'une côte typique en vue postérieure (a) et d'une jonction costovertebrale en vue latérale gauche (b) (adaptées de [1]).

Les côtes, quel que soit leur niveau, présentent des caractéristiques communes. Du côté dorsal vers le côté ventral (Figure 2.3.a), elles comportent chacune :

- Une tête costale. Séparée horizontalement en deux demi-facettes, la tête des côtes des niveaux 2 à 10 s'articule avec les fosses costales supérieure et inférieure des corps

vertébraux des niveaux adjacents (Figure 2.3.b). La tête des côtes des niveaux T1, T11 et T12 ne présente qu'une seule facette articulaire, puisqu'elle ne s'articule qu'au corps de la vertèbre du même niveau.

- Un col qui constitue le prolongement latéral de la tête.
- Un tubercule. Tubérosité marquée sur la partie dorsale de la côte, elle s'articule à la fosse transverse de la vertèbre du même niveau. Le tubercule constitue la jonction de la tête costale et du corps. Typiquement, les côtes des niveaux T11 et T12 ne possèdent pas de tubercule.
- Le corps constitue la portion la plus longue de la côte. Fine et plate, elle présente deux surfaces. La surface externe est marquée par une ligne appelée l'angle costal et qui sert d'attachement à un tendon. La surface interne est concave et lisse. À ce niveau, la côte est courbée et tordue le long de son axe.
- L'extrémité ventrale est plus large et plus épaisse que le corps et se termine par une surface ovalaire, poreuse, qui, pour les côtes des niveaux T1 à T10, reçoit le cartilage costal. C'est la jonction costochondrale.

Finalement, il est important de mentionner que la cage thoracique d'un sujet sain présente une symétrie quasi-parfaite entre les côtés gauche et droit. Toutefois, dans certaine pathologie, comme notamment la scoliose, la cage thoracique est globalement déformée, et introduit une asymétrie du thorax et du tronc.

2.2 Scoliose adolescente idiopathique

La présente section présente les différents aspects cliniques reliés à la scoliose, à commencer par une description des déformations scoliotiques, puis une revue rapide sur les caractères étiologiques et épidémiologiques de la pathologie, ainsi que les considérations reliées à la qualité de vie des patients scoliotiques. Nous aborderons ensuite le caractère progressif de la scoliose, son évaluation clinique et radiologique, et enfin les différentes stratégies de traitement.

2.2.1 Définition

La scoliose a longtemps été décrite comme une déformation latérale de la colonne vertébrale. Toutefois, depuis les années 70, plusieurs auteurs ont soulevé le caractère tridimensionnel de la

déformation, mettant souvent l'emphasis sur sa composante axiale [2-5]. Associée à la déformation du rachis, la cage thoracique subit elle aussi une déformation notable, perdant ainsi sa symétrie. Finalement, l'ensemble de ces déformations se répercute également sur l'apparence externe du tronc des patients scoliotiques.

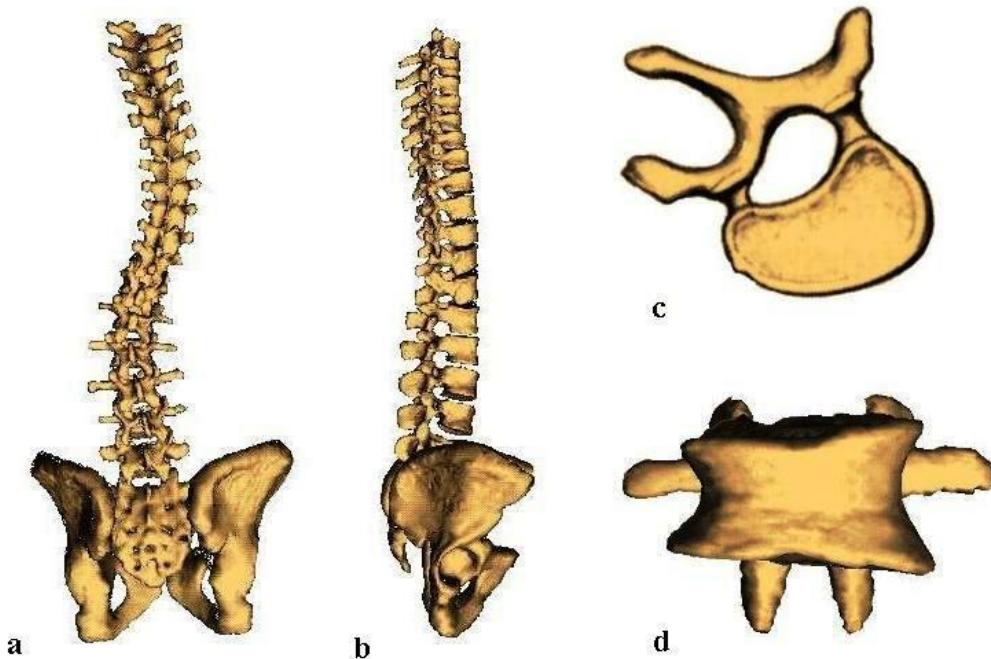


Figure 2.4 – Déformations de la colonne vertébrale dans le plan frontal (a) et le plan sagittal (b). Déformations des vertèbres dans le plan axial (c) et le plan frontal (d).

2.2.1.1 Déformations de la colonne vertébrale

Comme mentionné précédemment, la colonne vertébrale d'un sujet scoliotique est déviée dans les trois plans de l'espace. Ce sont les composantes de la déformation :

- Dans le plan frontal, le rachis présente des courbures pathologiques de convexité opposée qui peuvent être situées aux niveaux thoracique et/ou lombaire. Notons également un phénomène d'inclinaison des vertèbres (Figure 2.4.a).

- Dans le plan sagittal, on note une perte des courbures physiologiques (Figure 2.4.b), qui se traduit soit par une hypercyphose thoracique (dos voûté), soit par une hypocyphose thoracique (dos plat), soit par une hyperlordose lombaire (dos cambré).
- Dans le plan axial, on observe une rotation des vertèbres entre elles, ainsi qu'une torsion généralisée de la colonne vertébrale.

Ainsi, la configuration tridimensionnelle globale de la colonne vertébrale d'un sujet scoliotique se voit déformée. À cela s'ajoutent des déformations locales affectant la morphologie des vertèbres. En effet, les plateaux vertébraux perdent leur parallélisme, on parle alors de cunéiformisation [6] (Figure 2.4.d). De plus, l'arc vertébral est également déformé et l'orientation des apophyses transverses et épineuse est modifiée (Figure 2.4.c) [2].

2.2.1.2 Déformations de la cage thoracique

L'apparition des courbures scoliotiques du rachis a pour effet de réduire la hauteur de la colonne vertébrale. Cette diminution de taille entraîne un déplacement vertical du sternum [2]. En effet, le sternum subit un déplacement vers le bas, proportionnellement à la sévérité des courbures. Toutefois, il ne subit pas de déplacement latéral majeur et reste dans le plan de symétrie du tronc.

Reliées au sternum, les insertions antérieures des côtes subissent également un abaissement, ce qui conduit à une dénivellation entre les extrémités costales postérieures et antérieures [2]. Il en résulte une verticalisation des côtes vers le bas. Pour les côtes qui sont localisées du côté de la convexité, la verticalisation touche le segment postérolatéral, alors que pour les côtes localisées du côté de la concavité, elle affecte le segment antérolatéral.

Dans le plan frontal, l'inclinaison des vertèbres s'accompagne d'un rapprochement des côtes situées dans la concavité, c'est-à-dire d'une diminution des espaces intercostaux, et d'un espacement des côtes situées dans la convexité.

Dans le plan axial (Figure 2.5), la rotation des vertèbres entraîne la modification de l'orientation physiologique des articulations costo-vertébrales qui, du côté de la convexité, se projettent postérieurement, alors que du côté de la concavité, se projettent antérieurement. La côte du côté convexe est alors repoussée vers l'arrière, et la côte du côté concave est repoussée latéralement et vers l'avant.

À la rotation axiale des paires de côtes est également associée une asymétrie des courbures au niveau de l'angle costal. Du côté convexe, on observe une augmentation de la courbure postérieure de la côte, alors que du côté concave, on remarque une diminution de la courbure de la côte [7].

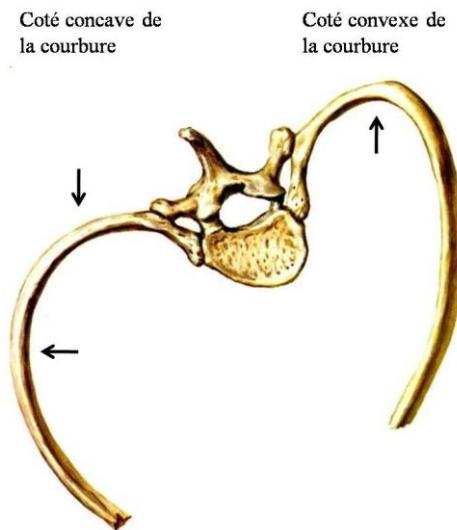


Figure 2.5 – Déformations de la cage thoracique dans le plan axial.

2.2.1.3 Déformations générales du tronc

L'ensemble des déformations scoliotiques de la colonne vertébrale et de la cage thoracique affecte l'aspect général du tronc (Figure 2.6). Ce sont notamment ces changements de l'apparence externe qui constituent les premiers symptômes de la scoliose.

Selon le degré de sévérité de la scoliose, on remarque une asymétrie plus ou moins accentuée du tronc, notamment :

- Une asymétrie de hauteur des épaules [8],
- Une omoplate proéminente [8],
- Une asymétrie de hauteur et de taille des seins [9],
- Une asymétrie des distances entre les bras et le corps en position debout [8],
- Une asymétrie du bassin [8].

À cela s'ajoute, dans la plupart des cas, l'apparition d'une bosse au niveau du dos des patients, du côté convexe de la courbure scoliotique. Elle est provoquée par la modification de l'orientation des articulations costo-vertébrales. Cette bosse, appelée gibbosité, est plus appréciable lorsque le patient se penche en avant [3] (Figure 2.7).

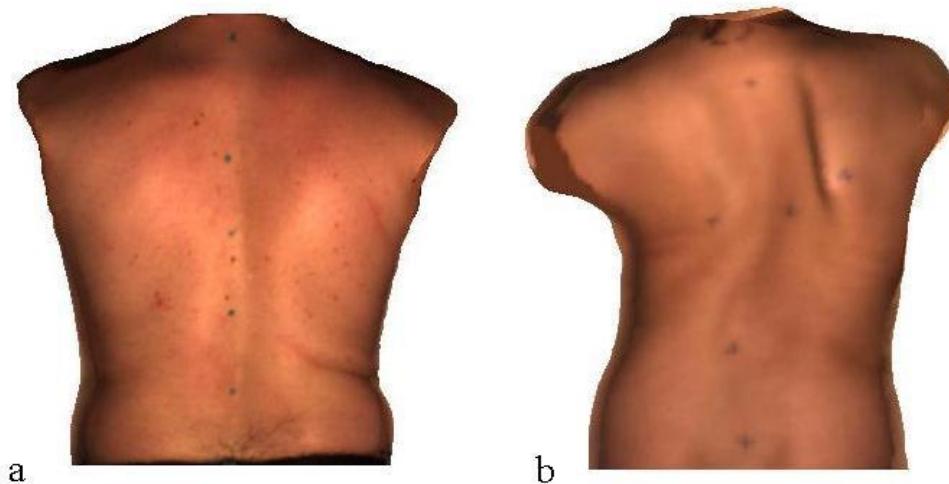


Figure 2.6 – Vues postérieures de troncs de sujets sain (a) et scoliotique (b).

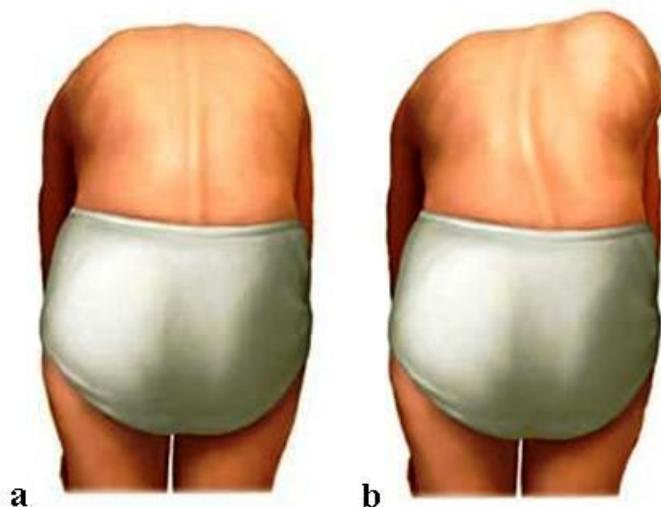


Figure 2.7 – Sujets sain (a) et scoliotique (b) en flexion antérieure (reidhosp.adam.com). Le dos du patient scoliotique présente une bosse, c'est la gibbosité.

Une autre déformation notable est le déjettement latéral du tronc, qui correspond à la déviation de l'extrémité supérieure de la colonne vertébrale horizontalement par rapport à son extrémité inférieure.

2.2.2 Étiologie

Dans 70 à 80 % des cas, la scoliose est dite idiopathique, c'est-à-dire qu'elle n'a pas de cause connue. Toutefois, de nombreuses équipes de recherche œuvrent encore aujourd'hui à retracer les facteurs étiologiques qui seraient capables d'induire une scoliose. Les pistes sont nombreuses [10]: facteurs génétiques, hormonaux, neuromusculaires ou biomécaniques. Une origine multifactorielle de la scoliose idiopathique est également souvent avancée.

Néanmoins, dans certains cas, la scoliose est provoquée par une autre pathologie ou traumatisme. On observe notamment des scolioses malformatives dues par exemple à des malformations des vertèbres dès la naissance, des scolioses traumatiques provoquées par des accidents, des scolioses neuromusculaires causées par des maladies neurologiques ou musculaires, ou encore des scolioses paralytiques. Dans ces cas, on ne parle plus de scoliose idiopathique mais de scoliose secondaire.

Dans la suite de la thèse, nous aborderons uniquement les scolioses idiopathiques.

2.2.3 Épidémiologie

La scoliose idiopathique survient le plus souvent durant l'enfance ou l'adolescence, soit avant la fin de la maturité osseuse. Selon l'âge du patient lors de son apparition, la scoliose est infantile (0 à 3 ans), juvénile (3 à 12 ans) ou adolescente (12 ans et jusqu'à la fin de la maturité osseuse). Le risque d'aggravation est d'autant plus grand quand la scoliose est apparue de manière précoce [11].

L'incidence de la scoliose idiopathique adolescente (SIA) a été évaluée à 4.5 %, sur un groupe de 26947 adolescents âgés entre 12 et 14 ans [12]. Toutefois, cette incidence varie selon le degré de sévérité des courbures scoliotiques. De plus, pour les courbures de faible sévérité, on ne remarque pas de différence significative entre les incidences mesurées chez les garçons et chez les filles [12]. Par contre, dans les cas les plus sévères, l'incidence chez les filles est 5 fois plus élevée que chez les garçons [12].

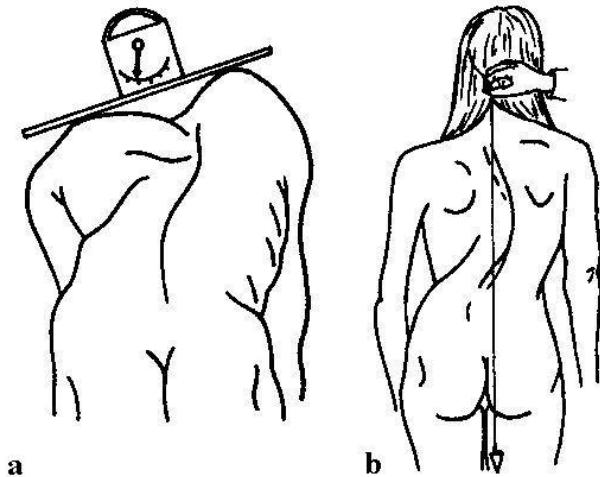


Figure 2.8 – Appréciation clinique des déformations du tronc : mesure de la gibbosité moyennant un scoliomètre (a) et mesure du déjettement latéral du tronc moyennant un fil à plomb (b) (tirées de [3]).

2.2.4 Évaluation clinique

L'évaluation clinique de la SIA repose sur l'appréciation visuelle des asymétries et déformations du tronc. Une mesure, en position debout, à l'aide d'un fil à plomb tendu à partir de la proéminence vertébrale de C7, permet de quantifier le déjettement latéral du tronc (Figure 2.8.b). Pour évaluer l'importance de la gibbosité, le clinicien procède au test d'Adams, qui consiste à apprécier qualitativement l'asymétrie du dos du patient en flexion antérieure. Pour une mesure plus quantitative, la littérature propose soit des outils de relevés de contours [13], soit le scoliomètre [14] (Figure 2.8.a). Ce dernier a longtemps été utilisé dans des tests de dépistage précoce de la scoliose adolescente. Il est préconisé essentiellement à cause de sa simplicité, de sa portabilité et de son prix très abordable. Toutefois, la mesure se faisant en position de flexion antérieure est sujette à une variabilité causée par l'oscillation du patient. De plus, le positionnement du scoliomètre, pendant l'évaluation, est réalisé manuellement par le clinicien. D'une visite à l'autre, ce positionnement peut varier et donc introduire des erreurs. Également, la mesure est ponctuelle, elle ne permet de quantifier la rotation du dos qu'à des niveaux discrets, et donc ne caractérise pas le profil complet du dos. Finalement, la fiabilité du scoliomètre est un sujet controversé dans la littérature [14-17]. Notamment dans le cadre du dépistage, le seuil optimal de détection d'une scoliose est difficile à établir [18], considérant que durant l'adolescence, l'asymétrie du tronc est fréquente [19-21] et n'indique pas toujours une scoliose.

2.2.5 Évaluation radiologique

Pour confirmer un diagnostic de scoliose, une évaluation radiologique est réalisée. Elle consiste en l'acquisition de radiographies de face et de profil (Figure 2.9), du rachis complet du patient en position debout. Sur ces radiographies, différentes mesures permettent de quantifier et de caractériser les déformations de la colonne vertébrale.

Tout d'abord, l'évaluation consiste à localiser la vertèbre sommet ou l'apex, sur la radiographie frontale (Figure 2.9, à gauche). C'est la vertèbre la plus déviée latéralement, et généralement, c'est la vertèbre du segment courbé qui est la plus horizontale. Sa position permet de distinguer entre les scolioses de type :

- Thoracique, l'apex est situé entre la vertèbre T2 et le disque T11-T12,
- Thoraco-lombaire, l'apex est situé entre les vertèbres T12 et L1,
- Lombaire, l'apex est situé entre le disque L1-L2 et la vertèbre L5.

Toutefois, il peut exister plus d'une vertèbre apicale, et donc plus d'une courbure. À ce moment, on parle de courbures double ou triple. Elles sont nécessairement de convexités opposées.

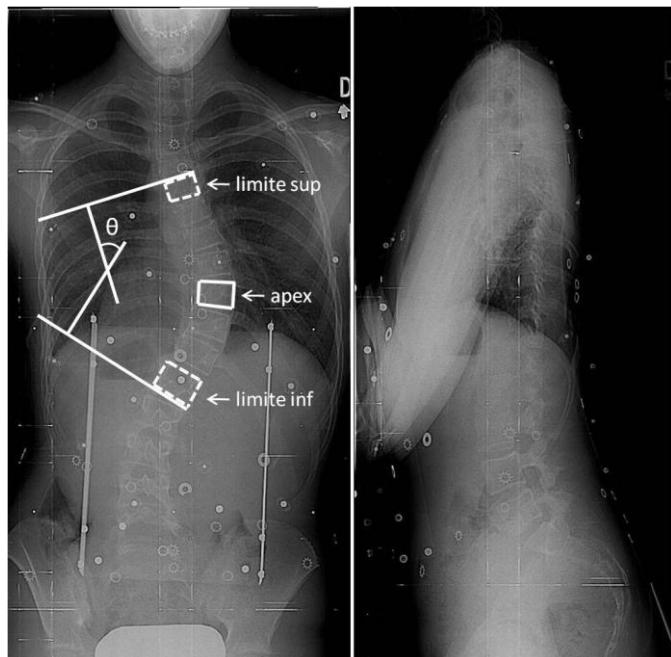


Figure 2.9 – Radiographies postéro-anterieure (à gauche) et latérale droite (à droite) d'un patient scoliotique. Mesure de l'angle de Cobb (θ) dans le plan frontal, à partir des vertèbres limites et localisation de l'apex dans le plan frontal.

Ensuite, il s'agit essentiellement de mesurer l'angle de Cobb sur la radiographie frontale (Figure 2.9, à gauche). Cet indice permet de quantifier le degré de sévérité de la courbure scoliotique. Il correspond à l'angle formé par la tangente au plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure, et la tangente au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure [22]. Les vertèbres limites sont les vertèbres les plus inclinées sur le cliché frontal, soit les points d'inflexion de la courbure. L'angle de Cobb peut également être mesuré sur la radiographie de profil afin d'apprécier les modifications des courbures dans le plan sagittal, à savoir les degrés de cyphose et de lordose.

L'angle de Cobb dans le plan frontal est considéré à l'heure actuelle comme la mesure standard dans l'évaluation de la scoliose. La facilité de sa mesure et de son interprétation en fait sa popularité auprès des cliniciens. Toutefois, cela est souvent remis en cause puisque l'angle de Cobb ne permet pas de caractériser la déformation scoliotique de manière unique. En effet, c'est un indice 2D, calculé dans un plan, alors que la déformation est de nature tridimensionnelle. D'autre part, la mesure de l'angle de Cobb présente une faible reproductibilité : les variances intra et inter opérateurs varient respectivement entre 3.9° et 12.6° et entre 1.06° et 7.57° dans le plan frontal [23-26], et dans le plan sagittal, elles sont respectivement de 11.25° et 0.61° [25].

Il est également important de préciser que, pour le suivi des déformations scoliotiques, des radiographies frontale et latérale du patient sont acquises tous les six mois, afin d'évaluer la progression de la déformation rachidienne. Cependant, cette exposition répétée des patients aux radiations ionisantes est non sans danger sur leur santé. Une étude sur une large cohorte de patientes scoliotiques [27] a démontré qu'une exposition répétée aux rayons X durant l'adolescence peut augmenter le risque de développer un cancer du sein à l'âge adulte.

2.2.6 Progression

Comme mentionné précédemment, la scoliose survient essentiellement durant l'adolescence. Étant donné que, durant cette période, la croissance osseuse est à son pic (augmentation moyenne de la taille de 6 à 8 cm par année [28]), les risques de progression des déformations scoliotiques sont considérables.

Plus spécifiquement, le risque de progression dépend du stade de maturité osseuse atteint par le patient. Le test de Risser permet d'évaluer la maturité osseuse, sur une échelle de 0 à 5. D'après Parent et al. [28], lorsque l'indice de Risser est entre 0 et 1, le risque de progression augmente à

60 à 70%, alors que lorsque l'indice de Risser est supérieur à 3, le risque diminue à moins de 10%.

De plus, le sexe du patient influence le risque de progression. En effet, il a été noté que pour des courbures similaires, le risque de progression chez les filles est dix fois plus important que chez les garçons [11]. D'autres critères reliés à la courbure scoliotique, comme l'angle de Cobb et le nombre de courbures, ont également un impact sur le risque de progression.

Dans les cas de progression les plus risqués et en absence de traitement, les déformations scoliotiques thoraciques peuvent conduire à des troubles respiratoires [11].

2.2.7 Qualité de vie

De nos jours, grâce au dépistage précoce, à la sensibilisation de la société et au progrès dans les techniques de suivi et de traitement de la scoliose, le taux de mortalité relié à la SIA est très faible [11]. Les conséquences de la pathologie pour le patient ne sont donc pas en termes de survie ou de mortalité, mais plutôt reliées à la qualité de vie [29].

Une revue des études portant sur la qualité de vie des patients scoliotiques [30] a souligné l'impact psychosocial de la scoliose. Notamment, les adolescents scoliotiques sont généralement bien plus préoccupés par leur apparence externe que par les déformations internes [30]. Ils sont également soucieux que leur corps se développe différemment de celui des adolescents sains. D'autre part, les patients scoliotiques n'ont pas de problème à réaliser les activités de la vie quotidienne, toutefois ils souffrent davantage de maux de dos comparé à la population générale.

Également, une étude a tenté d'évaluer l'influence des déformations scoliotiques de la colonne vertébrale et du tronc sur les réponses des patients adolescents à un questionnaire évaluant leur qualité de vie [29]. Il a été démontré que l'angle de Cobb constitue la mesure radiographique la plus significativement corrélée à l'aspect « fonctionnalité », du questionnaire. Alors que la gibbosité thoracique, mesure topographique, est significativement corrélée aux aspects « fonctionnalité » et « apparence externe », du questionnaire.

2.2.8 Traitement de la scoliose

Le traitement de la scoliose dépend essentiellement du degré de sévérité de la courbure, de la maturité physiologique du patient, et du risque de progression. Ainsi, pour les faibles ou

moyennes courbures, c'est-à-dire un angle de Cobb inférieur à 40°, un traitement par corset est généralement prescrit. Pour les courbures plus sévères (angle de Cobb supérieur à 50°) et progressives un traitement par chirurgie est souvent recommandé.

2.2.8.1 Traitement par corset

Le traitement par corset a pour but principal non pas la correction de la scoliose mais la limitation de son aggravation durant la période de croissance du patient. Il existe une large gamme de corsets (corset de Boston, corset de Milwaukee, corset de Charleston, corset SpineCor, et bien d'autres), toutefois le principe de base est le même (Figure 2.10). Il consiste à appliquer des pressions sur le tronc du patient qui vont se propager jusqu'à la colonne vertébrale au travers de la peau, des muscles, des tissus adipeux et de la cage thoracique. Le corset doit généralement être porté quotidiennement pendant plusieurs heures, il est donc souvent très contraignant pour le jeune patient.

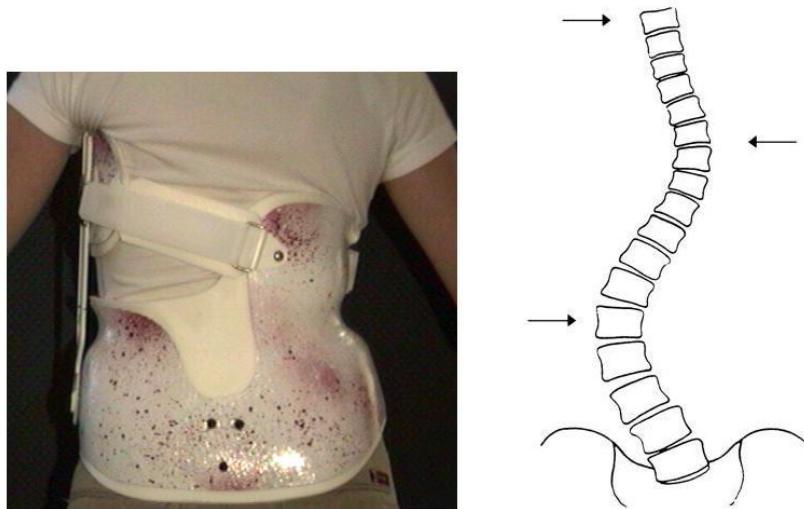


Figure 2.10 – Exemple de corset porté par un patient (à gauche) et principe d'action du corset (à droite).

Le traitement par corset est, à l'heure actuelle, encore très controversé. De nombreuses études ont été menées pour évaluer son efficacité. Dépendamment de la mesure utilisée pour quantifier l'efficacité, les résultats sont mitigés : certains auteurs considèrent le traitement par corset comme le meilleur traitement non chirurgical [31-33], d'autres concluent que les résultats du traitement

sont fortement liés à l'adhésion du patient au traitement [34] et finalement, d'autres remettent fortement en doute son efficacité [35-37], et soulignent le recours fréquent à la chirurgie après corset [38].

2.2.8.2 Traitement par chirurgie

Le traitement chirurgical de la scoliose idiopathique adolescente est en général prescrit lorsque le patient est proche de la maturité osseuse et que la déformation a trop progressé malgré ou sans traitement par corset. Il est également considéré lorsque les déformations sont difficilement tolérées par le patient, aux points de vue fonctionnel et esthétique [39]. Il est à noter que pour les patients, la raison principale de se faire opérer émane de leur insatisfaction quant à leur apparence externe, notamment à cause de la gibbosité [40].

Le principe de base de toute chirurgie correctrice de la scoliose est de redresser le rachis, à l'aide d'une instrumentation comportant des tiges métalliques ancrées sur les vertèbres moyennant des vis ou des crochets. Une greffe osseuse (arthrodèse) est également réalisée pour fusionner le segment redressé.

Le résultat du traitement chirurgical peut être défini de différentes manières. En général, pour les chirurgiens, il est principalement radiographique et se traduit en termes de réduction de la courbure après traitement, à court et long termes. Une revue des études portant sur la réduction de l'angle de Cobb après chirurgie [41] montre que, au cours des dix dernières années, la réduction moyenne de la courbure initiale dans le plan frontal est de 40 à 50 %. Toutefois, cette amélioration radiographique n'est pas nécessairement accompagnée d'une amélioration identique de l'apparence externe des patients. Pour ces derniers, le résultat chirurgical est davantage sur le plan esthétique. Ils s'attendent à une correction des déformations du tronc dont les différentes asymétries et la gibbosité. Cependant, des études ont montré que la réduction de la gibbosité, comparativement à celle de l'angle de Cobb, est moindre [42, 43], de l'ordre de 30% [44, 45]. D'après [44], cela pourrait s'expliquer par le fait que la chirurgie est réalisée sur la colonne vertébrale sur laquelle les forces correctrices sont principalement appliquées, et que ces dernières n'agissent que secondairement sur la cage thoracique.

Actuellement, pour améliorer la satisfaction des patients, une thoracoplastie est parfois réalisée, soit en même temps que la chirurgie de la colonne, soit lors d'une seconde chirurgie. La thoracoplastie permet de retirer une partie ou la totalité d'une ou de plusieurs côtes qui sont à

l'origine de la gibbosité. Toutefois cette procédure n'est pas sans conséquences sur les fonctions pulmonaires des patients [46].

2.2.9 Classification 2D des courbures rachidiennes scoliotiques

Il existe différentes approches chirurgicales variant selon le type d'instrumentation utilisée et selon le type d'approche du rachis (antérieure ou postérieure). Le choix du segment à fusionner et du nombre de vertèbres à instrumenter est également crucial, considérant d'une part, la perte de flexibilité qui en découle pour le patient, et d'autre part, le risque de progression des déformations. Une classification des déformations scoliotiques permet d'assigner, à chaque type de courbure, une stratégie opératoire précise.

Également, une classification permet de définir un vocabulaire commun pour les cliniciens leur permettant de partager leurs connaissances et découvertes. De plus, la scoliose idiopathique n'ayant pas de cause connue, il est intéressant de voir comment les différents types de courbures progressent pendant la croissance et ainsi, il serait possible de définir, pour chaque classe, un patron de progression distinct, avec une prise en charge adéquate.

Pour qu'un système de classification soit applicable efficacement, il doit satisfaire certains critères [47-49]. Il doit notamment être : - complet, de sorte qu'aucun patient ne soit rejeté de la classification, - mutuellement exclusif, de sorte qu'un patient ne puisse être assigné à plus d'une classe, - facile à utiliser et à comprendre, - stable et fiable, avec des reproductibilités inter et intra opérateur prouvées.

Dans le but de faciliter la décision relative au nombre et aux niveaux de vertèbres à instrumenter pour la correction chirurgicale de la scoliose, King et al [50] ont proposé un système de classification des courbures scoliotiques thoraciques, basé sur leur configuration, leur amplitude et leur degré de flexibilité, appréciés dans le plan frontal. Ainsi, le système distingue 5 classes : double courbure avec prédominance lombaire (type I), double courbure avec prédominance thoracique (type II), courbure thoracique unique (type III), courbure thoraco-lombaire unique (type IV) et double courbure thoracique (type V) (Figure 2.11). Bien que cette classification soit largement utilisée en clinique, on lui associe plusieurs limites, à commencer par la restriction à des courbures thoraciques uniquement. En effet, le système n'est pas complet puisque les courbures lombaires sont exclues. Ensuite, la classification considère uniquement la déformation

dans le plan frontal, évaluée sur une radiographie postéro-antérieure. Enfin, deux groupes de recherche différents ont documenté une faible reproductibilité inter et intra opérateur [48, 51].

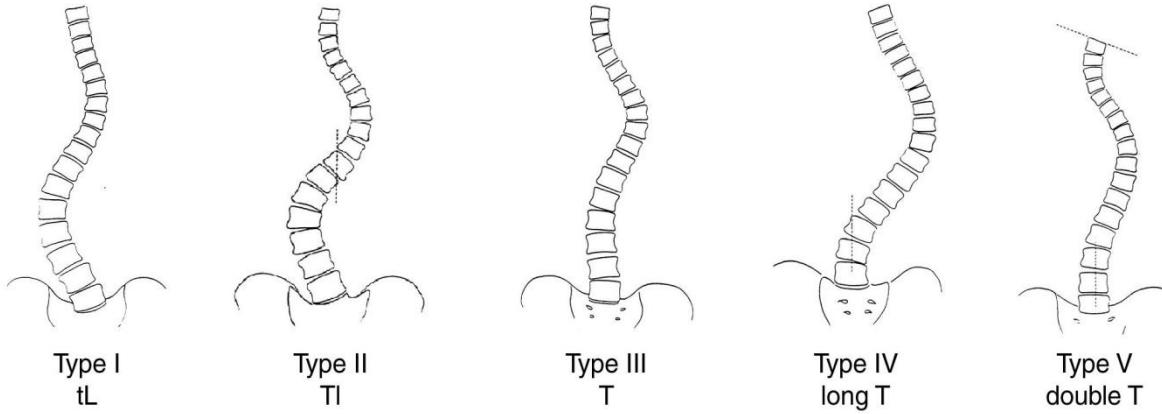


Figure 2.11 - Classification de King

Ces limitations ont conduit à l'élaboration d'une nouvelle classification, la classification de Lenke [52], qui a l'avantage principal de considérer la déformation dans les deux plans frontal et sagittal. C'est une classification quasi-3D. En effet, moyennant des radiographies frontale et latérale en position debout et deux radiographies frontales en flexion latérale gauche et droite, il s'agit de déterminer le type de courbure parmi 6 classes possibles (Figure 2.12): principale thoracique (type 1), double thoracique (type 2), double majeure (type 3), triple majeure (type 4), thoraco-lombaire ou lombaire (type 5), thoraco-lombaire ou lombaire et principale thoracique (type 6). Les critères de distinction des courbures sont essentiellement leur configuration et leur amplitude dans le plan frontal, leur profil sagittal, leur flexibilité et leur correction en flexion latérale. Chacune de ces classes est ensuite subdivisée selon deux facteurs : la configuration lombaire (A, B ou C) et le profil sagittal thoracique (-, N ou +). Ainsi, la classification de Lenke recouvre une très large variété de courbures scoliotiques (42 sous-classes au total). Quant à la fiabilité du système de classification, la littérature documente une bonne reproductibilité, supérieure à celle du système de King [52, 53] lorsque la classification est réalisée sur des radiographies pré-mesurées. Cependant, lorsque ce n'est pas le cas, comme en clinique par exemple, la reproductibilité est moins bonne [54] puisque le type de courbure repose sur

l'identification de la vertèbre apicale et la mesure manuelle de l'angle de Cobb sur les radiographies, à laquelle est associée une reproductibilité modérée [23-26].

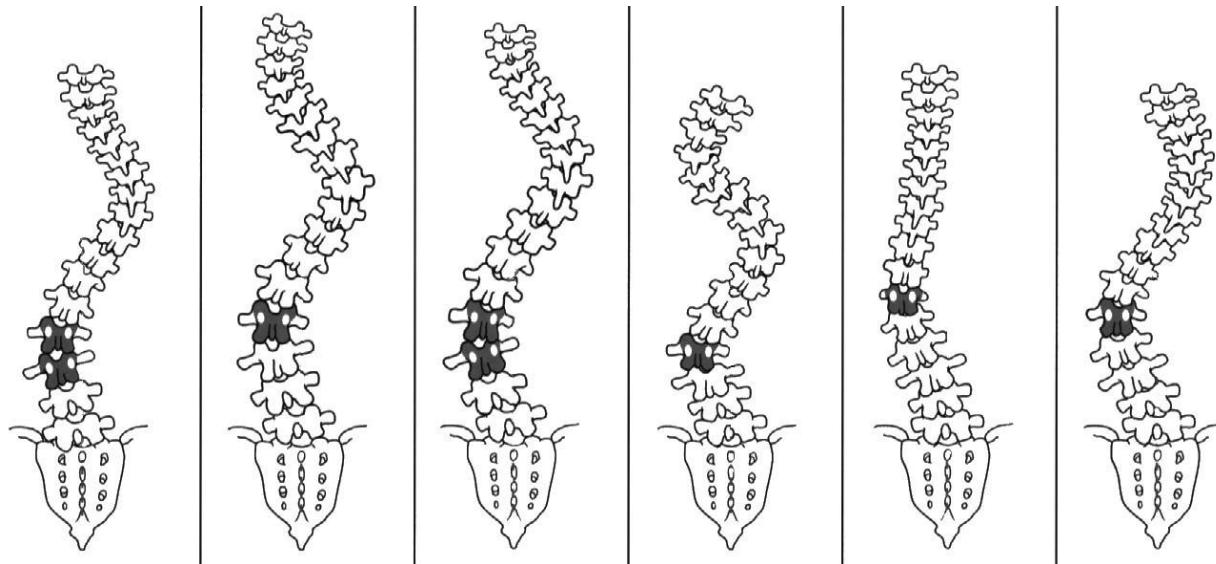


Figure 2.12 - Classification de Lenke : de gauche à droite les types de courbures 1 à 6.

De plus, le test de flexion latérale radiographique ajoute des inconvénients aux classifications de King et de Lenke. En effet, à cause des dimensions de la plaque radiographique, la flexion du patient n'atteint pas toujours sa valeur maximale. D'autre part, l'acquisition radiographique en flexion latérale augmente l'exposition des patients aux rayons X. Ce test n'est donc réservé qu'aux patients devant recourir à un traitement chirurgical. Finalement, ces systèmes de classification manquent de fiabilité puisqu'ils dépendent, tous deux, de l'expérience de l'opérateur. À cela s'ajoute le fait que, même si la classification de Lenke s'étend à une évaluation bi-planaire de la déformation scolioïque, les observations et les mesures sont réalisées sur des radiographies 2D, qui ne peuvent représenter la complexité de la déformation scolioïque tridimensionnelle.

2.3 Modélisation 3D des structures osseuses du tronc

La scoliose est tout d'abord une pathologie du système musculo-squelettique. Comme présentée à la section précédente, c'est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la

cage thoracique. Depuis que l'importance du caractère tridimensionnel de la scoliose a été soulevée, un intérêt grandissant pour l'imagerie 3D de la colonne vertébrale et de la cage thoracique a conduit plusieurs groupes de recherche à travers le monde à proposer de nouvelles techniques de reconstruction 3D de ces structures osseuses.

2.3.1 Acquisition des images

L'évolution technologique des dernières années dans le domaine de l'imagerie médicale a ouvert la voix à différentes modalités d'imagerie tridimensionnelle. Comme premier exemple, la tomodensitométrie (CT-scan) est une modalité d'imagerie 3D fortement préconisée pour la visualisation des structures osseuses. Toutefois, son utilisation pour l'évaluation de la scoliose n'est pas recommandée, essentiellement à cause de l'exposition excessive aux radiations ionisantes que cela impliquerait au patient, notamment pour une acquisition volumétrique de tout le tronc. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) constitue une autre modalité d'imagerie 3D, qui a l'avantage d'être non ionisante. Elle pourrait être envisageable pour l'évaluation de la scoliose, cependant les acquisitions peuvent être très longues et les frais de l'examen très dispendieux. De plus, l'exposition à un champ magnétique n'est pas recommandée pour les patients scoliotiques instrumentés. Enfin, les acquisitions effectuées par les deux modalités d'imagerie précitées se font en position couchée. Toutefois, dans le cas de la scoliose, il est nécessaire d'évaluer le patient dans sa position la plus naturelle, soit la position debout. C'est pourquoi les nombreux travaux réalisés jusqu'à présent pour l'imagerie 3D de la scoliose, se basent sur des acquisitions radiographiques. La fréquence de ces acquisitions, étant invasives pour les patients, est limitée à tous les six mois environ afin de contrôler l'exposition aux radiations ionisantes.

Récemment, une nouvelle modalité d'imagerie ostéo-articulaire basse dose a été introduite en clinique. Le système EOS est une cabine verticale, en plexiglas, semi ouverte dans laquelle le patient se tient debout. L'appareil comprend deux unités orthogonales comportant chacune une source de rayons X et une barrette de détecteurs numériques, unies physiquement. Ces deux unités vont alors balayer verticalement le patient de la tête aux pieds, de façon synchronisée, en près de 25 secondes. La géométrie même des détecteurs ainsi que la présence de collimateurs constituent un obstacle au rayonnement diffusé, permettant de réduire le bruit et donc d'obtenir une meilleure qualité d'image. De plus, la spécificité des détecteurs gazeux utilisés offre une

grande dynamique d'image, une résolution spatiale de l'ordre de $250 \mu\text{m}$ [55] et des facteurs de réduction de doses par rapport aux radiographies conventionnelles, allant de 4 à 20 selon les localisations [56].

À partir des images radiographiques, conventionnelles ou provenant du système EOS, acquises sous des incidences différentes, il est possible de reconstruire en 3D les structures osseuses du tronc, par stéroradiographie.

2.3.2 Reconstruction 3D

La stéroradiographie permet de reconstruire une entité à partir de deux ou plusieurs projections radiographiques. Cette technique comporte plusieurs étapes : l'acquisition sous différentes incidences de deux ou plusieurs radiographies, le calibrage de ces celles-ci, l'identification et la mise en correspondance de primitives sur les images et la reconstruction 3D proprement dite.

Concernant tout d'abord l'environnement radiographique, il existe dans la littérature deux configurations principales : la configuration multi-planaire [57-61] et la configuration stéréoscopique [62]. Dans les deux cas, il s'agit de faire un compromis entre une base épipolaire aussi large que possible, tout en parvenant à visualiser les mêmes structures anatomiques sur les deux radiographies. Parmi les configurations stéréoscopiques, on notera essentiellement celle constituée de deux radiographies postéro-antérieures, l'une à incidence standard horizontale (PA) et l'une avec le tube surélevé et incliné d'un angle de 20° par rapport à l'horizontale (PA20) [63]. Alors que pour les configurations multi-planaires, on retiendra la combinaison de deux radiographies standards : une postéro-antérieure (PA) et une latérale (LAT). Une évaluation *in vitro* des reconstructions d'un spécimen cadavérique de colonne vertébrale a démontré que la précision obtenue avec la configuration PA-PA20 est de $5.6 \pm 4.5 \text{ mm}$, comparée à $2.1 \pm 1.5 \text{ mm}$ pour la configuration PA-LAT [64]. Ces résultats ont fait de cette dernière la configuration la plus communément utilisée actuellement pour la reconstruction 3D du rachis.

Les premières approches stéroradiographiques de reconstruction 3D, que ce soit pour la colonne vertébrale ou pour la cage thoracique [65, 66], ont appliqué l'algorithme du Direct Linear Transform (DLT) [67]. Afin de limiter les erreurs d'extrapolation, ce dernier nécessite un objet de calibrage assez large pour contenir le patient. Le volume de cet objet le rend encombrant et empêche sa portabilité. Pour pallier ces limitations, de nouvelles méthodes de calibrage explicite

ont été introduites [57, 58]. Elles proposent l'utilisation d'un gilet [57] (Figure 2.13) ou d'une ceinture [58] de calibrage portés par le patient lors des acquisitions. Les algorithmes consistent en une optimisation non linéaire d'une fonction objective représentant l'erreur de rétroposition de marqueurs incrustés dans le gilet [57] ou de repères anatomiques vertébraux [58].

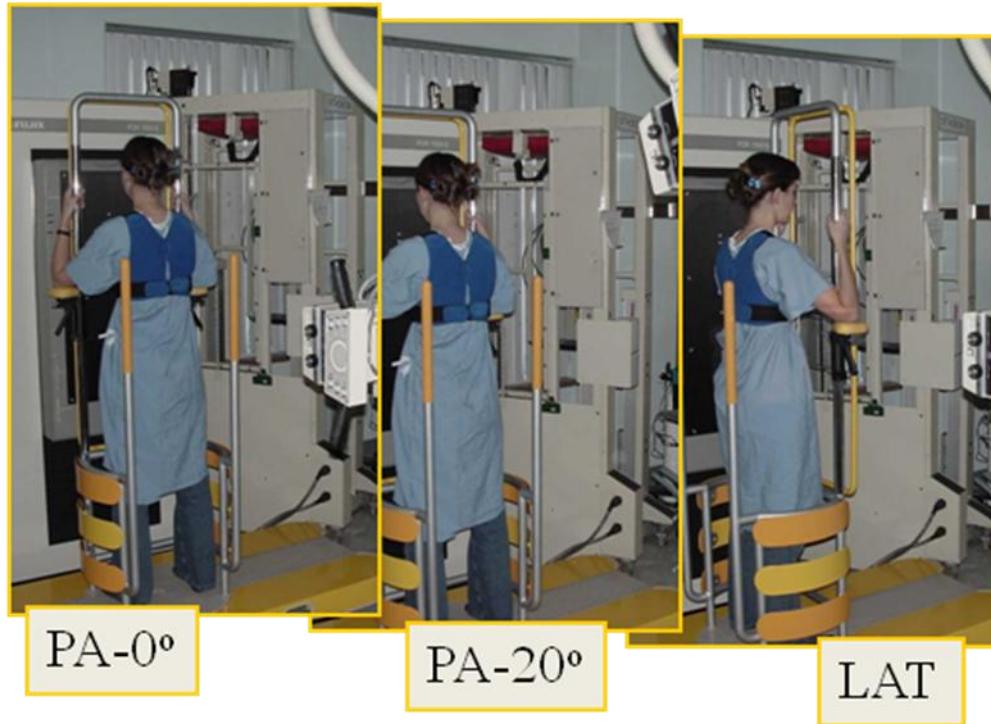


Figure 2.13 - Acquisition des radiographies utilisant le gilet de calibrage.

Le choix des primitives, leur mise en correspondance et la reconstruction 3D dépendent des structures d'intérêt. Ainsi, nous distinguerons dans les deux sous-sections suivantes, les méthodes de reconstruction 3D de la colonne vertébrale et celles de la cage thoracique.

2.3.2.1 Reconstruction 3D de la colonne vertébrale

Le choix des primitives représentant les vertèbres et leur identification sur les radiographies est une étape cruciale dans le processus de reconstruction 3D de la colonne vertébrale. Des primitives ponctuelles correspondant à six repères anatomiques vertébraux (Figure 2.14), identifiés manuellement par un expert en radiologie, ont été utilisées dans un premier temps [64].

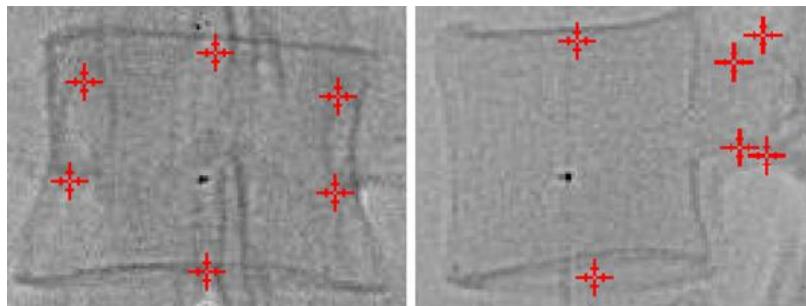


Figure 2.14 - Repères anatomiques des vertèbres en vue PA (à gauche) et en vue LAT (à droite).

Cependant, l'identification manuelle demande un temps considérable et souffre d'une variabilité inter et intra opérateur. Pour cela, des techniques de segmentation semi-automatique et automatique de vertèbres ont été proposées. Ces méthodes reposent essentiellement sur un recalage 3D/2D de modèles statistiques de vertèbres [68, 69]. Des approches basées davantage sur le contenu de l'image radiographique ont été proposées, notamment pour la segmentation semi-automatique des pédicules [70].

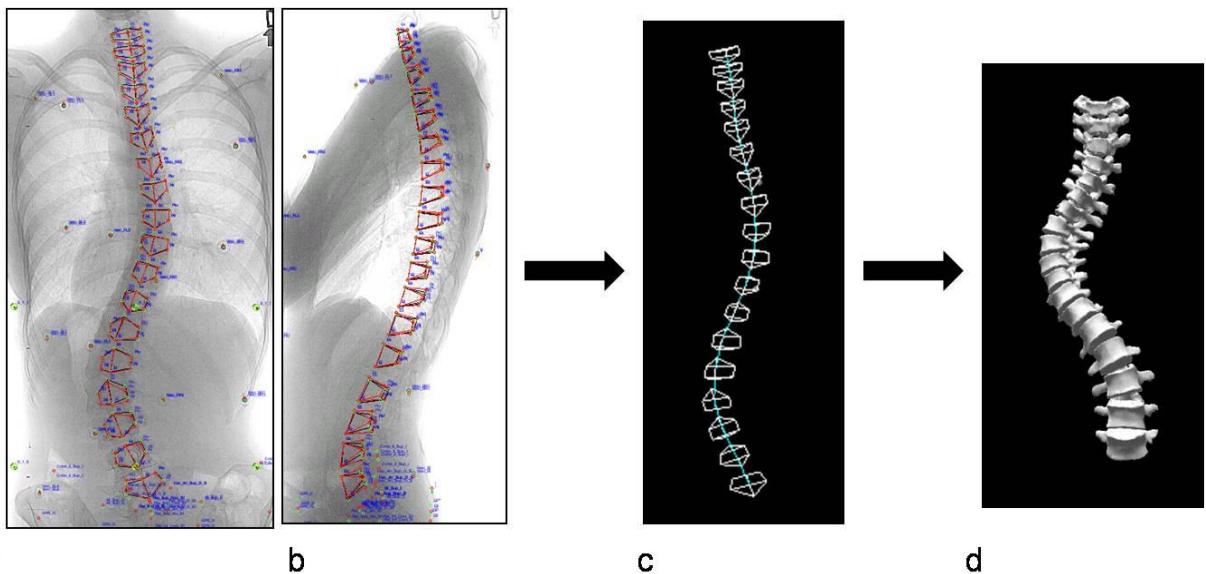


Figure 2.15 – Reconstruction 3D de la colonne vertébrale : sélection des 6 repères anatomiques par vertèbre sur les radiographies PA (a) et LAT (b), reconstruction 3D de ces repères (c) et ajustement d'un modèle surfacique de vertèbre (d).

Dans le cas de primitives ponctuelles stéréo correspondantes, la reconstruction des points est obtenue par triangulation ou intersection des rayons de projections. Les modèles de vertèbres ainsi obtenus permettent des calculs de position et d'orientation des vertèbres. Toutefois, pour une représentation plus détaillée de la morphologie des vertèbres et un rendu visuel plus intéressant, il est possible de compléter le modèle des 6 points par ajustement d'un modèle générique déformable de vertèbres autour de ces 6 points [59] (Figure 2.15). Une autre approche propose de raffiner le modèle des 6 points en reconstruisant également des points non stéréo correspondants (NSCP), visibles sur une seule radiographie [71].

2.3.2.2 Reconstruction 3D de la cage thoracique

Malgré l'importance et la complexité des déformations scoliotiques de la cage thoracique, celle-ci n'a reçu que peu d'attention de la part de la communauté scientifique, comparé à la colonne vertébrale. Pourtant, une reconstruction 3D de la cage thoracique permet de réaliser des mesures qui ne peuvent être obtenues sur une reconstruction de la colonne vertébrale, notamment la gibbosité thoracique. Les quelques travaux qui portent sur la reconstruction 3D de la cage thoracique sont revus et analysés dans la présente sous-section, et leurs caractéristiques sont développées à l'annexe 1.

La première méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique proposée dans la littérature [65] se base sur deux radiographies postéro-antérieures, PA et PA20 du tronc en position debout. Sur chacune de ces radiographies, 11 points sont numérisés manuellement sur la ligne médiane de chaque côté (ligne fictive se projetant entre les contours des côtes sur les radiographies). Ces points sont ensuite interpolés par une spline cubique sur laquelle 60 points par côtes sont discrétisés. Les 60 points sont ensuite appariés entre les deux vues moyennant l'algorithme DLT et reconstruits en 3D par triangulation. Cette méthode a ensuite été améliorée, pour incorporer le mouvement des patients entre les deux acquisitions radiographiques [72]. Cependant, cette technique de reconstruction présente plusieurs limitations, à commencer par la longue et fastidieuse numérisation manuelle des radiographies qui s'accompagne nécessairement d'une variabilité inter et intra opérateur. D'un autre côté, la faible disparité entre les incidences PA et PA20 rend la reconstruction très sensible aux erreurs de numérisation ce qui entraîne des erreurs de reconstruction notamment selon la profondeur [64]. À cela s'ajoute le fait que la radiographie PA20 est non standard et nécessite le déplacement du tube à rayons X entre les acquisitions. De

plus, pour réaliser la reconstruction 3D de la cage thoracique et de la colonne vertébrale, cela entraîne une triple exposition aux radiations ionisantes, et donc limite l'usage de la PA20.

Pour pallier aux inconvénients inhérents à la PA20, les méthodes qui ont été proposées par la suite se basent toutes sur les radiographies standards PA et LAT, couramment utilisées en clinique, notamment pour la reconstruction 3D de la colonne vertébrale. Cependant, l'importante superposition des structures osseuses sur le cliché latéral réduit considérablement la visibilité des côtes. Pour compenser ce manque d'information, les méthodes proposées font usage d'information *a priori* sur la forme tridimensionnelle des côtes [73] ou de la cage thoracique au complet [74, 75], moyennant des modèles 3D. Ces modèles déformables 3D utilisés en [73] et [74] ont été obtenus statistiquement sur une base de données de cages thoraciques de patients scoliotiques reconstruites par la méthode proposée en [65], dont nous venons de présenter les limites, au paragraphe précédent. Ceci remet donc en question la fiabilité des modèles *a priori* employés. Dans le cas de l'approche exposée en [75] et validée en [76], le modèle *a priori* n'est autre qu'une reconstruction tomodensitométrique d'une cage thoracique. Aucune information quant à l'origine et aux caractéristiques de cette dernière n'a été mentionnée. Toutefois, une reconstruction unique ne permet pas d'approximer la diversité anatomique liée à l'âge et aux diverses déformations scoliotiques possibles.

2.3.3 Mesures 3D

La littérature offre donc une panoplie de méthodes de reconstruction 3D de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Les modèles en résultant sont nécessaires pour réaliser des mesures 3D des déformations scoliotiques. Différents indices, locaux ou globaux, sont introduits dans la littérature pour quantifier ces déformations.

2.3.3.1 Indices relatifs à la colonne vertébrale

Les mesures de déformation de la colonne vertébrale peuvent être divisées en deux catégories : les indices globaux, qui décrivent la déformation spinale au niveau de la courbure ou de la colonne au complet, et les indices locaux, associés à chaque niveau vertébral, et qui décrivent davantage la déformation des vertèbres.

Parmi les indices décrivant la déformation globale ou régionale de la colonne vertébrale, on compte tout d'abord l'angle de Cobb. Généralement mesuré en 2D sur les radiographies PA et

LAT, sa définition a été étendue à des plans verticaux quelconques, dits auxiliaires, et selon [77], on parle d'indices non plus 2D mais quasi-3D. En effet, en faisant tourner un plan vertical autour d'une région de la colonne reconstruite en 3D, on peut rechercher par exemple, le plan de déformation maximale (ou minimale) qui correspond au plan sur lequel se projette la colonne en engendrant une valeur maximale (ou minimale) de l'angle de Cobb (Figure 2.16 - a). Par la suite, un angle de Cobb 3D a été proposé [78]. Il s'agit de l'angle entre les normales aux plans des plateaux vertébraux des vertèbres limites.

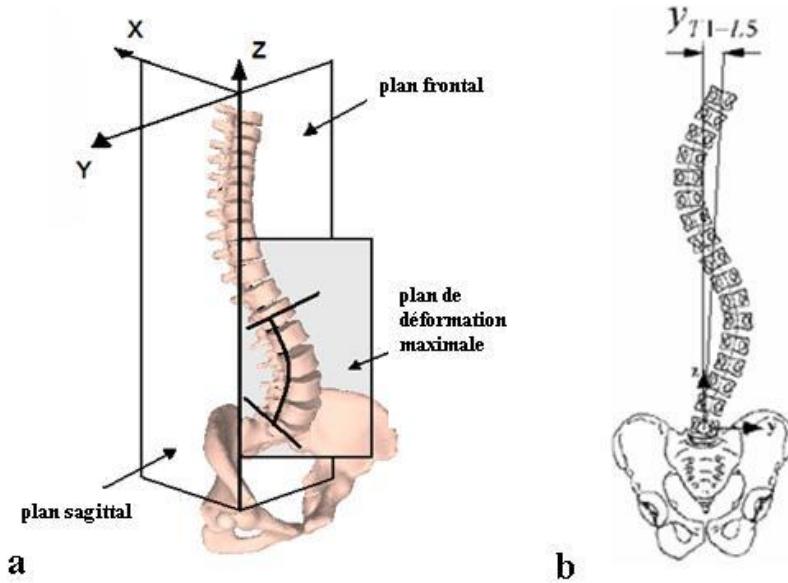


Figure 2.16 - Mesures de la déformation de la colonne vertébrale : détermination du plan de déformation maximale (a) et mesure du déjettement latéral (b)

Bien que l'angle de Cobb représente l'indice le plus communément employé pour quantifier la scoliose, il ne décrit pas à lui seul l'ensemble des déformations scoliotiques. Pour cela, on retrouve d'autres indices comme la déviation latérale et le déjettement de la colonne (Figure 2.16 - b), ou encore la torsion géométrique [79] qui quantifie la déviation des vertèbres par rapport à un plan unique.

Au niveau local de la vertèbre, une mesure importante de la déformation scoliotique est la rotation axiale de la vertèbre. Différentes techniques de mesure de la rotation à partir de radiographies frontales ont été proposées, comme la méthode de Cobb [22], ensuite celle de Nash and Moe [80]. Toutefois, la rotation se faisant dans le plan transverse, une radiographie frontale 2D rend la mesure très complexe. Stokes a proposé une nouvelle méthode de mesure de la

rotation axiale [81]. La variabilité de celle-ci est comprise entre 2.3° et 5.9° dépendamment du niveau vertébral considéré [62].

2.3.3.2 Indices relatifs à la cage thoracique

Pour quantifier les déformations de la cage thoracique, la littérature propose différents indices 3D. Parmi les indices extrinsèques reliés au positionnement et à l'orientation des côtes (Figure 2.17 - a), on retrouve la rotation axiale des paires de côtes qui représente l'angle que fait le plan frontal avec la double-tangente à la partie postérieure des côtes, projeté sur le plan transverse [44, 65, 82-85]. Sa variabilité selon [62], est en moyenne de 1.1° . Pour quantifier l'angulation des côtes dans les plans sagittal et frontal, un plan d'adéquation est défini par minimisation, au sens des moindres carrés, des distances entre la ligne médiane des côtes et le plan [65, 86, 87].

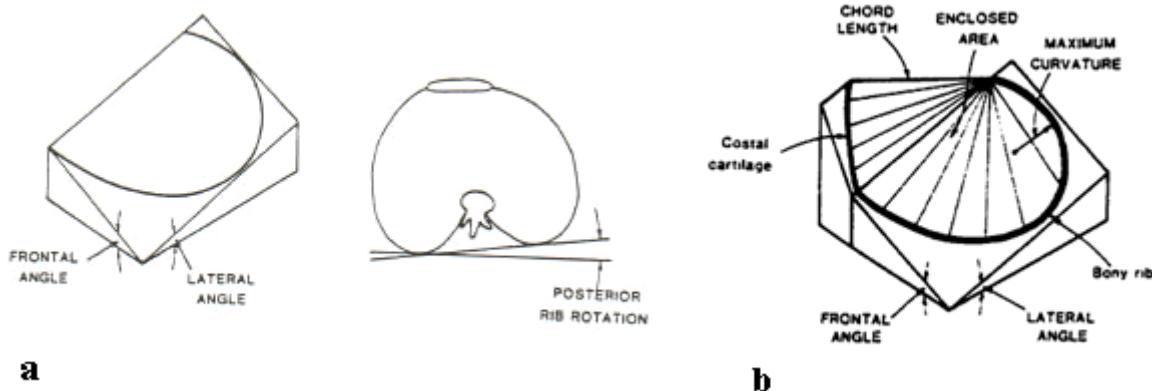


Figure 2.17 - Indices extrinsèques (a) et intrinsèques (b) relatifs aux côtes

Les indices intrinsèques décrivant la forme propre des côtes sont variés dans la littérature [65, 66, 82]. Sont essentiellement considérés (Figure 2.17 - b) : la longueur d'arc, la distance entre les extrémités costo-vertébrale et costo-chondrale, la courbure maximale mesurée sur la portion postérieure, et l'aire circonscrite par la côte dans le plan d'adéquation maximale. L'asymétrie droite-gauche de la cage thoracique est alors décrite par les différences des indices calculés sur les côtes gauche et droite de chaque niveau thoracique [66].

2.3.3.3 Relation entre les déformations scoliotiques de la colonne vertébrale et de la cage thoracique

La relation entre les déformations scoliotiques de la cage thoracique et celles de la colonne vertébrale a fait l'objet de diverses études, variant notamment selon la méthodologie adoptée.

Une première étude, proposée depuis déjà une vingtaine d'années [5], consistait à étudier les relations entre les composantes de rotations axiales et les composantes de courbure et de déviations latérales associées à une scoliose. Entre autre, l'auteur [5] s'est intéressé à la corrélation entre la rotation axiale maximale des côtes, et l'angle de Cobb en 2D. Pour se faire, il a réalisé une étude sur 40 patients, pour lesquels les reconstructions 3D de la cage thoracique et de la colonne vertébrale étaient disponibles. Par régression linéaire, un coefficient de corrélation de Pearson de 0.63 est noté entre l'angle de Cobb et la rotation maximale des côtes. Cette corrélation est certes statistiquement significative mais modérée. Cela pourrait, d'une part, s'expliquer par le nombre relativement faible de patients considérés, mais aussi de par le fait que la valeur de rotation axiale d'une seule paire de côtes n'explique pas forcément à elle seule toute la déformation de la cage thoracique. En effet, il serait plus intéressant d'analyser la relation entre l'angle de Cobb et le profil complet de gibbosités, calculées sur toutes les paires de côtes. D'autre part, la différence entre les courbures postérieures des côtes d'une même paire est une mesure non sans importance. Finalement, la relation recherchée n'est peut-être pas linéaire, mais d'ordre supérieur.

En partant justement de l'hypothèse que la relation n'est pas forcément linéaire, une étude a tenté d'entrainer un réseau de neurones [88], sur un échantillon d'apprentissage de 43 courbures scoliotiques. Pour évaluer le réseau ainsi bâti, un test a été effectué sur un ensemble de 14 courbures. Les indices de déformations de la colonne vertébrale - l'angle de Cobb et la rotation des vertèbres -, constituaient les entrées du réseau. Au lieu de prédire une sortie continue (valeur de la rotation des côtes), le réseau permet de déterminer dans quel intervalle s'inscrit la rotation des côtes. Dans l'article, une comparaison avec une régression linéaire multiple, réalisée sur la même cohorte, est proposée. Les résultats obtenus en régression linéaire sont semblables à l'étude de Stokes et al., notant un coefficient de Pearson de 0.66, entre l'angle de Cobb et la rotation maximale des côtes. Pour le réseau de neurones, ils relèvent un pourcentage de bonnes prédictions de 54% (56% en apprentissage et 50% en test). Bien que la relation précise entre

l'angle de Cobb et la gibbosité ne constitue pas l'objectif principal de cet article, on peut remarquer que l'angle de Cobb n'explique qu'en partie les 54% de bonnes prédictions, puisqu'il est considéré conjointement à la rotation des vertèbres. Malheureusement, comme on parle de classification et non de régression, aucun coefficient de corrélation ou de détermination n'est calculé, ce qui ne permet pas de comparer directement les deux approches. De plus, les réseaux de neurones sont limités de par leur robustesse face aux erreurs d'acquisition et de par le fait que la solution recherchée peut ne pas être globalement optimale. Également, le nombre d'échantillons est relativement petit, et contient des interdépendances, sachant que plusieurs acquisitions du même patient sont incluses dans la cohorte. Finalement, dans cette étude aussi, on ne considère que la valeur maximale des rotations axiales des côtes pour caractériser l'ensemble des déformations de la cage thoracique.

2.3.4 Classification 3D des courbures rachidiennes scoliotiques

Au cours des dix dernières années, de nouvelles techniques chirurgicales ont été développées. Elles permettent une correction tridimensionnelle de la scoliose, contrairement aux anciennes techniques comme celle de Harrington. Face à cette évolution du traitement en 3D, les classifications 2D des courbures rachidiennes demeurent incomplètes. De plus, à cause de la nature tridimensionnelle de la scoliose, une classification 3D serait plus adéquate.

Dans ce sens, Poncet et al ont été les premiers à proposer une classification 3D des courbures scoliotiques. En analysant uniquement la torsion géométrique de la colonne vertébrale, reconstruite par stéreoradiographie, ils ont réussi à distinguer trois patrons de torsion différents [89]. Bien que cette classification soit très innovatrice et les résultats préliminaires prometteurs, elle n'est pas orientée vers la stratégie opératoire et ne représente pas toute la variabilité tridimensionnelle de la colonne vertébrale.

Duong et al ont réalisé une classification non supervisée de 409 colonnes vertébrales scoliotiques (présentant un angle de Cobb $> 40^\circ$), reconstruites par stéreoradiographie à l'Hôpital Sainte Justine [90]. Les caractéristiques étudiées comportent principalement les angles de Cobb lombaire et thoracique dans les plans frontal et sagittal et dans les plans de déformation maximale et minimale. Les résultats ont montré que les données se regroupent facilement en 5 classes, similaires à celles de Lenke et King. Toutefois, une subdivision en 12 classes permet de ressortir des sous-catégories de courbures scoliotiques avec des composantes discriminantes

tridimensionnelles, ce qui illustre clairement l'importance de considérer le 3D pour une classification plus complète des courbures rachidiennes.

Une classification plus récente [49] propose de rajouter des mesures de déformation dans le plan axial, comme la rotation de la vertèbre apicale et la rotation du plan de déformation maximale. Une classification non supervisée de 245 colonnes vertébrales scoliotiques (angle de Cobb variant entre 9° et 81°), reconstruites par stéreoradiographie, fait ressortir 4 regroupements distincts, variant principalement selon la combinaison des sens de rotation des plans de déformation maximale correspondant aux courbures thoracique et lombaire.

Ces systèmes de classification se concentrent tous sur la configuration 3D de la colonne vertébrale. Cependant, d'autres composantes de la scoliose comme la gibbosité ou la rotation du tronc ont une importance non négligeable, notamment aux yeux des patients et de leurs parents. De plus, comme aucune corrélation élevée entre la rotation axiale du tronc et les indices quantifiant la déformation rachidienne n'a été démontrée à date, cela suppose que la prise en compte des déformations de la cage thoracique ou du tronc pourrait compléter les classifications actuelles des courbures rachidiennes.

2.4 Modélisation 3D de la surface du tronc

Les reconstructions 3D des structures osseuses par stéreoradiographie permettent une évaluation directe des déformations scoliotiques internes. Toutefois, les déformations du tronc, visibles à l'externe, sont également importantes dans l'évaluation de la scoliose puisqu'elles constituent la préoccupation principale des patients. Différentes techniques d'acquisition et plusieurs indices 3D ont été proposés au fil des 30 dernières années pour l'imagerie tridimensionnelle et la description de la surface du dos ou du tronc.

2.4.1 Acquisition et reconstruction 3D de la surface du tronc

L'ensemble des méthodes d'acquisition de la surface du tronc publiées dans la littérature se base sur la vision active. Contrairement à la vision passive qui consiste à tirer l'information de profondeur en exploitant uniquement le contenu de l'image, la vision active permet de contrôler l'illumination de la scène pour en extraire la forme tridimensionnelle. L'avantage majeur de ces techniques réside dans le fait qu'elles sont totalement non invasives et permettent donc, contrairement aux radiographies, des acquisitions aussi fréquentes que souhaité. La présente

section décrit brièvement les différents systèmes proposés. L'annexe 2 présente une description plus détaillée.

Les premiers systèmes proposés dans la littérature se basent sur la projection de lumière structurée pour reconstruire la surface du dos. La topographie de Moiré consiste à produire, à la surface du dos, des franges qui représentent des lignes de niveaux (Figure 2.18). Contrairement à un sujet sain, sur le dos d'un sujet scoliose, on remarque une asymétrie droite-gauche des franges. Ceci a largement été exploité pour le dépistage de la scoliose [91-95]. Cette technique présente toutefois une faible spécificité, est sensible au positionnement du sujet, et l'interprétation des images en résultant n'est pas très intuitive. La technique de raster-stéréographie [96] consiste en une projection d'un patron de lumière représentant soit des lignes parallèles (Figure 2.18), soit un quadrillage régulier. Ainsi, il est possible de reconstruire chaque intersection du quadrillage projeté en identifiant sa position sur l'image acquise par la caméra et son numéro ou sa position dans le patron initial. Les premiers travaux rapportent des résolutions horizontale et verticale de 1 à 2 cm [96], ce qui contribue à une perte d'information et une faible densité de points reconstruits. Le système Quantec constitue une nouvelle version de la raster-stéréographie, utilisant des caméras CCD. Il permet d'acquérir une densité de points plus élevée. Toutefois, il a été démontré [97] que pour la fiabilité des mesures effectuées sur la topographie résultante, il est nécessaire d'effectuer 4 acquisitions, avec repositionnement du patient à chaque fois, suivies d'un moyennage. Ce qui ralentit le processus d'acquisition.

Quelques années plus tard, les systèmes de balayage ont été proposés. Le système ISIS (Integrated Shape Investigation System) [98] permet de reconstruire une dizaine de sections transverses du dos par un balayage vertical par faisceau laser (Figure 2.18). Il a largement été évalué en clinique, tout d'abord dans le suivi de la progression des déformations scolioïques [99-101] puis dans l'évaluation des traitements [102, 103]. Toutefois, l'ensemble de ces études cliniques ont soulevé la faiblesse des indices d'asymétrie transverse ce qui limite son utilisation notamment pour l'évaluation de la gibbosité.

L'ensemble des techniques présentées jusque-là se concentrent sur l'évaluation des déformations du dos. Toutefois, les déformations scolioïques affectent l'ensemble du tronc, d'où l'importance d'une acquisition sur 360°, ce qui a conduit différents groupes de recherche à proposer de nouvelles techniques de reconstruction 3D du tronc. Des systèmes de balayage ont d'abord été

introduits [104, 105]. Le système Optronik Torsograph [104] permet l'acquisition de seulement 10 contours horizontaux, de 100 points chacun, par un balayage circulaire autour du sujet (Figure 2.18). De par sa géométrie propre, le système ne convient pas au sujet dont la taille est inférieure à 1.55 m. Pour pallier notamment à cette dernière limitation, un balayage vertical, de la tête au pied, a été proposé [105]. Quatre numériseurs sont disposés sur un anneau métallique qui entoure le sujet. Chacun de ces numériseurs balaie une partie du tronc et reconstruit, par triangulation, les sections ainsi illuminées. Toutefois un compromis existe entre la vitesse de balayage et la résolution verticale. Les auteurs ont opté pour une résolution verticale de 6.7 mm qui permet d'obtenir un maillage d'environ 60000 nœuds (Figure 2.18), au prix d'une durée d'acquisition d'environ 15 secondes, ce qui rend la reconstruction entachée de bruit provenant des mouvements d'oscillation et de respiration du sujet.

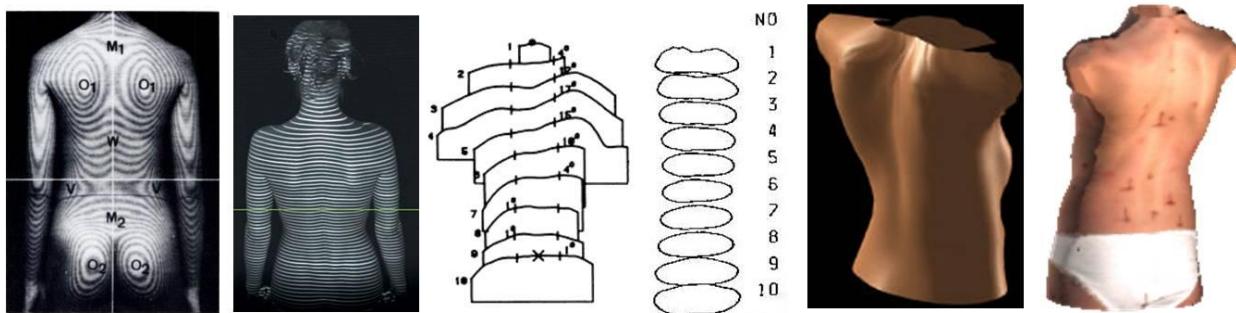


Figure 2.18 - Reconstructions surfaciques du dos ou du tronc obtenues (de gauche à droite) par: projection de Moiré, système Quantec, ISIS, Optronic Torsograph, Balayage laser vertical, Inspeck.

Pour réduire le temps d'acquisition considérable, inhérent aux systèmes de balayage, et pour obtenir une forte résolution spatiale, un nouveau système de reconstruction de la surface du tronc au complet a été proposé au sein du Laboratoire d'Imagerie et de Vision 4D [106]. Le système comporte 4 numériseurs InSpeck (InSpeck Inc., Montréal, Canada) (Figure 2.19), constitués chacun d'une caméra CCD et d'un projecteur de franges en lumière halogène. Le principe d'acquisition des 4 numériseurs est identique. Il consiste à projeter successivement 4 réseaux de franges, déphasés, sur une partie du tronc et à capturer à chaque fois l'image. Ensuite, à partir des

4 images résultantes, le système reconstitue par triangulation le relief de la partie du tronc par rapport à un plan de référence. Une cinquième image acquise sans franges permet d'extraire la texture du tronc, qui est finalement plaquée sur la reconstruction 3D. Pour la reconstruction du tronc au complet, les 4 numériseurs sont disposés de part et d'autres du sujet, en configuration fixe, et permettent de reconstruire chacun une vue du tronc. Grâce à un calibrage permettant de calculer les transformations rigides entre les repères liés à chaque caméra, les vues reconstruites sont ensuite recalées dans un même repère 3D (Figure 2.19) et fusionnées pour former un maillage unique constitué de 40 000 à 70 000 nœuds, dépendamment de la taille du sujet. Les avantages de ce système sont la rapidité de l'acquisition (4 à 5 secondes pour le tronc au complet) et une forte densité de points décrivant la surface du tronc. La précision du système, avec 3 numériseurs, a été évaluée en [107] sur des marqueurs fixés sur un mannequin et dont les coordonnées ont été préalablement mesurées à la CMM. Les résultats ont montré une précision de 1.4 mm sur l'ensemble du tronc, et une précision de 0.56 mm en considérant uniquement le dos. Les nombreux avantages de cette technique par rapport à l'ensemble des techniques de reconstruction de la surface du tronc, proposées antérieurement, ont contribué à en faire la méthode actuellement utilisée, de manière routinière, à la clinique de scoliose du CHU Sainte Justine à Montréal.

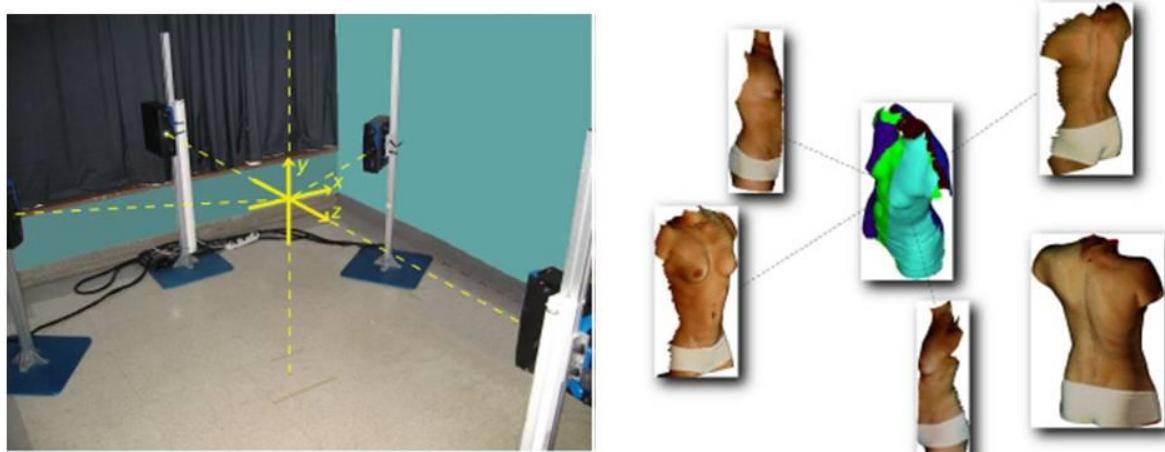


Figure 2.19 - Reconstruction de la topographie du tronc : acquisition à partir de 4 numériseurs (à gauche) et recalage des 4 vues (à droite).

2.4.2 Mesures 3D

Quelque soient les systèmes d'acquisition et de reconstruction, la topographie de surface du dos ou du tronc contient un grand nombre d'informations sur les déformations scoliotiques. L'enjeu à ce niveau est de trouver un moyen de quantifier ces déformations, qui ait du sens pour les cliniciens. Ces mesures doivent être précises, fiables, indépendantes de l'âge, du sexe, de la corpulence et de la taille des sujets. Elles doivent également pouvoir être standardisées en clinique.

Les mesures quantifiant la déformation du tronc sont d'un grand intérêt en clinique, notamment pour évaluer l'effet des traitements sur l'apparence esthétique du tronc, préoccupation majeure des patients. De plus, la distinction entre des valeurs de mesures correspondant à des troncs sains et des troncs pathologiques serait utile pour le dépistage précoce de la scoliose. Et enfin, avec des mesures assez sensibles pour détecter de faibles changements à la surface du tronc, il serait possible de réaliser un suivi non-ionisant et plus fréquent des déformations pour la prédiction d'une éventuelle progression. Avec ces différents objectifs, toute une panoplie d'indices et de mesures ont été proposés dans la littérature.

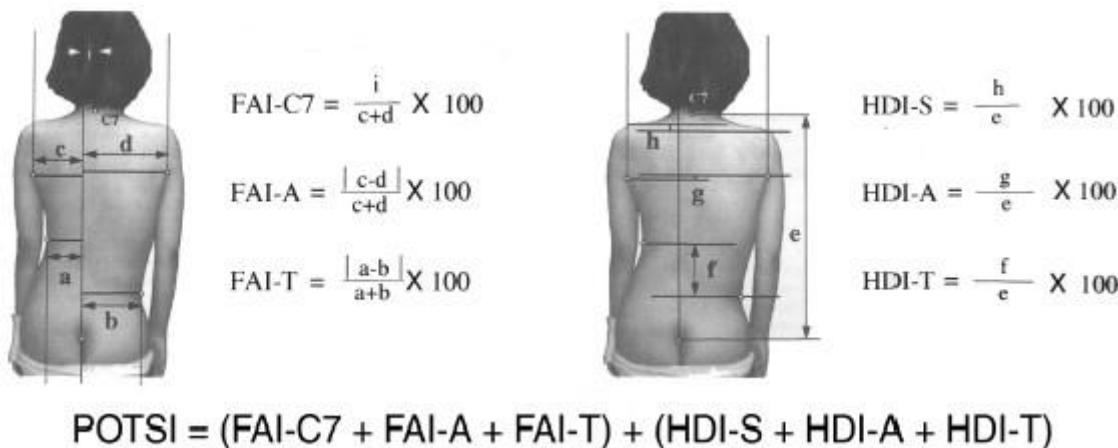


Figure 2.20 - Calcul du POTSI (« Posterior Trunk Symmetry Index »).

Les premiers travaux portant sur l'appréciation des déformations externes du tronc ont tentés de retrouver, sur l'enveloppe externe du dos, des angles similaires à l'angle de Cobb. Ils permettent

d'évaluer la courbure dans les plans frontal et sagittal de la ligne des apophyses épineuses identifiées par palpation et préalablement marquées, comme l'angle Quantec par exemple [97, 100]. Pour éviter l'utilisation de marqueurs, d'autres travaux proposent de construire une courbe 3D passant par les vallées de plusieurs sections horizontales du dos [108] ou par les barycentres des sections horizontales du tronc complet [104]. Bien que des corrélations significatives entre l'angle de Cobb et son équivalent à l'externe aient été démontrées, les indices ainsi définis ne constituent, d'une part, que de l'information redondante par rapport aux indices cliniques mesurés sur les radiographies, et d'autre part, ils n'exploitent pas et ne caractérisent pas l'ensemble des déformations et asymétries du tronc.

Dans le souci de caractériser globalement les déformations scoliotiques du tronc, des index et des scores ont été proposés. Les plus populaires étant le POTSI (« Posterior Trunk Symmetry Index ») [109, 110] (Figure 2.20), le « cosmetic score » [8], le Suzuki Hump Sum, et plus récemment le DAPI (« Deformity in the Axial Plane Index ») [111]. Cependant, chacun de ces indices caractérise les déformations selon un plan donné de l'espace et non pas l'ensemble des déformations 3D. De plus, le calcul de ces indices globaux nécessite la sélection manuelle de repères anatomiques, ce qui va souvent aux dépens de leur reproductibilité associée. C'est pourquoi une détection automatique de ces repères pourrait servir à réduire la variabilité des mesures. Dans la littérature, plusieurs travaux proposent une détection basée sur le critère de courbure de la surface du tronc [112-115] puisque, essentiellement, la courbure se calcule localement, indépendamment du système de coordonnées.

Une autre alternative à l'utilisation de repères anatomiques est l'analyse de formes 3D. Une nouvelle modélisation du tronc au moyen de « splines structurées » est proposée dans la littérature [116]. Elle permet de représenter de manière unique la morphologie de la surface du tronc et de différencier les troncs entre eux [117]. Trois indices orthogonaux, calculés à partir de la modélisation par splines structurées, sont utilisés pour décrire les déformations scoliotiques : l'inclinaison postéro-antérieure (« bend » en anglais) qui représente la rotation du tronc dans le plan sagittal, la torsion (« twist » en anglais) qui représente la rotation dans le plan axial et l'inclinaison latérale (« tilt » en anglais) qui représente la rotation dans le plan frontal. Toutefois, l'interprétation des déformations ainsi quantifiées n'est pas très intuitive et constituerait donc un obstacle à l'intégration de cette technique dans le milieu clinique.

Dans le but de caractériser les déformations plus localement, plusieurs auteurs proposent d'analyser la surface du dos ou du tronc selon des sections transversales extraites le long du tronc. Ces sections sont obtenues par intersection de la surface avec des plans horizontaux qui soit sont espacés également entre le haut et le bas du tronc [100, 104, 118, 119] , soit correspondent aux différents niveaux vertébraux [108, 120] (Figure 2.21) ou encore correspondent à chacune des régions thoracique, thoraco-lombaire et lombaire [95, 121]. Sur chaque section, différents indices sont calculés. On retrouve, entre autres :

- la rotation du dos (BSR pour Back Surface Rotation) qui correspond à l'angle entre la double tangente à la partie postérieure de la section et le plan frontal (Figure 2.21),
- la rotation du tronc qui correspond à l'angle entre l'axe principal (PAX) de la section et le plan frontal (Figure 2.21),
- la différence d'aires entre les portions gauche et droite de la section [122],
- la position du barycentre de la section [118].

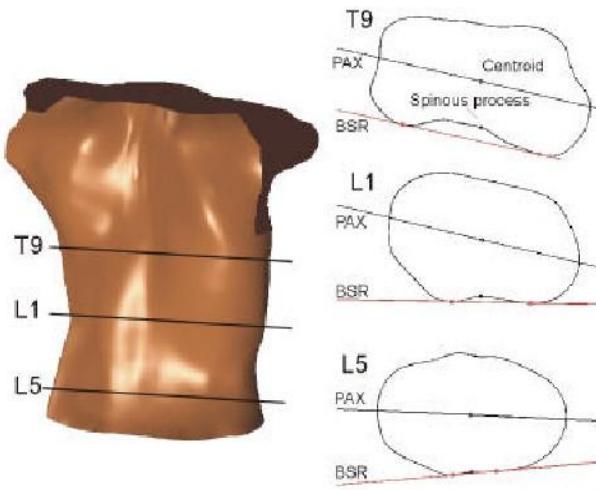


Figure 2.21 - Indices locaux décrivant la surface du tronc sur des sections horizontales correspondant aux niveaux des vertèbres T9, L1 et L5.

Ces indices locaux permettent de décrire les déformations à chaque niveau du tronc. Cependant, pour faciliter les analyses statistiques subséquentes et pour décrire de manière compacte la

déformation du tronc, l'ensemble des mesures est réduit uniquement aux valeurs maximales le long du tronc. Ces dernières renseignent certes sur la sévérité de la déformation, mais on perd toutes notions de localisation de ces maximums et d'étendue de la déformation.

Une récente revue de littérature par Patias et al. [123] répertorie l'ensemble des indices retrouvés dans la littérature pour caractériser les déformations du tronc liées à la scoliose. Suite à cette revue, les auteurs concluent qu'un seul et unique indice ne peut être adéquat pour décrire à lui seul la déformation du tronc. Et face au manque de consensus sur un ensemble optimal d'indices, ils proposent un ensemble de critères que devraient satisfaire les mesures proposées pour caractériser les déformations scoliotiques du tronc. Parmi ces critères, on retiendra que :

- les mesures doivent être basées sur des repères anatomiques facilement et automatiquement identifiables,
- les mesures doivent être obtenues le plus automatiquement possible, avec le moins d'intervention manuelle possible,
- les mesures doivent être indépendantes de la taille et de la corpulence des patients,
- les mesures doivent permettre de distinguer entre différents types de courbures scoliotiques,
- les mesures doivent pouvoir discriminer avec confiance les troncs sains et les troncs pathologiques.

2.4.3 Classification des déformations de la surface du tronc

Dans la littérature, les travaux portant sur la classification des déformations de la surface du tronc sont peu nombreux. Les quelques études publiées [124-126] tentent essentiellement de classifier les troncs en termes de degré de sévérité de la courbure scoliotique, et non en termes de configuration géométrique 3D.

Liu et al ont réalisé une analyse discriminante pas à pas [124] sur divers paramètres calculés à la surface du tronc, reconstruite en 3D par le système Quantec, dans le but de classifier les troncs en 3 groupes, selon la valeur de l'angle de Cobb : inférieure à 10° (groupe 1), comprise entre 10° et 20° (groupe 2) et supérieure à 20° (groupe 3). Les paramètres discriminants retenus sont, pour les courbures simples, l'angle Quantec, et les distances horizontales entre les vertèbres T1 et S1 et le

pli interfessier, et pour les courbures doubles, l'angle Quantec et la cyphose. Cependant, la classification réalisée n'est pas associée à une stratégie de traitement, puisqu'en général, les courbures inférieures à 20° nécessitent uniquement un suivi. Selon le commentaire de Noonan par rapport à cet article, il aurait été plus avantageux de considérer une classification comme suit : courbures inférieures à 25° (suivi du patient), courbures entre 25° et 40° (traitement par corset) et courbures supérieures à 50° (traitement par chirurgie). C'est exactement ce qui a été proposé par le groupe de recherche d'Edmonton, moyennant deux méthodologies différentes [125, 126]. Dans un premier temps, Ramirez et al [125] ont bâti une machine à vecteurs de support (SVM) pour évaluer le degré de sévérité de la scoliose à partir de caractéristiques cliniques et topographiques : la mesure maximale de la rotation du tronc par le scoliomètre, le « cosmetic score » [8] et la torsion axiale du tronc définie comme la différence entre la rotation axiale du tronc aux niveaux thoracique et lombaire. Comparativement à des arbres de décision et une analyse discriminante linéaire, les résultats de cette étude montrent la supériorité des SVM, avec un taux de 85% de bonne classification. Plus tard, Ajemba et al [126] proposent une technique originale d'analyse des déformations du tronc, moyennant une transformation qui déroule la surface du tronc en 3D sur un plan cartésien et une soustraction des parties gauche et droite de la surface déroulée. À partir des cartographies résultantes, deux indices sont calculés : la flexion qui quantifie la déformation scoliotique latérale, et la torsion qui quantifie l'asymétrie transversale. Bien que les résultats obtenus à partir de cette technique montrent que les indices extraits sont fortement corrélés avec l'appréciation visuelle des déformations du tronc, toutefois ce sont de faibles prédicteurs de la déformation rachidienne. Ce qui soulève bien la complexité de la relation entre les déformations du tronc et celles de la colonne vertébrale.

2.5 Relations entre les déformations du tronc et les déformations des structures osseuses sous-jacentes

Les différentes techniques de mesure des déformations scoliotiques du dos ou du tronc ont été principalement développées dans le but de réduire l'exposition des sujets aux rayons X, que ce soit dans le cadre du dépistage de la scoliose ou du suivi des déformations. Pour juger de la validité de ces mesures, la plupart des auteurs se basent sur leur corrélation avec l'angle de Cobb mesuré sur les radiographies frontales ; l'angle de Cobb étant considéré comme la mesure de référence en scoliose. C'est pourquoi la littérature concernant la relation entre les déformations

du tronc et celles de la colonne vertébrale, est abondante. Toutefois, dépendamment des indices considérés, des outils de mesure, de la position des patients pendant les mesures, de la cohorte de patients analysés et des tests statistiques employés, les corrélations rapportées dans la littérature sont très variables.

Parmi les différentes mesures à la surface du tronc, les angles similaires à l'angle de Cobb calculés à partir de la ligne des apophyses épineuses ou de la ligne des barycentres des sections transversales montrent une corrélation significative avec l'angle de Cobb ($R = 0.54 - 0.87$) [100, 104, 127]. Cependant, le degré de corrélation varie selon que les patients sont traités par physiothérapie ($R = 0.82$), par corset ($R = 0.79$) ou par chirurgie ($R = 0.54$) [100]. Cette réduction serait expliquée par le fait que, plus le traitement est invasif, plus la relation naturelle entre les différentes structures osseuses et les tissus mous est perturbée, voire perdue. Quant aux scores et index globaux de déformations du tronc, la littérature rapporte également des corrélations significatives avec l'angle de Cobb : pour le POTSI, $R = 0.41 - 0.66$ [110, 111] et pour le DAPI, $R = 0.70$ [111]. Toutefois, pour les indices dans le plan axial et notamment pour la rotation axiale du tronc, les résultats sont mitigés.

En effet, une large variabilité existe entre les études portant sur la corrélation entre la rotation axiale du tronc et l'angle de Cobb. Ceci est dû, en partie, aux différents outils de mesure de la rotation du tronc. Thulbourne et Gillespie, utilisant un instrument de relevé de contours du dos en position de flexion antérieure, notent l'absence de corrélation significative entre la rotation du dos, quantifiée par la hauteur de la gibbosité, et l'angle de Cobb, la rotation axiale des vertèbres et l'angle costo-vertébral [13]. Ceci pourrait être attribué à la différence de posture entre le relevé de contour en flexion antérieure et les mesures effectuées sur des radiographies acquises en position debout. Cependant, la rotation du tronc mesurée au moyen du scoliomètre, également en flexion antérieure, présente une forte corrélation avec l'angle de Cobb ($R = 0.89$), selon Bunnell [14]. Toutefois, plusieurs auteurs utilisant aussi le scoliomètre dans le cadre de programmes de dépistage de la scoliose, documentent une corrélation bien moindre ($R = 0.29 - 0.65$) [15, 18, 128-130], voire non significative [131]. Cette différence entre les résultats suggère que le scoliomètre est sensible à la posture des patients et à une inégalité de longueur des jambes. Avec les systèmes de raster-stéréographie et de topographie de Moiré, les corrélations entre la rotation du tronc et l'angle de Cobb sont plus élevées ($R = 0.70 - 0.87$) [132, 133]. En effet, les mesures

obtenues par ces systèmes sont plus précises et sont obtenues en position debout, tout comme les radiographies.

Puisque l'angle de Cobb ne quantifie pas la rotation des vertèbres mais plutôt leur inclinaison dans le plan frontal, cela pourrait expliquer les corrélations assez faibles obtenues entre la rotation du tronc et l'angle de Cobb. Ainsi, on pourrait s'attendre à une corrélation plus élevée entre la rotation axiale du tronc et la rotation axiale des vertèbres. Cependant, plusieurs études aboutissent à une absence de corrélation significative entre ces deux paramètres [13, 15, 133], ce qui serait la conséquence éventuellement des larges erreurs associées à la mesure de la rotation vertébrale sur les radiographies, et à celle de la rotation du tronc dépendamment des outils de mesure utilisés. Dans son article [5], Stokes note, contrairement à ses attentes, que la rotation du dos est davantage corrélée à celle des vertèbres qu'à celles des côtes. La rotation des côtes, étant mesurée sur une cage thoracique reconstruite en 3D à partir des radiographies PA et PA20 [65], est nécessairement sujette à des erreurs de reconstructions associées à l'angle relativement faible entre les deux incidences radiographiques [64].

Il est également important de mentionner que les caractéristiques des cohortes étudiées influencent aussi la corrélation entre les déformations du tronc et l'angle de Cobb. Plus les patients ont un angle de Cobb faible, et plus les mesures à l'externe sont sensibles aux différentes sources d'erreurs. Ce qui peut également expliquer la variabilité entre les résultats rapportés dans la littérature.

Jusque-là, les différentes études citées précédemment consistaient à rechercher une relation linéaire entre les déformations du tronc et celles de la colonne vertébrale. Cependant, une simple régression linéaire ne peut représenter toute la complexité de la physiologie du tronc et dans ce cas, elle ne pourrait modéliser de façon optimale la relation. C'est à partir de cette hypothèse que Jaremko et al. ont proposé l'utilisation de réseaux de neurones, combinés à des algorithmes génétiques, pour prédire l'angle de Cobb à partir de différentes mesures réalisées à la surface du tronc [134]. Les résultats obtenus montrent que, dans 84% des données d'apprentissage et 65% des données de test, le réseau de neurones prédit correctement l'angle de Cobb à 5° près. Cela représente une nette amélioration par rapport à un modèle de régression linéaire adapté à ces mêmes données. Cependant, cette étude a été menée sur un échantillon de 115 données provenant de 48 patients scoliotiques. Une certaine interdépendance existe donc entre les données. De plus,

en comparant les résultats obtenus sur l'échantillon d'apprentissage et l'échantillon de test, on remarque un sur-apprentissage qui serait dû au faible nombre de données utilisées [135]. Pour améliorer et faire suite au travail de Jaremko et al, une régression à vecteurs de support (SVR) a été utilisée pour prédire la courbure rachidienne à partir de la surface du tronc [135]. Les machines SVR consistent à minimiser à la fois l'erreur empirique sur la base d'apprentissage et la complexité du modèle, les rendant donc plus généralisables et plus robustes que les réseaux de neurones, même lorsque l'échantillon d'apprentissage n'est pas très large. Dans cette étude, la surface du tronc et la colonne vertébrale sont modélisées par des fonctions dont les coefficients constituent les entrées et sorties de la machine SVR. L'erreur moyenne obtenue entre les configurations géométriques rachidiennes prédictes par la SVR et réelle est de 3.61 ± 1.91 mm sur les données de test, ce qui est très encourageant. Un aspect intéressant du travail de Bergeron et al consiste en la prédiction de la configuration géométrique de la colonne vertébrale, contrairement aux nombreuses études qui tentent de prédire numériquement l'angle de Cobb.

2.6 Synthèse de la revue de littérature

Pour résumer brièvement cette revue de littérature, on retiendra qu'il existe différentes techniques stéreoradiographiques de reconstruction 3D de la colonne vertébrale, qui sont largement utilisées en recherche, voire même en clinique. Elles permettent d'apprécier en trois dimensions les déformations scoliotiques du rachis. Toutefois, la scoliose affecte également la cage thoracique. Cependant la littérature portant sur les techniques stéreoradiographiques de reconstruction 3D de la cage thoracique n'est pas très large. Les méthodes proposées se basent soit sur des radiographies non standards soit sur des modèles a priori, entachés d'erreurs ou difficilement généralisables. Quant aux déformations externes, qui constituent la principale préoccupation des patients, elles sont analysées grâce à des techniques de reconstructions 3D par vision active. Contrairement aux radiographies, elles ont l'avantage d'être non invasives et donc leur fréquence d'acquisition n'est pas limitée. Le principal enjeu à l'heure actuelle est de définir un ensemble optimal d'indices pour décrire les déformations à la surface du tronc. Moyennant ces indices, il s'agira ensuite d'analyser la relation entre les déformations du tronc et les déformations des structures osseuses sous-jacentes. Une tâche qui, selon la littérature, paraît complexe puisque les études menées à date tentent de relier directement les déformations du tronc à l'angle de Cobb. D'autre part, les classifications cliniques existantes de la scoliose se basent uniquement sur la

configuration de la colonne vertébrale. Cependant, il serait avantageux, essentiellement pour améliorer la satisfaction des patients, de compléter ces classifications par des données quantifiant la déformation externe du tronc, pour une prise en charge plus globale des déformations scoliotiques.

CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES, OBJECTIFS ET MÉTHODE GÉNÉRALE

3.1 Problématique

Comme mentionné dans la première partie de la revue de littérature présentée au chapitre précédent, la scoliose se manifeste visuellement à la surface du tronc. L'asymétrie du tronc et la présence de gibbosités dans le dos constituent l'inquiétude majeure des jeunes patients et la raison principale de consulter un médecin. En clinique, la scoliose est évaluée sous un autre œil. Pour le clinicien, son évaluation consiste à quantifier la déformation de la colonne vertébrale, puisqu'il ne dispose actuellement pas d'autres moyens pour évaluer la scoliose dans son ensemble. Dans la pratique courante actuelle, le diagnostic, le suivi, le traitement et son évaluation reposent principalement sur l'angle de Cobb mesuré sur une radiographie frontale du rachis. Cependant, la scoliose étant une déformation tridimensionnelle complexe, un angle mesuré sur une projection 2D n'est pas en mesure de caractériser l'ensemble de la déformation. D'autant plus que la déformation n'affecte pas uniquement la colonne vertébrale mais également la cage thoracique et l'ensemble du tronc. Il en résulte que les techniques actuelles de correction de la scoliose se concentrent essentiellement, voire exclusivement, sur le redressement de la colonne vertébrale, aux dépens des déformations du tronc qui préoccupent, avant tout, les patients. Il existe donc un écart entre ce que le patient observe visuellement et souhaite corriger et ce que le clinicien est capable d'évaluer et de traiter.

La seconde partie de la revue de littérature fait état des travaux de recherche qui s'enlignent sur une évaluation plus poussée de la scoliose. Les techniques de reconstruction 3D de la colonne vertébrale favorisent une évaluation tridimensionnelle de la scoliose. Il est maintenant possible de caractériser la déformation rachidienne dans plusieurs plans de l'espace. De même, des classifications quasi-3D et 3D des courbures rachidiennes scoliotiques ont été proposées et ouvrent la voie vers de nouvelles techniques de correction. Pour évaluer les déformations des côtes, les méthodes de reconstruction 3D de la cage thoracique proposées dans la littérature offrent une précision limitée et nécessitent une intervention manuelle importante. Et finalement, pour évaluer les déformations esthétiques du tronc, de nouvelles modalités d'imagerie non

ionisante, à base de lumière structurée ou de balayage laser, permettent d'obtenir des reconstructions 3D de qualité de la surface du dos ou du tronc. Toutefois, l'absence de consensus sur un ensemble de mesures surfaciques fait en sorte que les déformations du tronc restent encore considérées comme secondaires dans l'évaluation clinique, pourtant elles sont au cœur des préoccupations des patients.

De cette problématique, découle la question de recherche globale de cette thèse : *Comment compléter, voire remplacer, les évaluations clinique et radiographique actuelles de la scoliose par de l'information quantitative obtenue de manière non-irradiante et qui permet de prendre davantage en considération les préoccupations des patients face à leurs déformations esthétiques du tronc ?*

3.2 Hypothèses et objectifs

La problématique exposée et la question de recherche formulée nous permettent maintenant d'énoncer les hypothèses et objectifs à la base de ce projet de recherche.

Parmi les premiers signes de scoliose, la gibbosité est une déformation esthétique qui ne peut être évaluée sur des radiographies, ni sur une reconstruction 3D de la colonne vertébrale. Cette déformation est principalement reliée à la déformation de la cage thoracique. Pour quantifier la gibbosité, il est possible de mesurer la rotation axiale du dos, ou bien de mesurer la rotation axiale des côtes. Cependant, en 1989, Stokes, qui s'intéressait justement à cette relation entre la cage thoracique et la surface du dos, s'est étonné de trouver une faible corrélation entre les rotations axiales des côtes et du dos [5]. Nous pensons que ce résultat est dû en partie à la technique de reconstruction 3D de la cage thoracique utilisée. Celle-ci repose sur deux radiographies frontales, la PA et la PA20. Le choix de ces radiographies émane de la visibilité des côtes sur ces vues. Cependant, l'angle relativement faible entre ces deux incidences entraîne une imprécision non négligeable en profondeur [64]. Ainsi, nous arrivons à la première hypothèse de ce travail : *Une reconstruction 3D des côtes, de meilleure qualité, permet de trouver une plus forte corrélation entre la rotation axiale des côtes et de la surface du dos.*

Trois objectifs spécifiques permettront de vérifier cette première hypothèse de recherche :

- O1. Proposer une nouvelle méthode de reconstruction 3D des côtes à partir de radiographies standards, PA et LAT.

O2. Comparer la méthode proposée à l'objectif O1 avec la méthode basée sur des radiographies PA et PA20.

O3. Analyser la corrélation entre la rotation axiale du dos et celle des côtes reconstruites par la méthode proposée à l'objectif O1.

Outre la gibbosité, le tronc d'un patient scoliotique présente d'autres déformations, comme par exemple, un déjettement latéral. Pour compléter l'évaluation de la scoliose en clinique en prenant davantage en considération les préoccupations des patients, il est nécessaire de considérer l'ensemble des déformations esthétiques du tronc. Les systèmes d'acquisitions de la surface du tronc permettent d'obtenir des reconstructions 3D du tronc très intéressantes en termes de résolution et de précision. Ces reconstructions reflètent mieux ce que le patient observe. Sans oublier que l'avantage majeur de ces systèmes optiques est l'absence de rayonnement ionisant, favorisant ainsi une évaluation aussi fréquente que souhaitée. Le principal obstacle qui persiste et qui empêche actuellement l'utilisation de ces systèmes dans la pratique clinique courante est le manque d'indices fiables permettant de quantifier les déformations scoliotiques du tronc en clinique. Dans leur revue de littérature [123], Patias et al. mentionnent le manque de consensus quand à un ensemble adéquat de descripteurs du tronc et proposent des critères de base pour une définition optimale de nouveaux indices. D'autre part, la haute résolution de la surface du tronc acquise par le système de numériseurs 3D disponible au CHU Sainte-Justine de Montréal, permet de réaliser des mesures très locales pour caractériser les déformations. Cependant, contrairement aux travaux antérieurs [118, 119, 122] qui sacrifiaient l'ensemble des mesures locales pour n'en retenir que les valeurs maximales renseignant sur la sévérité de la déformation au niveau de son apex, il est aussi important de conserver l'information sur l'étendue et la localisation de la déformation le long du tronc. En se basant sur l'ensemble de ces critères, nous proposons notre deuxième hypothèse formulée ainsi : *Il existe un ensemble compact de mesures tridimensionnelles, multi niveaux, fiables pour l'évaluation clinique des déformations scoliotiques du tronc.*

Trois objectifs spécifiques permettront de vérifier cette deuxième hypothèse de recherche :

O4. Proposer de nouveaux descripteurs 3D multi niveaux de la surface du tronc.

O5. Évaluer la fiabilité des descripteurs proposés à l'objectif O4.

O6. Analyser la corrélation entre les descripteurs proposés à l'objectif O4, pour en tirer un ensemble compact de mesures complémentaires.

Les systèmes de classification utilisés en clinique permettent de regrouper les cas de scoliose les plus similaires et de les prendre en charge de manière identique. Par exemple, une première classification selon l'angle de Cobb maximal permet de regrouper les cas de scolioses légères, modérées et sévères et de leur assigner une prise en charge respective, soit le suivi, le port du corset et le traitement chirurgical. D'autres classifications plus spécifiques, notamment celle de Lenke, permet de regrouper les cas de scolioses sévères par type de courbure rachidienne pour orienter l'approche chirurgicale en conséquence. Mais plus généralement, une classification permet d'établir un vocabulaire commun pour les cliniciens leur permettant de comparer leurs travaux et de partager leurs découvertes. Toujours dans le cadre d'une prise en charge plus globale de la scoliose, il serait intéressant de compléter les classifications actuelles par de l'information sur les déformations de la surface du tronc. Nous proposons alors notre troisième hypothèse de recherche : *L'index proposé permet de trouver une nouvelle classification des troncs scoliotiques qui concorde avec les profils frontal et sagittal de la colonne vertébrale.*

Trois objectifs spécifiques permettront de vérifier cette troisième hypothèse de recherche :

O7. Analyser la présence de regroupements de troncs scoliotiques, moyennant l'index résultant de l'objectif O6.

O8. Comparer les regroupements obtenus à l'objectif O7 avec les types de courbures rachidiennes tels qu'évalués sur une radiographie PA.

O9. Analyser la corrélation entre l'index proposé à l'objectif O6 et les indices relatifs à la colonne vertébrale dans les plans frontal, sagittal et transverse.

3.3 Méthode générale

Afin d'atteindre les objectifs mentionnés à la section précédente, nous avons développé une méthodologie qui sera présentée en détails aux chapitres 4, 5, 6 et 7. Les paragraphes suivants offrent un résumé général de la méthode adoptée.

La gibbosité associée à la scoliose ne peut être évaluée sur des radiographies. Elle nécessite une reconstruction 3D des côtes. Pour améliorer la qualité de la reconstruction 3D, nous nous

proposons d'utiliser les radiographies couramment acquises en clinique pour la reconstruction de la colonne vertébrale, soit les radiographies postéro-antérieure (PA) et latérale (LAT) car elles offrent une meilleure précision par rapport aux radiographies PA et PA-20 utilisées par la méthode décrite en [65]. Pour contourner la difficulté à visualiser les côtes sur toute leur longueur sur le cliché latéral, la méthode que nous proposons à l'**article 1** requiert l'identification de seulement 3 points par côte sur la LAT. Sur la radiographie PA, la ligne médiane des côtes est soit interpolée à partir de 11 points identifiés manuellement le long de chaque côte, soit obtenue automatiquement à partir d'une détection semi-automatique des contours de côtes [136]. Dans l'**article 1**, la première option est utilisée pour des fins de comparaison avec la méthode de reconstruction proposée en [65]. Les radiographies étant préalablement calibrées, les 3 points par côte sont alors reconstruits en 3D. À ces points s'ajoutent la tête et le tubercule costal, deux points extrapolés à partir des vertèbres reconstruites en 3D. Les 5 points 3D ainsi obtenus sont ensuite utilisés pour définir un repère local à chaque côte, dans lequel une surface paraboloïde est construite. Celle-ci approxime la surface dans laquelle la côte est inscrite. Enfin, pour raffiner la reconstruction, des points supplémentaires sur la ligne médiane sont reconstruits en cherchant l'intersection entre les rayons de projection des points sur la PA et la surface d'approximation.

La méthode proposée a été évaluée (**article 1**) sur 13 patients scoliotiques pour lesquels on disposait des radiographies PA et LAT ainsi qu'une reconstruction 3D de la cage thoracique obtenue à partir de PA et PA-20 [65]. De plus, la surface du tronc de chacun de ces 13 patients a été acquise et reconstruite en 3D. Comme nous ne disposions pas de cage thoracique de référence mesurée à la machine de mesure tridimensionnelle, et qu'une reconstruction 3D de la cage thoracique par IRM ou CT-scan en position debout n'est pas disponible, nous avons utilisé la surface du tronc comme modalité de référence pour évaluer nos reconstructions. Nos reconstructions et celles obtenues par la méthode en [65] sont alors comparées en termes de distances par rapport à la surface du tronc. Ceci nécessite un recalage des différentes modalités dans un même repère. Pour se faire, nous avons utilisé et comparé deux méthodes de recalage : un recalage rigide et un recalage élastique à base de splines plaques minces.

Une fois les côtes en 3D et la surface du tronc exprimées dans un même repère, il est possible de mesurer les rotations axiales des côtes et de la surface du dos dans des plans communs. L'**article 1** revient notamment sur une première analyse de la corrélation entre ces deux mesures de gibbosité. Ensuite, pour pouvoir se comparer à l'étude de Stokes et al [5], nous avons analysé les

corrélations entre les rotations axiales des vertèbres, des côtes et de la surface du dos (**Annexe 3 - Résumé 1**).

Pour compléter l'analyse tridimensionnelle de la scoliose, il est impératif de prendre également en considération les préoccupations esthétiques des patients. Pour se faire, au CHU Sainte-Justine à Montréal, le système InSpeck (Creaform®, Canada) est utilisé de manière routinière en clinique de scoliose pour l'acquisition et la reconstruction 3D de la surface du tronc. Cependant, pour pouvoir faire un suivi des déformations ou pour comparer des troncs pré et post-opératoires, il est important de définir des mesures fiables, capables de quantifier l'ensemble des déformations à la surface du tronc et bien sûr qui soient facilement interprétables par les cliniciens. Les indices calculés sur des sections du tronc [118, 119, 122] offrent une description locale très intéressante des déformations. Toutefois, dans les études qui utilisent ce genre d'indices, pour simplifier les calculs statistiques, l'ensemble des valeurs le long du tronc est sacrifié pour ne considérer que la valeur maximale correspondant à la section la plus déformée. Pour éviter de perdre des données significatives, nous proposons, dans l'**article 2**, d'utiliser une représentation fonctionnelle des mesures multi-niveaux et d'utiliser des statistiques appropriées à ce type de représentation, regroupées sous le nom d'« analyse de données fonctionnelles » (en anglais, functional data analysis) [137]. Dans cette approche, une donnée est une fonction en soi, continue sur un intervalle borné, ce qui convient bien aux indices multi-niveaux calculés le long du tronc. En effet, le profil de mesures le long du tronc est naturellement continu, il existe donc une forte corrélation entre les mesures réalisées à des niveaux adjacents. Un profil de mesure est alors représenté comme une combinaison linéaire de fonctions de base, pondérées par des coefficients qui caractérisent le profil. Le nombre de fonctions de base considéré permet de fixer le degré de lissage de la fonction et donc du bruit inhérent aux mesures.

De plus, dans le but de comparer des troncs acquis à des dates différentes (que ce soit lors du suivi de la scoliose, ou pour évaluer l'effet d'un traitement), nous avons évalué la fiabilité des mesures fonctionnelles multi-niveaux pour distinguer entre un changement dû à une différence de posture et un changement réel associé à la scoliose (**article 2**). Cette étude de fiabilité a porté sur une cohorte de 32 patients scoliotiques, pour lesquels deux acquisitions successives de la surface du tronc ont été obtenues, en demandant au patient de se repositionner entre les acquisitions.

Également, une analyse de corrélation entre différentes mesures fonctionnelles est réalisée à l'**article 2** dans le but de trouver un indice fonctionnel multi-varié le plus compact possible, ayant une pertinence clinique.

Ensuite, moyennant l'ensemble de descripteurs fonctionnels proposé à l'**article 2**, nous avons réalisé une analyse de regroupements non supervisée (**article 3**), afin de vérifier l'existence de types de troncs scoliotiques dans une cohorte de 236 troncs acquis moyennant le système InSpeck. Pour se faire, nous avons favorisé un algorithme de « clustering » hiérarchique, qui ne nécessite pas de connaître a priori le nombre de regroupements recherchés, et nous l'avons adapté au cas de données fonctionnelles multi-variées en choisissant des mesures de similarité appropriées. Une fois les regroupements obtenus, nous les avons comparé avec la classification des courbures rachidiennes scoliotiques, basée sur le profil frontal de la colonne vertébrale, (**article 3**) dans l'objectif de vérifier l'existence d'une relation entre les types de troncs scoliotiques et le type de courbure rachidienne.

Une fois qu'une concordance entre la nouvelle classification des troncs scoliotiques et les types de courbures rachidiennes dans le plan frontal a été démontrée, nous avons entamé une analyse quantitative de la relation entre les déformations du tronc (décris par l'index proposé à l'**article 2**) et les déformations de la colonne vertébrale mesurées dans les trois plans, frontal, sagittal et transverse. Le but de cette étude de corrélation est d'identifier d'éventuelles redondances ou complémentarités entre les mesures surfaciques et radiographiques. La méthodologie adoptée ainsi que les résultats préliminaires font l'objet d'un chapitre complémentaire, le chapitre 7.

CHAPITRE 4 ARTICLE 1: A NOVEL METHOD FOR THE 3D RECONSTRUCTION OF SCOLIOTIC RIBS FROM FRONTAL AND LATERAL RADIOGRAPHS

Lama Seoud^{1, 2}, Farida Cheriet, Ph.D. ^{1, 2}, Hubert Labelle, M.D. ², and Jean Dansereau, Ph.D. ^{1, 2}.

(1) *École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Succursale Centre-ville, H3C 3A7,
Montréal, Canada.*

(2) *Centre de recherche du CHU Sainte Justine, 3175 chemin de la Côte-Sainte-Catherine,
H3T 1C5, Montréal, Canada.*

4.1 Abstract

Among the external manifestations of scoliosis, the rib hump, which is associated to the ribs' deformities and rotations, constitutes for patients the most disturbing aspect of the scoliotic deformity. A personalized 3D model of the rib cage is important for a better evaluation of the deformity and thus, better treatment planning. A novel method for the 3D reconstruction of the rib cage, based only on two standard radiographs, is proposed in this article. For each rib, two points are extrapolated from the reconstructed spine, and three points are reconstructed by stereo radiography. The reconstruction is then refined using a surface approximation. The method was evaluated using clinical data of 13 patients with scoliosis. A comparison was conducted between the reconstructions obtained with the proposed method and those obtained using a previous reconstruction method based on two frontal radiographs. A first comparison criterion was the distances between the reconstructed ribs and the surface topography of the trunk, considered as the reference modality. The correlation between ribs axial rotation and back surface rotation was also evaluated. The proposed method successfully reconstructed the ribs of the 6th to 12th thoracic levels. The evaluation results showed that the three dimensional configuration of the new rib reconstructions is more consistent with the surface topography and provides more accurate measurements of ribs axial rotation.

4.2 Introduction

Scoliosis is a three-dimensional deformity of the spine and the rib cage, leading to a general asymmetry of the trunk. The most frequent type of scoliosis, idiopathic scoliosis, has no specific identifiable cause. It is most commonly a condition of adolescence that progresses during the growth spurt. Among the adolescent population, the incidence of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is 4.5 per cent [12]. In the absence of treatment, it may lead to postural problems, and even cardiac or pulmonary complications.

Usually, the evaluation of scoliosis relies on frontal and lateral radiographs, on which several 2D measurements are computed. Most importantly, the Cobb angle, defined as the angle between the end plates of the two most tilted vertebrae along the spinal curve [22], represents a scoliosis severity index when measured in the frontal plane. Nevertheless, in the past fifty years, many studies [2, 4, 138] have documented the three-dimensional aspect of scoliosis and emphasized the importance of a 3D evaluation.

Common 3D imaging modalities, such as magnetic resonance imaging (MRI) or computerized tomography (CT), are not suitable for the 3D evaluation of scoliosis, mainly because such images are usually acquired in the supine position and thus do not represent the natural posture of the spine. Furthermore, the MRI acquisition is time consuming, expensive and is not recommended for patients with surgical implants. As for the CT, the imaging of the whole trunk implies, for the patient, an important exposure to ionizing radiations, making it unsuitable for this kind of application. Thus, stereo-radiography is and remains the most frequently used technique for 3D reconstruction of the spine, the rib cage and the pelvis.

Over the last three decades, a large number of studies have focused on the scoliotic three-dimensional deformity of the spine. Consequently, several stereoradiographic reconstruction techniques have been proposed [57-61, 71, 139-143], varying mainly in terms of calibration method, X-ray configuration, reconstruction primitives and algorithm. All these different techniques provide a 3D model of the spine, according to which several 3D clinical parameters are computed and used for diagnosis, follow-up or correction assessment of the spinal deformity. The geometric reconstruction can also be combined with mechanical properties of the vertebrae to build a biomechanical model of the spine that can be used, for example, in treatment simulations.

Nevertheless, AIS is more than just a deformity of the spine. It also implies considerable changes to the rib cage three-dimensional configuration, mainly the axial rotation of the ribs to which is associated the rib hump. Considered as one of the first visible symptoms of AIS [5, 13, 83], this protuberance appears on the back of the patient, most prominently while bending forward. Its measurement using a scoliometer (Figure 4.1) has made it possible to implement school screening programs for early diagnosis of scoliosis [144]. Although the rib hump is a very disturbing aspect of the deformity for the patient [29], it is still weakly understood. In fact, the relationship between the spine and rib cage deformities is not yet clearly defined. Some studies have shown a correlation between ribs axial rotation and vertebrae axial rotation [5, 82, 88, 138], while no significant correlation has yet been found between the Cobb angle and the ribs axial rotation [5, 13, 82, 88]. Furthermore, since the rib cage deformity is not clearly understood, there are also problems in correcting the rib hump. The rib cage deformity often persists after spine surgery, and consequently patients are often still dissatisfied with their appearance [40]. Moreover, considering that there is still no generally accepted theory for the etiology of idiopathic scoliosis [10, 145], some researchers postulate that the rib cage deformity comes prior to the spine deformity in the pathogenesis of scoliosis [145-147].

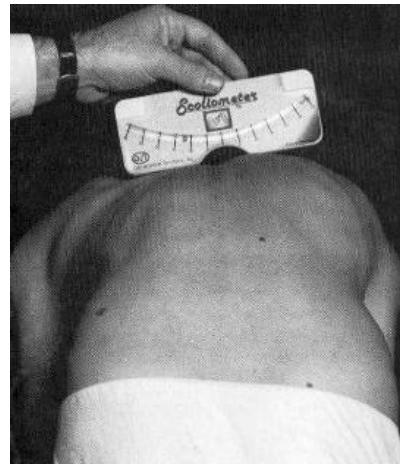


Figure 4.1 The rib hump appears on the back of the scoliotic patient while bending forward. The severity of the rib hump is measured using a scoliometer, a device that quantifies the height difference, in terms of an angle, between the right and left sides of the back.

Compared to the spine, fewer techniques for the 3D reconstruction of the rib cage have been reported in the literature. The first reported method [65] is based on two postero-anterior radiographs of the trunk in the standing posture: PA and PA20. The use of those radiographs is justified by the good visibility of the ribs as opposed to the lateral view. The method requires an operator to manually identify 11 points along each rib midline in each radiograph. These points are then interpolated by cubic splines. Then, 60 points are discretized along each spline. The DLT algorithm is then applied for the stereo matching of the points between the two radiographs and for the reconstruction of the points in 3D. This method has been subsequently improved by incorporating patient displacement between the two X-ray acquisitions [72]. However, the poor disparity between PA and PA20 leads to reconstruction errors, specifically in depth estimation [64]. In fact, an extensive in-vitro evaluation of the reconstructions of a cadaveric spine specimen demonstrated that the accuracy obtained with the PA-PA20 setup is 5.6 ± 4.5 mm, compared to 2.1 ± 1.5 mm in the case of the PA-LAT setup [64]. Moreover, in order to reconstruct in 3D both the spine and rib cage, three radiographs (PA, PA20 and LAT) are required. This increases the patient's exposure to radiation and thus limits its clinical application.

To overcome these problems, other methods based on the LAT and PA radiographs have been proposed [73-75]. However, the significant overlapping of the bony structures in the LAT view reduces the ribs' visibility considerably. To compensate this lack of information, these methods make use of *a priori* 3D models of the ribs [73] or of the entire rib cage [74, 75]. These models are iteratively deformed until the optimal registration between the projection of the model and the X-ray image of the structures is reached. In two of these studies [73, 74], the models were obtained statistically using a database of ribs [73] or rib cages [74] reconstructed by the method in [65], of which we have previously shown the limitations. For the method in [75], the generic rib cage is obtained from a CT-scan reconstruction. Still, a single rib cage model cannot correctly approximate all the variety of scoliotic deformities. The accuracy of the method in [75] was then evaluated *in vitro* [76], by comparing 3D reconstructions obtained from 50 cadaveric ribs to the CT scan reconstructions of the same ribs. However, an *in vitro* study simplifies the problem related to structures deformability and patient's motion due to breathing.

In the objective of reconstructing the 3D geometry of scoliotic ribs, with special concerns for reducing patients' exposure to radiation and obtaining more accurate reconstructions than in [65], we propose in this paper a new method for the 3D reconstruction of scoliotic ribs, based on two

standard radiographs, namely the LAT and PA, and without an *a priori* 3D model. We also present an evaluation of the reconstructions obtained with the proposed method, in comparison to those obtained with the method in [65].

The remainder of this manuscript is divided into five sections. Section 4.3 presents the method proposed for the 3D reconstruction of scoliotic ribs. Section 4.4 outlines the clinical experiments and the evaluation method. Then, some sample reconstructions are illustrated in section 4.5, as well as the evaluation results. The strengths and weaknesses of the proposed method and the associated evaluation experiments are discussed in section 4.6. Finally, section 4.7 provides a conclusion and states the perspectives and future work.

4.3 Material and Methods

Our novel method for the three-dimensional reconstruction of scoliotic ribs is described in this section. The materials, acquisitions and pre-processing are presented in a first subsection. Subsection 4.3.2 outlines the 3D reconstruction of the rib insertion points. Subsections 4.3.3 and 4.3.4 describe respectively the identification of the ribs in the PA and LAT radiographs, and the reconstruction of three stereo corresponding points along each rib. Finally, we present in the last subsection the method used to refine the reconstruction of the ribs.

4.3.1 X-rays acquisition and 3D reconstruction of the spine

The reconstruction method proposed in this paper relies only on a pair of standard radiographs, LAT and PA, of the whole trunk in upright position. As part of the standard clinical assessment of scoliosis, these X-rays are commonly acquired for patients attending the scoliosis clinic at Sainte-Justine Hospital Research Center (SJHRC), Montreal, Canada, using a Fuji FCR7501S imaging system (Japan). A rotary platform allows the technician to bring the patient from the LAT to the PA position. A stabilization device composed of elbow supports and handlebars is used to prevent posture and position changes due to the patient's involuntary movements during both acquisitions [148]. The technician adjusts the height of the elbow support so that the upper arms are angled down approximately 45°. For calibration purposes, the patient wears a jacket with 16 embedded radio-opaque markers during the acquisitions. The setup also includes an external planar plate that defines a global reference frame for the 3D reconstructions.

The radiographs are then explicitly calibrated by means of a non-linear optimization process [57]. Next, according to the method in [58], 6 anatomical landmarks per vertebra are manually identified in each X-ray and reconstructed in 3D. These points constitute patient-specific information on the geometry of the vertebrae. Generic vertebral models are then adjusted to each set of 6 reconstructed points in order to complete the geometry [59]. Additionally, this adjustment process associates to each reconstructed vertebra a more complete set of anatomical landmarks.

4.3.2 Extraction of rib insertion points

According to rib cage anatomy [149], each rib from the first to the tenth thoracic levels (T1-T10) is articulated with the thoracic vertebra of the same level, in two points: the head of the rib and the tubercle. The head (Head) of the i^{th} rib lies between the superior articular facet (SAF) of the body of i^{th} thoracic vertebra and the inferior articular facet (IAF) of the body of the $(i-1)^{\text{th}}$ thoracic vertebra. The tubercle (Tub) of the i^{th} rib is articulated to the articular facet of the transverse process (AFTP) of the i^{th} thoracic vertebra (Figure 4.2).

Based on this knowledge and using several anatomical landmarks on the reconstructed vertebrae, the midpoints on the head (H) and tubercle (T) of each rib are computed using the following equations:

$$H_{i,j} = (IAF_{i-1,j} + SAF_{i,j})/2 \quad (4.1)$$

$$T_{i,j} = c_{i,j} + d \cdot \vec{n}_{i,j} \quad (4.2)$$

with i and j corresponding respectively to the thoracic level ($i=1, \dots, 10$) and the side of the rib ($j=1, 2$ for left and right); $c_{i,j}$ is the centroid of the N landmarks constituting the AFTP, \vec{n} is the normal vector to the least squares plane that fits the N points and d is the average distance between c and T. This distance was fixed at 7.09 mm, based on measurements done with a coordinate measuring machine on 6 cadaveric ribs [150].

The atypical ribs of levels T11 and T12 are articulated to the spine only at their heads that are directly connected to the superior plates of the vertebrae of the same levels [149]:

$$H_{i,j} = SAF_{i,j} \quad (4.3)$$

with i and j again corresponding respectively to the thoracic level ($i=11,12$) and the side of the rib ($j=1,2$ for left and right).

The projection of each extracted head and tubercle in the LAT and in the PA helps to locate each thoracic level in the radiographs.

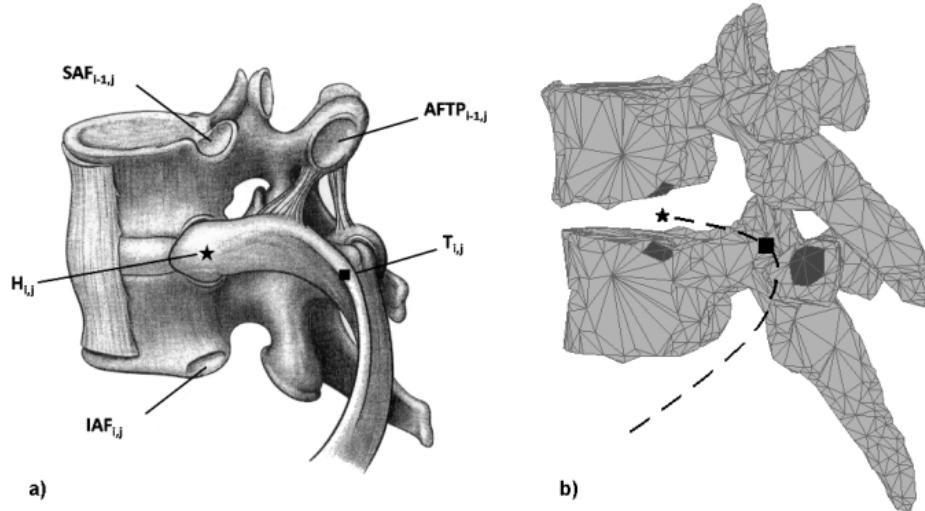


Figure 4.2 Extraction of the head (black star) and tubercle (black square) of a typical rib. a) Anatomical representation of the costo-vertebral articulations (adapted from [151]). b) 3D complete model of the vertebrae (light gray), with the articular facets (dark gray), and the extracted insertion points (black) of the considered rib midline (black dashed line).

4.3.3 Identification of the rib midlines in the PA

The next step of the reconstruction process consists in identifying all the rib midlines in the PA, since this X-ray makes it possible to clearly distinguish the ribs over their whole length. To this end, an experienced operator manually identifies 11 points on each rib midline, as in [65]. These points are then fitted by cubic splines and 60 points are sampled on each curve (Figure 4.3).

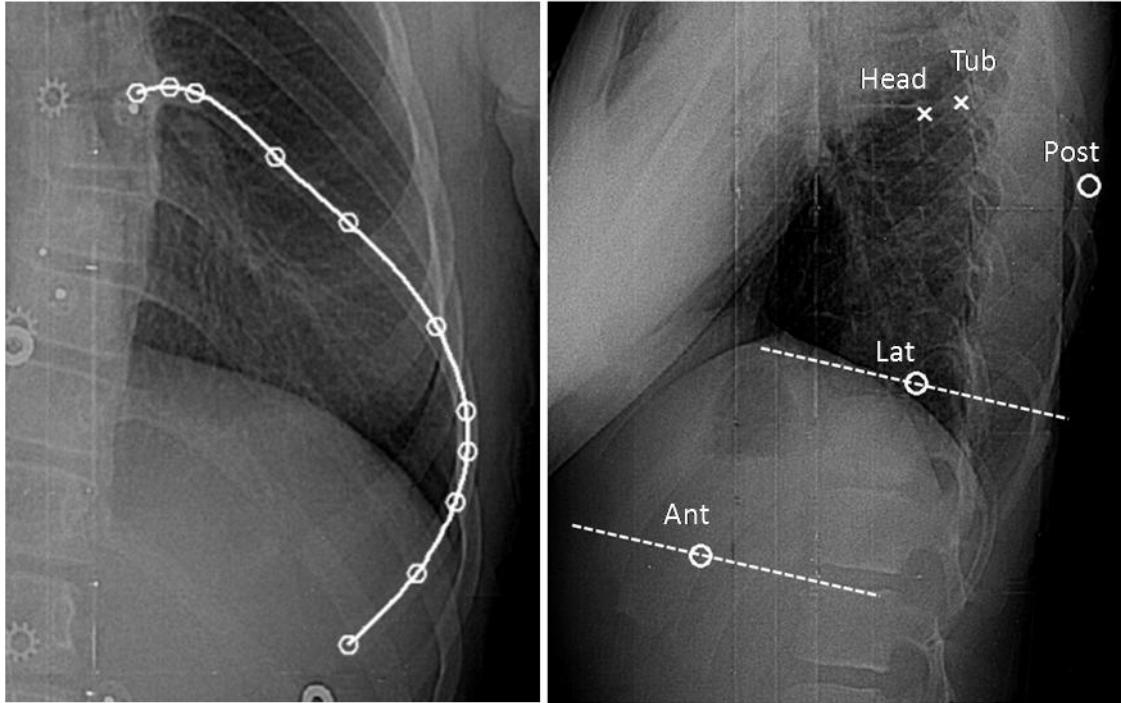


Figure 4.3 On the left: rib midline identification in the PA: 11 points (white circles) are manually identified along the rib midline then a cubic spline is fitted along the 11 points. On the right, identification of rib points in the LAT: the two insertion points (white crosses) are projected in the LAT in order to locate the given thoracic level. Then, three points (white circles) are identified manually. The dashed lines represent the epipolar lines corresponding to the Lat and Ant points in the PA view.

4.3.4 Identification of three rib points in the LAT and their 3D reconstruction

The overall rib reconstruction process consists in successively reconstructing the pairs of ribs (left and right), starting from the 12th thoracic level and moving upward, and considering as many visible ribs in the LAT as possible. In fact, the ribs' visibility is much weaker in the LAT than in the PA. This is attributed to the considerable overlap of the bony structures through this X-ray incidence and to the positioning of the upper arms of the patient during the radiographic acquisitions. Therein, only 3 specific points on each rib midline need to be manually identified in this radiograph, as follows.

1) Most posterior point: the first specific point to identify is the most posterior point (Post) of each rib; it is easily identified in the LAT. However, the principal difficulty at this step is to distinguish, at each thoracic level, the Post of the left rib from the one of the right rib. To simplify this task, knowledge of the spatial configuration of the rib hump is exploited. In fact, it is commonly assessed that the rib hump arises on the convex side of the lateral curvature of the spine [5]. Thus, by examining the curvature of the spine in the PA radiograph, the spinal curve is classified [52] and the rib hump configuration can then be determined. According to the level and the side of the rib hump, we can now label each Post (for the left and right ribs) of a given thoracic level. Indeed, the right-most of the two posterior points in the LAT image will correspond to the rib on the same side as the hump. To illustrate this, Figure 4.4 presents typical cases of two different scoliosis types. For the double thoracic curve (on the right in Figure 4.4), the PA radiograph reveals two major curves in the thoracic region: the first one between T1 and T7 is deviated to the left; the second one between T7 and T11 is deviated to the right. Thus, two rib humps arise: $h1$ appears on the left side of the patient between T1 and T7, and $h2$ appears on the right side between T7 and T11. In the LAT view, the most posterior points of each rib is identified manually (represented by stars in Figure 4.4). As $h1$ is on the left side, the right-most stars between T1 and T7 (in white) thus correspond to the left ribs, while the left-most stars (in dark gray) correspond to the right ribs. Between T7 and T11, the sides are reversed because $h2$ is on the right side.

Once the Post of a rib is identified in the LAT and correctly labeled, an algorithm automatically seeks its corresponding point in the PA, defined as the point of the given rib's midline that is closest to the associated epipolar line. Once the stereo pair is found, the 3D position of the Post is determined by finding the intersection of the projection rays of the two image points. When the rays do not intersect, the midpoint of the smallest segment joining the two rays is considered.

2) Anterior end and most Lateral point: the two other points to identify in the LAT are the anterior end (Ant) and the most lateral point (Lat) of the rib. These are readily identifiable points in the PA: the lower end and the most lateral point of each midline curve. To help the operator to identify them in the LAT, the epipolar lines corresponding to the points in PA are displayed in the LAT successively for the left and right ribs of each thoracic level (Figure 4.3). Once these points are manually selected in the LAT and matched with the corresponding points in the PA, their 3D positions are obtained by finding the intersections of the projection rays.

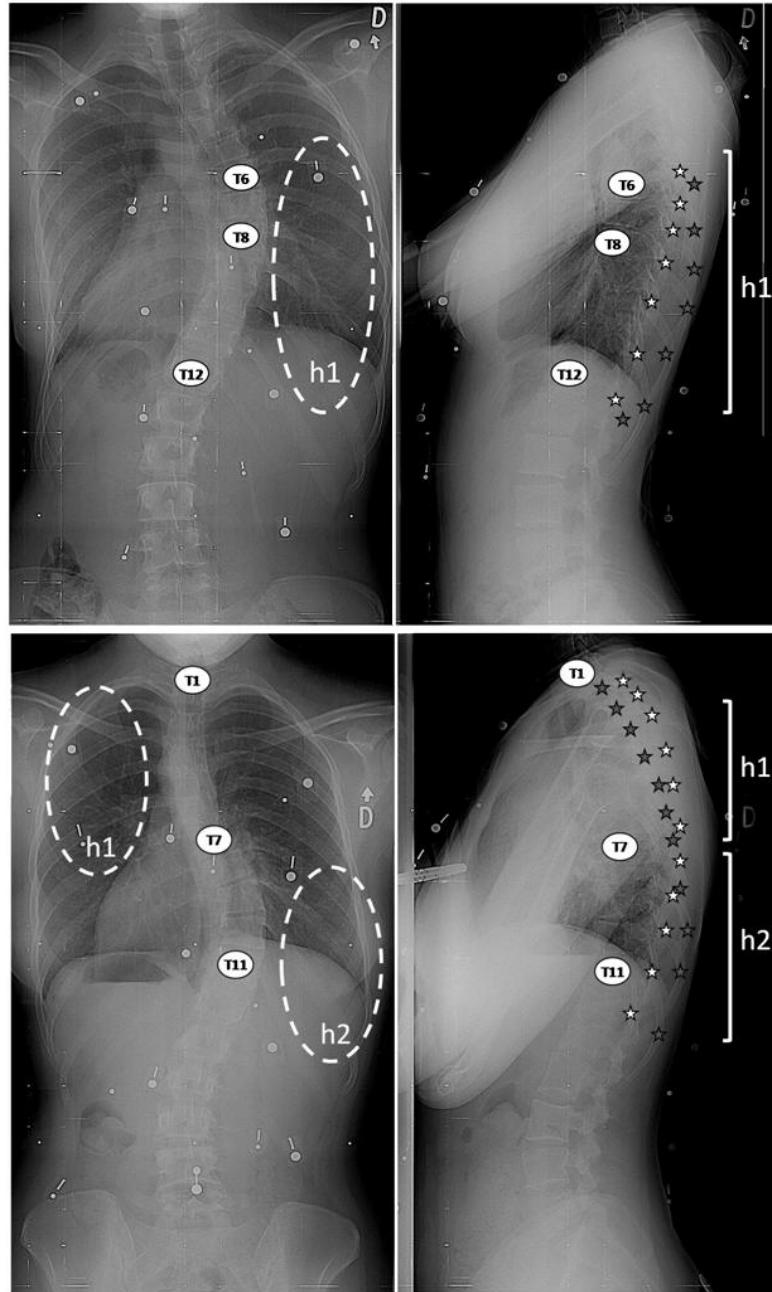


Figure 4.4 Identification of the most posterior rib points in the LAT, for a right thoracic curve (on the top) and a double thoracic curve (at the bottom).

The eleventh and the twelfth pairs are “floating” ribs [151]: their anterior ends are not connected to the rest of the rib cage and these ribs are shorter than the others. Consequently, the anterior end

and the most lateral point of each of these ribs represent exactly the same point. Thus, only the Post and Ant points are digitized in the LAT and reconstructed in 3D.

4.3.5 Reconstruction refinement

At this stage, five points have been reconstructed in 3D along the typical ribs (between levels T1 and T10). The following step consists in refining each rib by adding sufficient points in order to interpolate it by a 3D cubic spline representing the rib midline. To do so, a rib-specific 3D reference frame is built around the five previously reconstructed points, as follows: the reference frame is centered on the centroid of the last three reconstructed points (Post, Lat and Ant), the first axis (u -axis) is defined by the vector joining the Lat and the Ant points, the second axis (w -axis) is defined as the normal vector to the least squared plane that fits the five reconstructed points (Head, Tub, Post, Lat and Ant), and the third axis (v -axis) is defined as the cross-product of u and w axis. In this reference frame, a paraboloid passing through the Post, Lat and Ant points is defined as:

$$au^2 + bu + c = w \quad (4.4)$$

The rib midline is then constrained to fit within that surface. The choice of a paraboloid surface is justified by the parabolic shape of the ribs (from the Post to the Ant) in the LAT view. Still, the curvature of this surface along the w -axis is weak. In fact, while trying to characterize the global geometry of human ribs [86], it has been noted that the rib portion that goes from the angle (most posterior part) to the costochondral junction (anterior end) lies “substantially” in one plane, while the portion that goes from the head to the angle lies “substantially” in another plane.

Then, considering M points between the projections of the Post and the Ant along the rib midline in the PA, the algorithm seeks the intersections of the paraboloid with the M projection rays; M 3D points are thus obtained (Figure 4.5). Finally, a cubic spline is fitted to all the reconstructed points: Head, Tub, Post, Lat, Ant and the M points. This spline represents the rib midline in 3D.

For the floating ribs of level T11 and T12, because of their relatively smaller length, a cubic spline interpolation of the three reconstructed points (Head, Post and Ant), is sufficient to model their midlines.

4.4 Evaluation Method

We will evaluate the reconstructions obtained by the proposed method (R_{new}) by comparing them with the reconstructions obtained by the method used at SJHRC (R_{old}), based on [65]. The reference modality is the surface topography of the trunk, acquired using a totally noninvasive technique. Two comparison criteria are proposed: the distances between the reconstructed ribs and the trunk surface topography, and the correlation between ribs axial rotation and back surface rotation. These criteria reflect how well the reconstructions are consistent with the surface topography of the trunk.

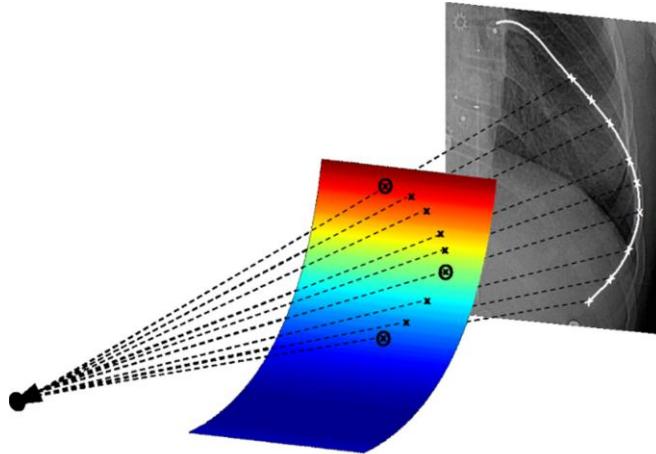


Figure 4.5 Refining the reconstruction: Post, Lat and Ant are already reconstructed in 3D (black circles). A paraboloid is fitted to these points (multicolor surface). M points are discretized (white crosses) on the rib midline between the Post and the Ant in the PA view. The M projection rays (dashed black lines) intersect the paraboloid in M 3D points (black crosses). These 3D points, combined with the Head, Tub, Post, Lat, and Ant, constitute the reconstructed rib midline.

4.4.1 Acquisition of the surface topography of the trunk

Currently at SJHRC, the acquisition of the surface topography uses the InSpeck system [106]. It is composed of four optical digitizers placed around the patient who maintains the anatomical position with the arms in slight abduction by the side. This posture minimizes the occlusion of the digitizers field [119]. Each digitizer reconstructs the surface topography of one side of the

trunk. Given a calibration matrix, the four reconstructed surfaces are registered together and merged to obtain the surface topography of the entire torso. In order to assess the accuracy of the trunk surface 3D reconstruction, repeated acquisitions of a mannequin were performed [107]. Thirty nine markers were fixed on its trunk and their 3D coordinates were measured with a coordinate measuring machine (CMM). They constituted the ground truth. The accuracy of the trunk surface reconstruction was of 1.1 ± 0.9 mm over the entire trunk surface. Moreover, repeated trunk surface acquisitions using the InSpeck system, for 49 scoliotic patients in two different postures, were carried out in order to assess the reliability of the extracted indices [119]. Several measurements including back surface rotation were computed on each patient's reconstruction. The statistical analysis showed a fair to excellent reliability for the anatomical position and a back surface rotation typical measurement error of 1.4° .

Thus, considering the accuracy and reliability of the trunk surface 3D reconstruction using the InSpeck system, and bearing in mind that this technique is totally noninvasive, we believe that its use as a reference modality is appropriate for the evaluation of our rib cage 3D reconstruction technique.

4.4.2 Clinical data

A clinical study using real data from scoliotic patients attending the SJHRC scoliosis clinic was conducted. Included in our study were subjects who had their X-rays (PA, PA20 and LAT) and the surface topography acquired during the same consultation, and the rib cage previously reconstructed by the method in [65] (R_{old}). We selected the data of 13 adolescents with AIS who matched the inclusion criteria. Among this cohort, the average Cobb angle and the mean age recorded at the time of consultation were respectively 36° ($\pm 8^\circ$) and 12.7 years (± 1 year).

The proposed reconstruction method was applied to each patient (R_{new}). A single operator was in charge of the LAT digitization. For the purpose of comparison with R_{old} , the same 11 points per rib, previously identified in the PA, were considered.

4.4.3 Registration

Since evaluation of the reconstructions is based on their consistency with the surface topography of the trunk, the first important step consists in registering the 3D reconstructions and the surface topography in the same reference frame. The reconstructed spine and rib cage are defined in a

first reference frame, noted R_{RX} , and the surface topography in a second reference frame, R_{TP} . Approximately 15 to 20 radio-opaque markers are placed on the patient's trunk before both acquisitions. Their distribution is as regular as possible in order to improve the registration precision. These markers constitute the only common information to both acquisitions. Visible in the radiographs, they are reconstructed in 3D in R_{RX} ; visible as well on the surface topography, their 3D positions in R_{TP} are retrieved.

As a first attempt, a rigid registration is carried out to merge the reconstructions together. However, the radiographic and topographic information are acquired at different times, in different rooms and with different patient postures. To take into account the patient's displacement between both acquisitions, an elastic registration based on approximating thin-plate splines [152] is also performed. It consists in determining the mapping u that minimizes the following functional:

$$J_\lambda(u) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|q_i - u(p_i)|^2}{\sigma_i^2} + \lambda J_m^d(u) \quad (4.5)$$

The first term of this functional measures the sum of the quadratic Euclidean distances between the transformed landmarks p_i and the landmarks q_i . Each distance is weighted by the variance σ_i^2 representing landmarks localization errors. For all the landmarks, the variance was fixed at 1.1 which corresponds to the accuracy of the trunk surface reconstruction. The second term in equation 3.5 measures the smoothness of the transformation. The relative weight between both the approximation and smoothness terms is set by the regularization parameter λ . Based on empirical tests, the regularization parameter is set to $\lambda = 0.1$ in order to limit undesired distortions of the trunk surface.

4.4.4 Distances between the ribs and the surface topography

A first evaluation step consists in the 3D visualization of the complete trunk model of each patient: bony structures and registered surface topography (R_{new} versus R_{old}). Then, in order to evaluate the distances between the reconstructed ribs and the external surface, the rib midlines are discretized at intervals of 2 mm. For each point, the minimal signed distance (noted d) between the current rib point and the nearest point on the surface topography is computed. A negative value of d indicates that the rib midline protrudes from the surface topography at some point.

Moreover, the mean distances for each portion of the rib are evaluated: along the head and tubercle (P1), the posterior part (P2), the lateral part (P3) and the anterior part (P4). For the ribs of levels T11 and T12, we considered only parts P1 and P2, and for the ribs of level T10, only parts P1, P2 and P3 were considered. A Student's *t* test is performed in order to test the null hypothesis that there is no difference between the means distances obtained for R_{new} and R_{old} .

4.4.5 Correlation between ribs axial rotation and back surface rotation

Thereafter, the reconstructions R_{new} and R_{old} are compared in terms of the correlation between the internal and external rib humps (Figure 4.6). The internal rib hump is measured as the ribs axial rotation (RAR). Expressed in degrees, it is defined as the angle formed by the dual-tangent to the ribs of a given level and the axis passing through the anterior superior iliac spines (iliac spines axis or ISA), projected onto the axial plane. The external rib hump is measured as the back surface rotation (BSR). Also expressed in degrees, it is defined as the angle formed by the dual-tangent to the posterior side of each section of the trunk surface topography and the ISA, projected onto the axial plan. At each thoracic level, the trunk section is computed as the intersection of the surface topography with a tilted plane defined by the most posterior points of each rib of the thoracic level considered. Both measures are computed automatically without any operator intervention.

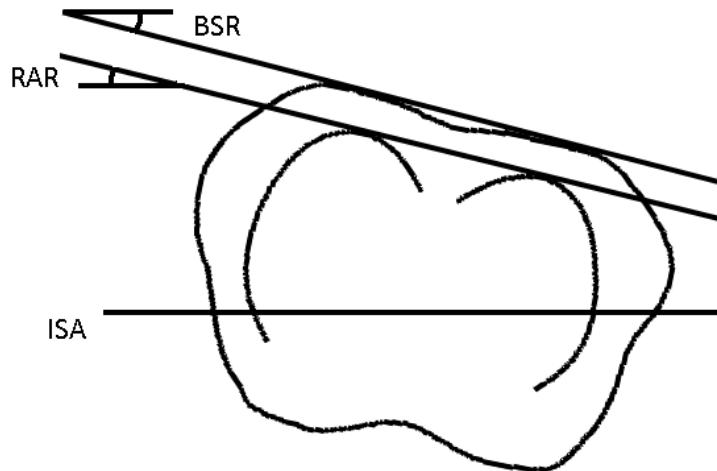


Figure 4.6 Description of the back surface rotation (BSR) and the ribs axial rotation (RAR) in an axial projection of the ribs of a given level and the corresponding section of the surface topography. BSR is the angle defined by the dual-tangent to the posterior part of the topography

section and the iliac spines axis (ISA). RAR is the angle defined by the dual-tangent to the posterior part of the reconstructed ribs and the anterior superior iliac spines axis (ISA).

For both R_{new} and R_{old} , the correlations between the internal and external rib hump are quantified by the Pearson's coefficient (R), using a linear regression analysis. The correlation is considered as statistically significant if $p < 0.01$. The coefficients of determination are obtained by R^2 . The data dispersion around the trend line is quantified by the standard deviation of the residuals.

4.5 Results

Out of the whole cohort, a total of 164 ribs (82 pairs) were successfully reconstructed by the proposed method. The number of reconstructed ribs varies from one patient to another as well as between thoracic levels (Figure 4.7). On average, 7 (± 1) pairs of ribs were reconstructed per patient from levels T6 to T12, which constitutes the lower half of the rib cage. The upper half of the rib cage had poor visibility in the lateral radiographs.

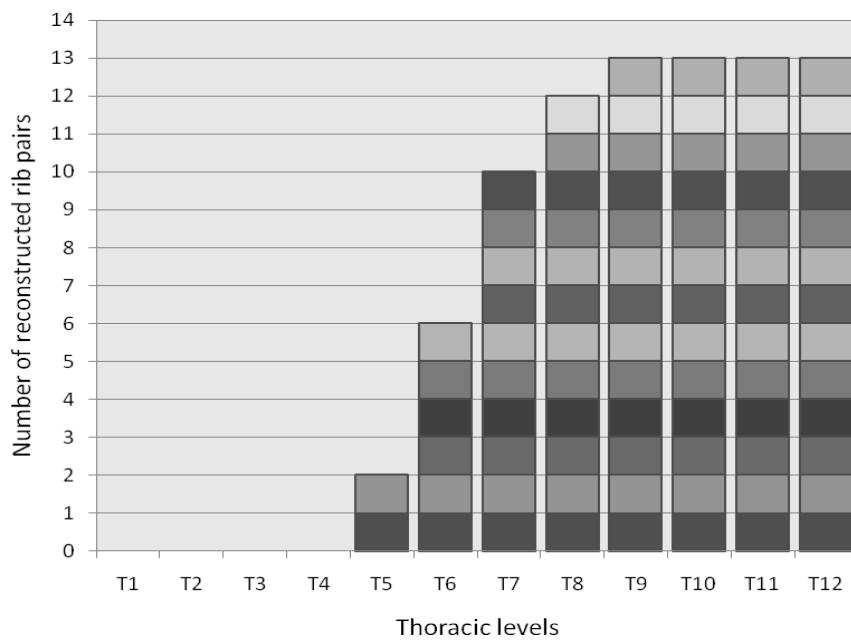


Figure 4.7 Number of reconstructed rib pairs per thoracic level and per patient. Each level of the histogram corresponds to a patient.

Figure 4.8 presents a visual comparison in 3D between the rib midlines of a typical patient chosen from the cohort, obtained with the proposed method and the method in [65]. After registering the surface topography and the reconstructed bony structures, a 3D model of the trunk is obtained, as in Figure 4.9. In this figure, it can clearly be seen that several ribs from R_{old} protrude from the external surface of the trunk, while none of the R_{new} ribs protrude.

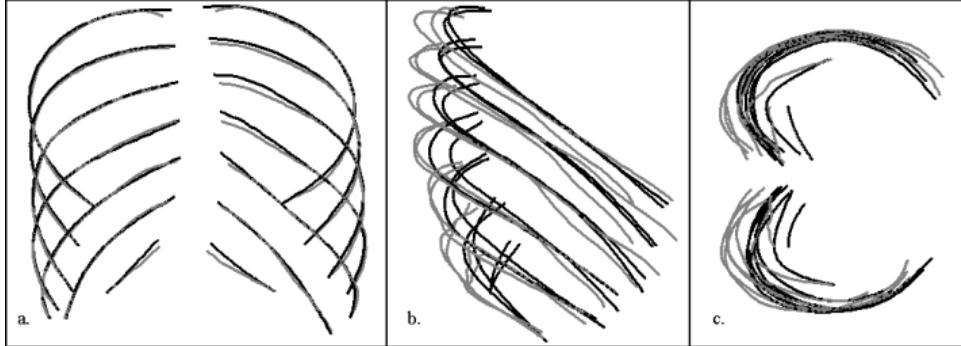


Figure 4.8 Comparison of the reconstructed ribs R_{new} (black) and R_{old} (gray), for a typical patient, in the frontal plane (a), the sagittal plane (b) and the axial plane (c).

4.5.1 Distances between the ribs and the surface topography

Table 4.1 summarizes the number of protruding ribs and the length of the protrusions, along each portion of the ribs: the head (P1), posterior (P2), lateral (P3) and anterior (P4) portions for both the rigid and elastic registration. A rib is protruding if at least one point along its length is at a negative distance d from the surface topography. The length of the protrusions is defined as the number of points per rib that are at a negative distance d from the surface topography, multiplied by the discretization step (2 mm). These results clearly demonstrate that the new reconstructions are less prone to lie outside the surface topography, especially when considering an elastic registration. When looking at the results for the anterior portion of the trunk, in both cases (P4 portions of R_{new} and R_{old}) a decrease in the number of protrusions after applying an elastic registration can be noted. This interesting fact may be attributable to the ability of the elastic registration to compensate for the breathing movements of the anterior side of the trunk.

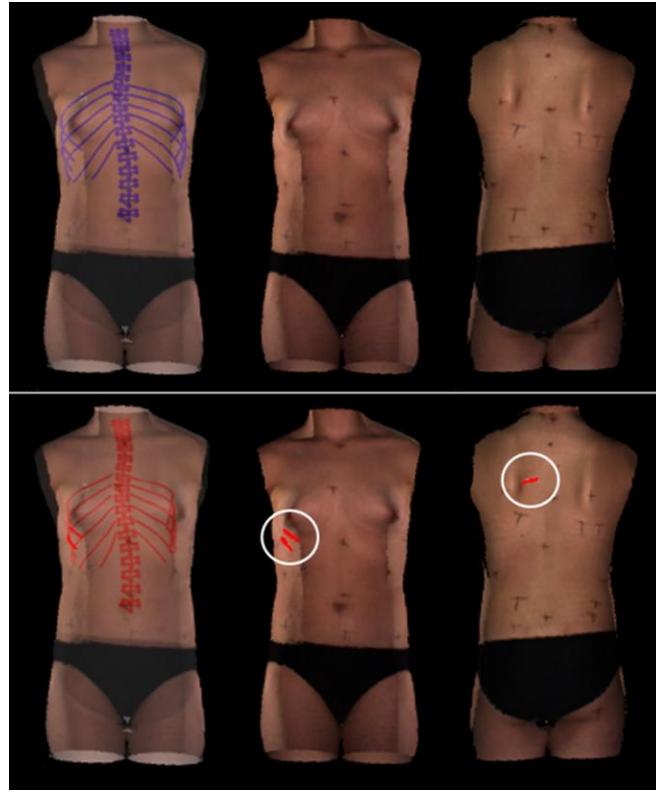


Figure 4.9 Surface topography and rib cage reconstruction of a patient after elastic registration: above, the new reconstructions in blue; below, the old reconstructions in red. The transparency views (on the left) illustrate the registered spine, rib cage and surface topography. The opaque views (in the middle and on the right) represent respectively the anterior and posterior views of the trunk. It can be seen that for the old reconstructions, 2 ribs in the anterior view and 1 rib in the posterior view (circled in white) protrude from the trunk surface.

Table 4.1 Number and length of protrusions along each portion of the ribs

N=164	R_{old}				R_{new}			
	Rigid registration		Elastic registration		Rigid registration		Elastic registration	
	n	1	n	1	n	1	n	1
P1	3	16	2	12	0	0	0	0
P2	11	184	8	136	0	0	0	0
P3	5	74	1	22	1	2	1	12
P4	11	122	4	42	3	36	0	0
Total	22	396	12	212	3	38	1	12

(N) Total number of reconstructed ribs

(n) number of protruding ribs

(l) length of protrusions expressed in mm

Figure 4.10 shows the average distances between the ribs and the surface topography, obtained on the whole cohort for each portion of the ribs and all over their length (Total). On average, when considering an elastic registration, the distances between R_{new} and the surface are significantly higher ($p<0.05$) along the head (P1) and posterior (P2) portions of the ribs, and significantly lower along the lateral portion (P3). No significant difference is noted along the anterior portion (P4).

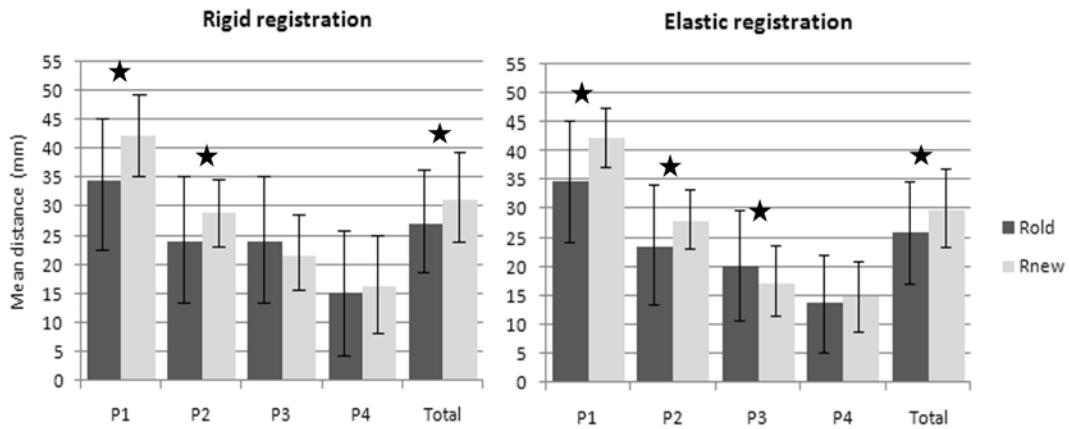


Figure 4.10 Standard deviation and mean distances between the ribs and the surface topography along the head (P1), posterior (P2), lateral (P3) and anterior (P4) portions of the ribs, and over their whole length (Total). The statistically significant differences ($p<0.05$) between the R_{old} and R_{new} are marked by asterisks.

4.5.2 Correlation between ribs axial rotation and back surface rotation

For the correlations between RAR and BSR, we first analyzed the correlation for each thoracic level independently (Table 4.2). The two measurements are significantly correlated for the ribs of levels T6 to T11 when taking the RAR from R_{new} . However, for T5, the small number of reconstructions at this level ($N=2$) do not allow for a correlation analysis. For T12, no significant correlation was found, probably because the rib reconstructions are less accurate at that level, since the T12 ribs are barely visible in both radiographs.

Table 4.2 RAR-BSR correlation at each thoracic level

Ribs level	N	R_{old}		R_{new}	
		Rigid registration	Elastic registration	Rigid registration	Elastic registration
		R	R	R	R
T5	2	1,00	1,00	1,00	1,00
T6	6	0,23	0,49	0,86 *	1,00 **
T7	10	0,68 *	0,71 *	0,91 **	0,90 **
T8	12	0,37	0,70 *	0,70 *	0,81 **
T9	13	0,35	0,64 *	0,55 *	0,75 **
T10	13	-0,02	0,40	0,42	0,70 **
T11	13	0,69 **	0,72 **	0,21	0,73 **
T12	13	0,43	-0,06	-0,33	-0,15

(*) significant correlation ($p<0,05$)

(R) Pearson correlation coefficient

(**) significant correlation ($p<0,01$)

(N) Number of reconstructed ribs pairs

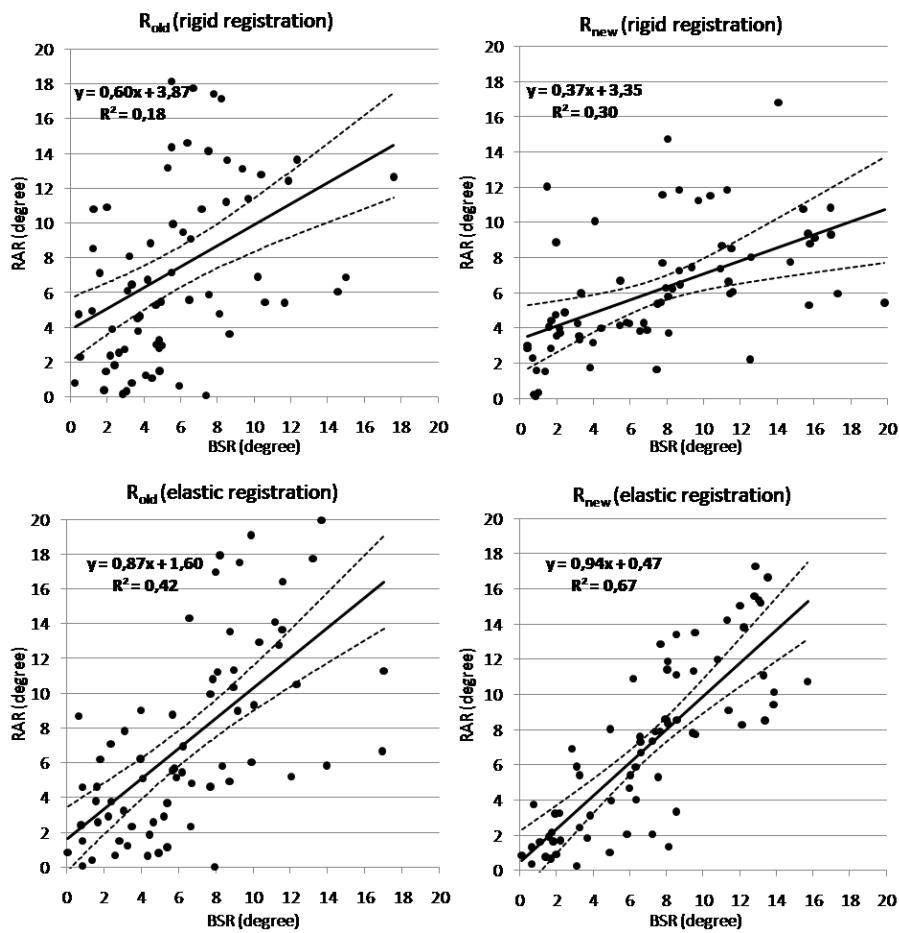


Figure 4.11 Correlation between the back surface rotation (BSR) and the ribs axial rotation (RAR). Each point represents a pair of ribs. For each plot, the solid line represents the trend line, and the dotted lines represent the 95% confidence intervals.

If we now consider all the reconstructions between T5 and T11, we note, in the elastic registration case, a Pearson coefficient of 0.64 when considering R_{old} , compared to 0.82 when considering R_{new} . These values are both statistically significant ($p<0.01$). As for the coefficients of determination, they show that, in the case of R_{old} , 42% of the BSR is explained by the RAR, whereas in the case of R_{new} , 67% of the BSR is explained by the RAR. The data dispersion around the trend line is 4.28° for R_{old} and 2.78° for R_{new} . The plots of Figure 4.11 present the correlations obtained for each set of reconstructed ribs. The linear regression method gives the trend lines equations relating the internal and external rib hump. In the rigid registration case, the correlations for both reconstructions groups (R_{new} and R_{old}) are weaker, with Pearson coefficients of 0.42 for the R_{old} and 0.55 for the R_{new} .

4.6 Discussion

A personalized 3D geometric model of the rib cage is essential: firstly, for researchers, to investigate scoliosis pathogenesis as well as the relationships between the spinal and rib cage deformities, and to incorporate the rib cage in a biomechanical model of the trunk used mainly to simulate treatments. Secondly, for clinicians, a 3D reconstruction of the rib cage would constitute a useful evaluation tool, given the fact that ribs axial rotation cannot be quantified in 2D radiographs. Furthermore, in several cases, the rib hump persists after surgical treatment of scoliosis and a thoracoplasty – itself a complex procedure – must sometimes be undertaken. For this reason, a complete biomechanical model, including both the spine and rib cage and capable of simulating different surgery strategies, would be valuable for treatment planning and consequently for achieving better correction of the deformities. Finally, for patients, mainly for those who present a significant rib hump, a better correction of this deformity would enhance their treatment satisfaction and their quality of life.

The method proposed in [65] for the 3D reconstruction of the rib cage relies on two frontal radiographs, PA and PA20. The latter is not a standard view and thus complicates the acquisition protocol. Moreover, it increases patient's exposure to ionizing radiations, since, for the reconstruction of both the ribcage and the spine, three radiographs are required (PA, PA20 and LAT). On the contrary, we proposed in this paper a method for the 3D reconstruction of scoliotic ribs that relies on the two standard radiographs, PA and LAT, which are also used for the 3D reconstruction of the spine. Consequently, it does not expose patients to additional radiation dose.

In addition, the method proposed in [65] makes the assumption that the two splines described by the 11 points manually identified on the PA and PA20 projection of the same rib, correspond to the projections of the same 3D rib midline. Due to the manual intervention, this may not be true. Thus, an erroneous matching of the midline in both radiographs leads to considerable errors in the 3D reconstruction process. Our method is using the epipolar geometry to perform an automatic matching of the 3 points manually identified in the LAT X-ray to their corresponding points in the PA which avoid 3D reconstruction errors due to manual matching. Moreover, on the LAT, no rib midline is imposed at the starting point; it is actually inferred by the rib refinement step.

The overall evaluation study has shown that, an elastic registration of the surface of the trunk with the reconstructed ribs improves the results over a rigid registration. In fact, considering either the R_{old} or R_{new} reconstructions, there are fewer protruding ribs and the correlation between the RAR and BSR is notably increased. This is explained by the fact that the radiographic and topographic acquisitions are not simultaneous and the patient does not retain the same posture. Thus, for future work involving both the trunk surface and the 3D reconstructions of the spine and rib cage, we recommend the use of an elastic registration method.

The visual comparison between R_{old} and R_{new} has shown that the main differences are located in the sagittal plane, i.e. in the depth dimension with respect to the PA view. Indeed, as was already noted in [62], the variability of the anatomical landmarks reconstructed with the method in [65] is greatest in the sagittal plane. This is due to the low disparity between the PA and PA20 projections and the initial error of matching. In fact, this low disparity makes the 3D reconstruction very sensitive to digitization errors. These differences are much more notable after merging the surface topography with the rib cage reconstructions. The number of protruding rib midlines is considerably lower when considering R_{new} .

As for the correlation between the RAR and BSR indices, we notice that the correlation is statistically significant ($p<0.05$) for the two sets of reconstructions. However, in the case of R_{new} , the correlation is stronger and the data dispersion around the linear model is much lower, as the widths of the confidence intervals illustrated in Figure 4.11, especially when considering an elastic registration. This allows us to confirm that, when compared to measurements on the

external surface of the trunk the ribs reconstructed by the proposed method provide a better evaluation of the rib hump than the former reconstruction method.

The overall comparative results demonstrate that the three dimensional configuration of the reconstructed ribs obtained using the method proposed in this article are more consistent with the surface topography of the trunk than the reconstructions previously obtained by the method proposed in [65]. Furthermore, the strong correlation between the new RAR and BSR values suggests a reevaluation of the relationship between the internal and external scoliotic deformities. In fact, previous studies [97, 134] have attempted to model the relations between the trunk surface deformity and the spinal deformity, considering the Cobb angle as the sole indicator of the internal deformity. No strong correlation was demonstrated in those studies. However, since the spinal deformity propagates to the trunk surface through the rib cage, it may be more relevant to incorporate the rib cage in this kind of study.

The method proposed in this article succeeded in reconstructing all the ribs that are entirely visible on the LAT view, ranging mainly between T6 and T12. The superposition of the ribs with other bony structures such as the shoulders and arms reduces the visibility of the upper ribs, partially or over their whole length. The number of reconstructions per patient depends on various factors, like the position of the arms during the acquisition. Indeed, the two patients for whom the ribs at level T5 were successfully reconstructed had their upper arms raised at an angle of more than 90° from the rest position. Even though the X-ray acquisition protocol suggests a 45° angle, some protocol deviations can occur occasionally. Fortunately, those cases happened to be favorable to our study. Thus, for the purpose of rib cage 3D reconstruction, we recommend that during the X-ray acquisitions patients have their upper arms raised at an angle of 90°. However, precaution should be taken to avoid involuntary bending of the spine. Meanwhile, the radiographic parameters also affect the visibility of the ribs; however, their values are limited by the risks related to the radiation dose. Better image quality, e.g. using the EOS system [55], could increase the visibility of the upper ribs in the LAT, and thus allow the reconstruction of more levels. Nonetheless, the rib pairs of levels T5 to T12 are the most susceptible to present a significant rib hump and are thus the most relevant for the evaluation of rib cage deformities.

For ends of comparison with the method previously proposed in the literature, we had to select AIS patients for whom a PA20 X-ray was also acquired. At our clinic, relatively few patients met

this specific criterion, considering the fact that this non standard radiograph was required only for a specific research study aiming at evaluating a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces [153]. Among this cohort of 24 patients, the data of five patients were excluded from the study because their LAT image was incomplete due to poor positioning during the X-ray acquisition. Then, from this pool of patients, we considered the data of 13 patients whose radiographs were of satisfactory quality. Surgical candidates were not intentionally excluded from this study, but the patients meeting our inclusion criteria were, according to the protocol of [153], candidate for brace treatment. This explains why the mean Cobb angle observed in our cohort is only 36°. Nevertheless, in future works, we aim at using this 3D reconstruction method for surgical candidates, to assess the effects of surgery.

As the clinical study is retrospective, we had to use the data as it is and find a way to determine the left and right ribs from X-rays content. The method proposed in this paper for the 3D reconstruction of scoliotic ribs relies on the localization of the rib hump in order to distinguish the right and left ribs in the LAT film. However, for prospective studies, we suggest the use of two different set of radio-opaque markers varying in shape that could be placed on the right or on the left sides of the back according to their shape. This would bypass the problem related to the potential absence of rib hump. Those markers could serve at the same time as additional landmarks for the registration of the trunk surface with the 3D reconstruction of the spine and rib cage.

Even though the used of an elastic registration reduced the number of protruding ribs, one rib among the 164 new reconstructions still protrudes from the external surface, specifically in its lateral portion. This can be attributed first to the accuracy of the surface topography in the lateral regions of the trunk which is weaker than in the frontal and posterior regions, this being essentially due to the spatial configuration of the four InSpeck digitizers and the arms position during the acquisition. Moreover, as mentioned in section 4.4.3, the elastic registration between the surface topography and the reconstruction of the bony structures is based on a sparse set of markers. In that small marker set, only one or two are placed on the lateral regions of the trunk, which contributes to a less accurate registration in those regions. For better results, we recommend using additional markers on these critical portions of the trunk.

It should be mentioned that for a rib not to protrude from the surface of the trunk is a necessary but not a sufficient condition for the validity of the reconstruction. Thus, it is more rigorous to compare the distances between the ribs and the surface of the trunk to reference values. Anatomically speaking, the local distance d calculated between the rib midline and the surface topography spans half the cross-section of the rib, combined with the thicknesses of the muscles, the soft tissues, the adipose tissue and the skin. No other similar work has been found in the literature with which to compare this particular result. MRI acquisitions could potentially be used to validate our results for these distances. To avoid compressing the soft tissues of the back, the MRI volume should be acquired in the upright position. However, to our knowledge, the actual MRI systems that allow this are not powerful enough to provide a sufficient resolution for this kind of study.

In clinic, a reasonable time for obtaining the spine and ribcage in 3D would be about 30 to 40 minutes after the X-ray acquisition. Meanwhile, other clinical exams are performed such as the acquisition of the trunk topography of the patient. The technique used previously at our hospital for the 3D reconstruction of the rib cage, required about 2 hours, since it relies on the manual identification of 11 points per ribs in both PA and PA-20 radiographs, hence a total of 22 points per rib. In fact, the digitization of the ribs in the X-rays constitutes the most time-consuming step. In the present study, only 3 points per rib are manually identified in the LAT and the same 11 points per rib in the PA were used only in order to adequately compare the two reconstruction methods. Thus, the total number of primitives per rib in our method is 14. Furthermore, a semi-automatic detection of rib contours [154] in the PA (which requires the identification of 4 points per rib), combined with an automatic extraction of the rib midlines, could reduce the manual intervention to only 7 points per rib (3 in the LAT and 4 in the PA). This would, first, increase the repeatability of ribs identification step and, second, it would reduce the processing time by about two thirds (40 minutes approximately), making our method more suitable in a clinical setting.

4.7 Conclusion

We have proposed in this article a new method for the 3D reconstruction of scoliotic rib midlines, based on two standard radiographs in the frontal and lateral planes, commonly acquired in the clinical setting at Sainte-Justine Hospital, Montreal, Canada. Compared to the reconstruction

method previously used at our clinic, patients' exposure to ionizing radiation is reduced. The high disparity between the two X-rays gives more representative reconstructions than those obtained with the current method. Although only the inferior half of the rib cage is reconstructed with the proposed method, it is this portion that is of greatest interest to clinicians because it is the most deformed part of the rib cage in scoliotic patients.

Moreover, we have presented an original evaluation method using the surface topography as a reference modality. The reconstructions obtained using our technique yield a better correlation between the ribs axial rotation and the back surface rotation. This is a promising finding for the study of the relationships between the spinal, rib cage and trunk surface deformities in adolescent idiopathic scoliosis. Furthermore, this new reconstruction technique has the potential to help clinicians to better understand the nature of the rib hump and thereby to incorporate the rib cage more effectively in the treatment of scoliosis.

Acknowledgment

The authors would like to thanks P. Debanné for revising this manuscript and C. Bellefleur for his technical contribution.

This work was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada and MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research.

CHAPITRE 5 ARTICLE 2: MULTILEVEL ANALYSIS OF TRUNK SURFACE MEASUREMENTS FOR NON-INVASIVE ASSESSMENT OF SCOLIOSIS DEFORMITIES

Lama Seoud^{1,2}, Jean Dansereau, Ph.D.^{1,2}, Hubert Labelle, M.D.², and Farida Cheriet, Ph.D.^{1,2}.

(1) *École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Succursale Centre-ville, H3C 3A7, Montréal, Canada.*

(2) *Centre de recherche du CHU Sainte Justine, 3175 chemin de la Côte-Sainte-Catherine, H3T 1C5, Montréal, Canada.*

5.1 Abstract

Study design: Reliability study.

Objectives: To assess between-acquisition reliability of new multi-levels trunk cross-sections measurements, in order to define what is a real change when comparing two trunk surface acquisitions of a same patient, before and after surgery or throughout the clinical monitoring.

Summary of background data: Several cross-sectional surface measurements have been proposed in the literature for non-invasive assessment of trunk deformity in patients with adolescent idiopathic scoliosis (AIS). However, only the maximum values along the trunk are evaluated and used for monitoring progression and assessing treatment outcome.

Methods: Back surface rotation (BSR), trunk rotation (TR) and coronal and sagittal trunk deviation are computed on 300 cross-sections of the trunk. Each set of 300 measures is represented as a single functional data using a set of basis functions. To evaluate between-acquisition variability at all trunk levels, a test-retest reliability study is conducted on 32 AIS patients. A functional correlation analysis is also carried out to evaluate any redundancy between the measurements.

Results: Each set of 300 measures was successfully described using only 10 basis functions. The test-retest reliability of the functional measurements is good to very good all over the trunk, except above the shoulders levels. The typical errors of measurement are between 1.20° and 2.2°

for the rotational measures and between 2 to 6 mm for deviation measures. There is a very strong correlation between BSR and TR all over the trunk, a moderate correlation between coronal trunk deviation and both BSR and TR and no correlation between sagittal trunk deviation and any other measurement.

Conclusions: This novel representation of trunk surface measurements allows for a global assessment of trunk surface deformity. Multilevel trunk measurements provide a broader perspective of the trunk deformity and allow a reliable multi-level monitoring during clinical follow-up of patients with AIS and a reliable assessment of the esthetic outcome after surgery.

5.2 Introduction

The spinal deformity associated to adolescent idiopathic scoliosis (AIS) affects the general appearance of the trunk in a more or less significant way, depending on its type and severity. Assessing trunk surface deformities is valuable in clinic since it documents an important aspect in patients' eyes [29, 30].

This motivation has led to the development of 3D scanning systems [97, 99, 104, 105, 107, 133, 155] for the assessment of trunk deformities. All these systems provide a 3D reconstruction of the back or the entire torso with different resolutions depending on the systems. As opposed to radiographic acquisition, these systems use only unharful visible light. Although these devices are valuable and promising, the major obstacle to their common use in clinic is currently the unclear definition of trunk metrics.

Numerous topographic measurements have been proposed in the literature starting with angles similar to the Cobb angle, computed from the spinous process line [100, 156], the back valley line [108] or the trunk cross-sections centroid line [120]. Easier to correlate with the Cobb angle, they document only the deformity in the coronal plane. Several scores and index were also suggested [8, 109, 111, 157], most of which suffer from poor inter- and intra-operator reliability associated with the manual identification of numerous landmarks on the back surface. Another promising approach consists in computing local measurements on trunk cross-sections, such as the back surface rotation (BSR) [108, 119, 120] similar to the angle of trunk inclination (ATI) [158] and the trunk rotation [119, 120].

The quantitative analysis of trunk deformities using trunk surface acquisition is valuable in clinic. First, it provides a radiation-free alternative for a more frequent follow-up of AIS patient. Second, it can be used, in addition to radiographs, to assess the esthetic outcome of a spinal surgery. Nevertheless, when comparing two trunk surface acquisitions of a same patient, before and after surgery or throughout the follow-up, it is important to distinguish between a real change and a change associated to a difference in patient's posture between acquisitions.

Previous work in our group evaluated the reliability of trunk surface cross-sectional measurements [119] but taking into consideration only the maximum values along the trunk. In fact, in the trunk cross sectional approach, the entire multi-level measurement profile is usually reduced to a single measurement, as the maximum value along the trunk, in order to facilitate analysis using classical statistical methods.

Maximum values of trunk cross-sectional measurements provide certainly an idea of the severity of trunk deformations; however, it overlooks the extent and the location of the deformations. During AIS follow up, the maximal amplitude of trunk deformity may remain the same from one trunk surface acquisition to another; however, changes may occur elsewhere along the trunk. The hypothesis of this work is thus the following: taking into consideration the whole measurements profile can provide more and novel information for clinicians when analyzing trunk surface deformities associated with scoliosis.

Multi-segmental analysis of the trunk deformity has already been proposed in the scoliosis literature. It uses the scoliometer to measure the angle of trunk inclination (equivalent to our BSR) at 10 levels between C7 and S1 [131, 159]. This method has been highly recommended for the assessment of scoliosis spinal surgery outcome [43]. Unfortunately it has several limitations, starting with controversial evidence regarding the scoliometer reliability and validity [15, 16]. Moreover, the method requires the patient to bend forward. This posture alters the magnitude of trunk deformity, is hard to standardize and multi-level scoliometer measurement is time-consuming. The use of optical systems overcomes those limitations.

Since we are interested in how the measurements fluctuate at each trunk level, each set of values along the trunk constitutes an observation or a datum in itself. This approach is known as functional data analysis (FDA)[160]. Functional data analysis is an emerging topic in statistics. It

has been successfully used in the medical field for the classification of temporal gene expression data [161, 162] and for the analysis of normal and pathological kinematic gait data [163-165].

Consequently, the first objective of this paper is to propose new multi-levels trunk surface measurements for the assessment of trunk deformities associated to AIS. Then, in order to assess what is a real change in the measurements between different trunk surface acquisitions of a patient, the second objective of this study is to evaluate the reliability of the proposed measurements, not only for the maximum values along the trunk but at all trunk levels. And finally, because clinicians' gold standard for the radiographic assessment of scoliosis is resumed into a single measurement, the Cobb angle, we are interested in reducing as much as possible the number of measurements for the topographic assessment. Thus, our third objective is to study the correlations between our measurements in order to propose a compact set of measurements.

5.1 Materials and Methods

5.1.1 Clinical dataset

We used the data of 32 AIS patients who attended the Sainte Justine Hospital Research Center (SJHRC) for their routine pre-operative visit. All subjects were enrolled on a voluntary basis and an informed consent was obtained for each patient as approved by the Ethical Committee of the institution. There were 26 girls and 6 boys. The main radiological and demographic characteristics of the cohort are summarized in Table 5.1.

Table 5.1 Information about the cohort

N = 32	Major Cobb angle (°)	Age (year)	Weight (kg)	Height (cm)
Mean	54.3	14.3	47.5	159.4
Standard deviation	15.3	1.7	9.6	8.8
Range	20-75	11-18	28-64.9	134-175

N: number of patients

5.1.2 Trunk acquisition protocol

Currently at SJHRC, the trunk surface is acquired using an active vision system, the Inspeck system (Creaform®, Québec, Canada) as described in [107]. The acquisition time is of 4 to 5 seconds. The accuracy of the reconstruction is of 1.1 ± 0.9 mm over the entire trunk surface [107].

In order to study the reliability of trunk measurements, each patient's trunk was acquired twice during the same visit. The patients were asked to stand still in the upright position with the arms slightly abducted in order not to obstruct the lateral scanners' fields of view. Between acquisitions, patients relaxed at least half a minute before repositioning. The posture was explained and demonstrated before the acquisition series.

Prior to the first acquisition, a nurse located 4 anatomic landmarks on the trunk by palpation and places markers over them. These landmarks are the left and right anterior-superior iliac spines (ASIS), the posterior-superior iliac spines' midpoint (MPSIS) and C7 vertebral prominence (VP).

5.1.3 Patient-specific reference frame

The trunk surface 3D reconstruction is transposed into a patient-specific 3D reference frame, equivalent to the SRS whole body coordinate system. It is defined such that: the origin is the MPSIS, the Y-axis is the vertical up; the X-axis is the horizontal parallel to the ASIS line, oriented toward the right of the patient; the Z-axis is obtained by cross-product and oriented toward the patient's back.

For ends of comparison, another patient-specific frame (X' , Y' , Z') is considered. It is defined such as the vertical axis Y' passes by the VP and the MPSIS, X' is the projection of the ASIS line onto the plane $Y'=0$, and Z' is the cross-product of X' and Y' . This coordinate system is equivalent to the SRS spinal coordinate system [77]. It is believed that this coordinate system compensates for postural changes in the upper trunk, since the vertical axis is defined by the VP.

5.1.4 Trunk features extraction

300 horizontal cross-sections corresponding to the different vertebral levels between L5/S1 and C7/T1, equally spaced along the Y-axis, are automatically extracted starting from the MPSIS and going up to the VP. The distance between consecutive cross-sections depends on the subject's height. In average, on our cohort, the distance is 1.3 ± 0.1 mm. At each trunk level, an ellipse is

fitted to the cross-section points using a direct least-squares fitting method [166]. A section-specific reference frame (G, U, V) is then defined. The ellipse's center is considered as the section's center G . The U and V axis correspond respectively to the ellipse's major and minor axis. In this reference frame, the dual tangent (DT) to the back side of the section is defined as the tangent to the left and right back portions of the section. In some sections a dual-tangent does not exist. In these cases, the DT is the line tangent to the back section at the intersection with the V -axis.

On each cross-section, 4 measurements are automatically computed:

- The back surface rotation (BSR) is the axial angle between the section's DT and the X-axis.
- The trunk axial rotation (TR) is the axial angle between the section's U -axis and the X-axis.
- The X-coordinate of the section's center G (X_G) corresponding to the section's deviation in the coronal plane.
- The Z-coordinate of the section's center G (Z_G) corresponding to the section's deviation in the sagittal plane.

Viewed from bottom, the section's BSR and TR are positive when the DT and U -axis are rotated counter-clockwise relative to the X-axis.

When computed at all trunk levels, the resulting 4 measurements profiles present some noise; it is mainly associated to the accuracy of the trunk surface acquisition system (accuracy of 1.4 mm) and the sampling used to reduce the size of the mesh (depending on the trunk height, a mesh is composed of 40000 to 60000 points after sampling).

5.1.5 Functional data analysis

Instead of analyzing a trunk surface measurement as a vector of 300 noisy values computed discretely along the trunk, we considered a functional representation of the measurement. It consists in fitting a smooth function $f(t)$, where t indicates trunk levels between the MPSIS and the VP, to the 300 raw values. The function $f(t)$ is a linear combination of K elementary basis functions $\{\varphi_k\}$ weighted by K coefficients $\{a_k\}$:

$$f(t) = \sum_{k=1}^K a_k \varphi_k(t) \quad (5.1)$$

$\{\varphi_k\}$ is a set of linearly independent functions, called basis functions that, in a linear combination, can represent all the functions of the space in which our functional measurements are included. Based on existing guidelines [137], we used cubic B-splines as basis functions. The number K of basis functions controls the smoothness of $f(t)$. The more basis functions, the better the fit to the raw values but the higher the risk of fitting noise that we would like to ignore. On the other hand, if K is too small, we may miss important aspects of the function. To determine its optimal value, we let K vary between 4 and 300 and for each value, we recorded the root mean squared error (RMSE) between $f(t)$ and the raw measurements values. We refer the interested readers to [167] for a more detailed technical explanation of the functional representation.

At this point, we have 4 smooth functional measurements. The same basis functions $\{\varphi_k\}$ are used for all patients, only the coefficients $\{a_k\}$ are patient-specific. It follows that the functional representation is a way of reducing the dimensionality of the data. In fact, instead of describing a patient's measurement profile using 300 values along the trunk, we can now represent it using only a set of K coefficients, the $\{a_k\}$.

5.1.6 Reliability study

To assess the reliability of the proposed measurements at all trunk levels, we compared the functional measurements computed all along the trunk on 2 successive acquisitions with repositioning for each of the 35 patients in our cohort. A two-way fixed effects analysis of variance (ANOVA) with subject and acquisition as factors is performed, independently for each of the 4 measurements. We used the intra-class correlation coefficient (ICC_{3,1}) [168] and the

typical error of measurement (TEM) [169, 170] as measures of reliability [169]. They are also represented as functions along the trunk length.

Using the between-acquisition TEM, we can define for each of the 4 measurements, the minimal difference (MD) between two acquisitions needed for the difference to be considered real. The MD is calculated as follows [170]:

$$MD = TEM \times \sqrt{2} \times 1.96 \quad (5.2)$$

Consequently, for all subjects whose differences between acquisitions are at least greater or equal to the MD, 95% would reflect real differences.

5.1.7 Correlation analysis

In a functional scheme, we can calculate the correlation at every two points along the functions. Thus, the correlation of two functional data returns a 2D map [137] that plots the Pearson correlation coefficient (R) at every two trunk levels combination. In order to assess the correlations between the 4 functional measurements, each two measurements were paired and a functional correlation analysis was conducted for each pair.

5.2 Results

A graphical user interface (Figure 5.1) was built using the MATLAB® software for the visualization of the trunk 3D reconstruction, the trunk cross-sections and the 4 functional measurements. Once the 3D model is reconstructed, the overall processing time including the landmarks manual identification is less than 60 seconds.

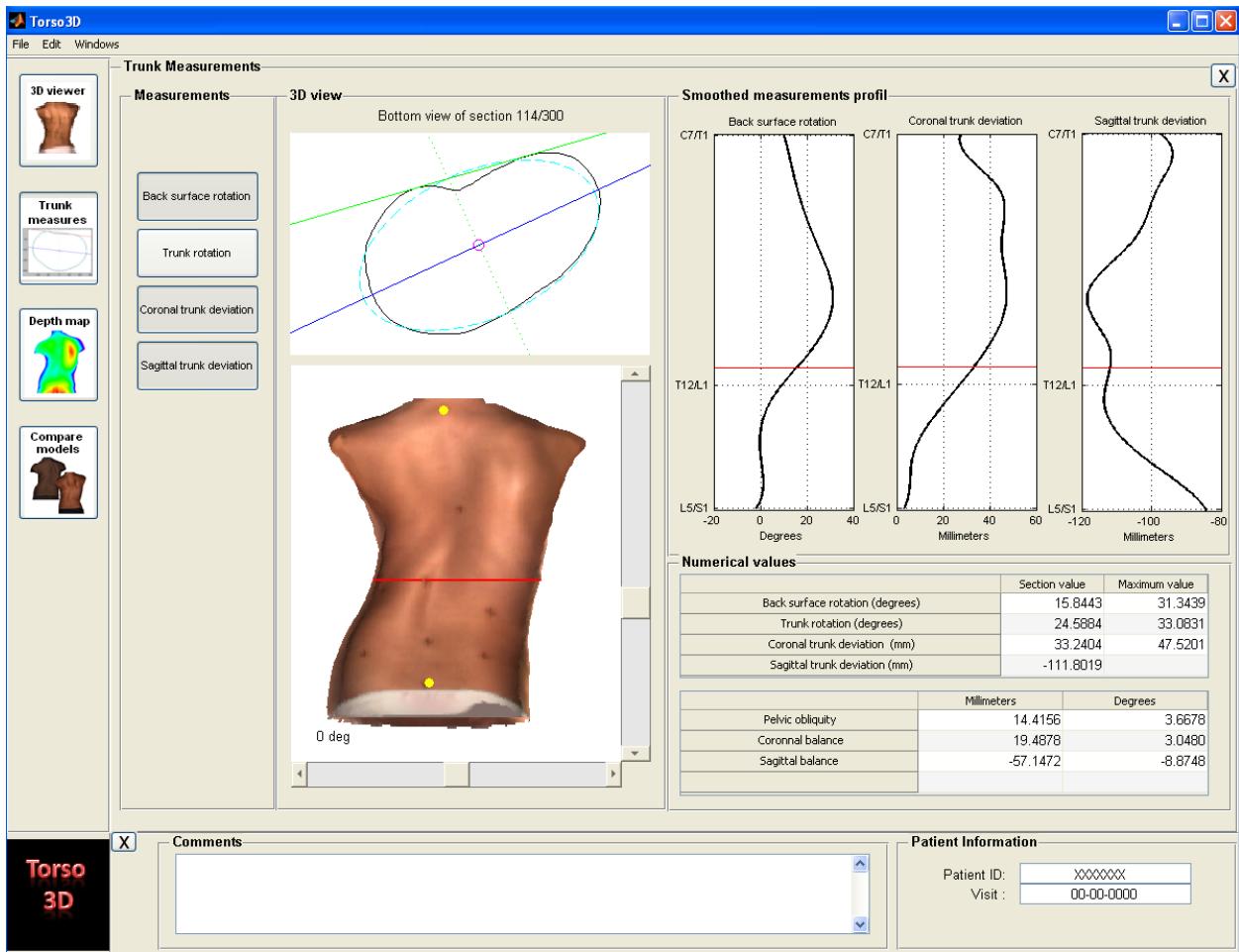


Figure 5.1 - Graphical interface for trunk measurements visualization. A 3D view of the trunk is displayed on the bottom left of the interface. The functional measurements are plotted on the upper right. Using the slider, the user can choose a trunk level to display on the top left.

5.2.1 Measurements smoothing

A way to fix the smoothness of a function is to limit the number of its basis functions. Figure 5.2 clearly shows that the more basis functions are used to represent the functional measurements, the better the fit to the original data. However, we want to smooth the measurements profiles and remove the noise in the measurements. In our experiment, with $K=10$ basis functions, the residual errors between the raw and smoothed data are inferior to the upper limit TEM reported by Pazos et al [119] for the maximum values of BSR, TR and X_G . Moreover, X_G and Z_G residual errors are

below the accuracy of the acquisition system (1.4 mm). Thus, for the remainder of the study, we used 10 basis functions for all the measurements.

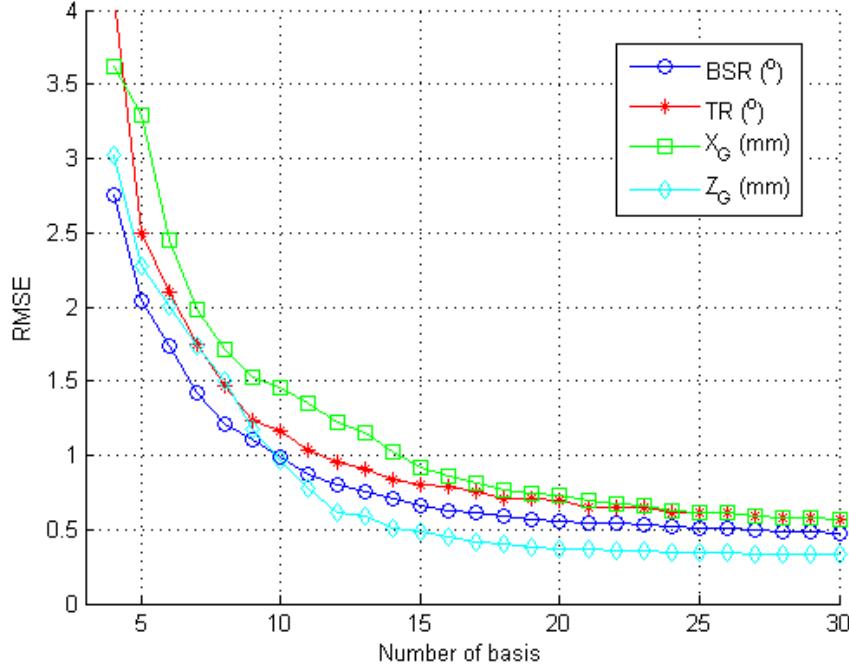


Figure 5.2 - Root mean squared error (RMSE) between raw data and functional data as a function of the number (K) of cubic B-spline basis used for smoothing the functional data.

5.2.2 Measurements reliability

Between acquisition ICCs and TEMs are presented in Figure 5.3. We considered that the reliability was very good for ICC above 0.95, good between 0.85 and 0.94 and moderate between 0.60 and 0.85.

For BSR and TR, the test-retest reliability is good to very good at almost all trunk levels, except for the most cephalic part of the trunk corresponding to the shoulders levels. For trunk levels below the shoulders, the test-retest TEM varies between 1.20° and 2.2° for BSR and between 1.20° and 1.90° for TR. This is substantially in agreement with the results of our previous reliability study [119] that reported typical error of 1.75° and 1.04° respectively for BSR and TR maximum values.

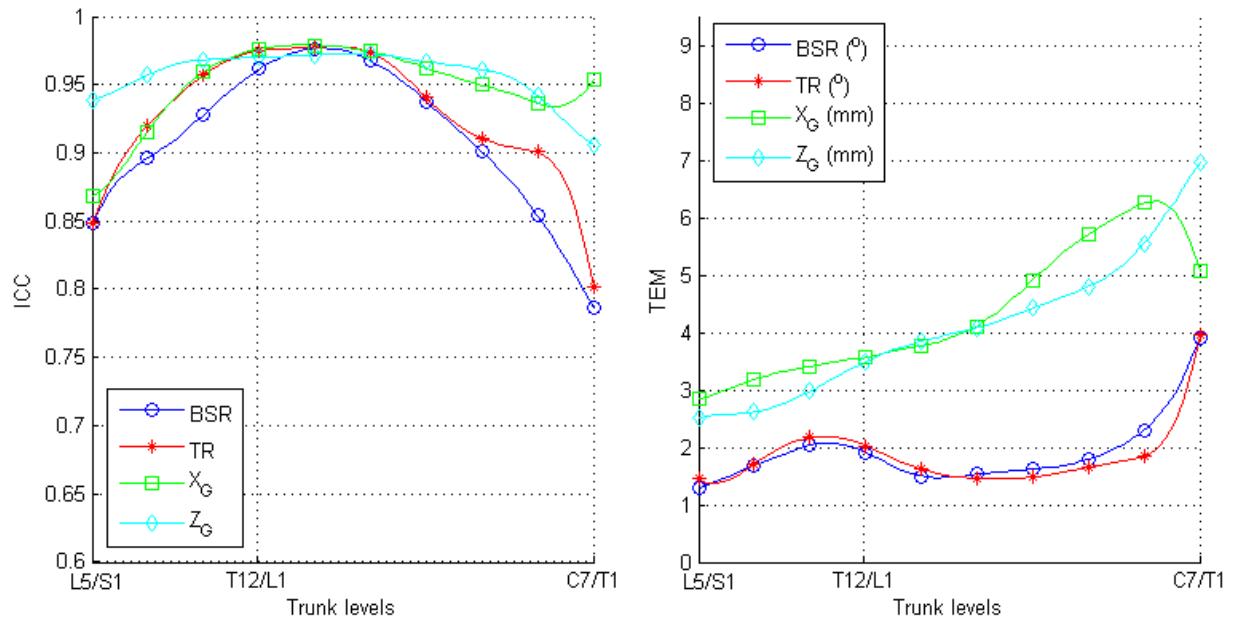


Figure 5.3 - Test-retest reliability for f_{BSR} , f_{TR} , f_{X_G} , f_{Z_G} computed in the (X,Y,Z) coordinate system. The intra-class correlation coefficients (on the left) and the typical errors of measurement (on the right) are plotted as functional data along the trunk, for each measurement.

For X_G and Z_G , the test-retest reliability is almost very good at every trunk level. It is interesting to note however that the corresponding TEMs increase almost linearly while going upward along the trunk, toward the VP. Even though the measurements are computed in a patient-specific coordinate system, this does not completely compensate for postural changes. The test-retest typical error on VP's 3D coordinates is 4.66 mm, 3.75 mm and 7.22 mm respectively along X, Y and Z axis. In fact, our reference frame is only defined with respect to the pelvic region. The orientation of the vertical axis is extrinsic to the patient's trunk.

In the (X',Y',Z') coordinate system, the TEMs for BSR and TR are almost unchanged (Figure 5.4) while the errors on the deviation measures seems to be quiet constant along the trunk levels, except for an increase in X_G in the higher 1/3 part of trunk. The errors vary slightly around 2.7 mm all along the trunk for Z_G and between 3.1 mm for X_G below mid-thoracic level and increases rapidly for higher thoracic levels.

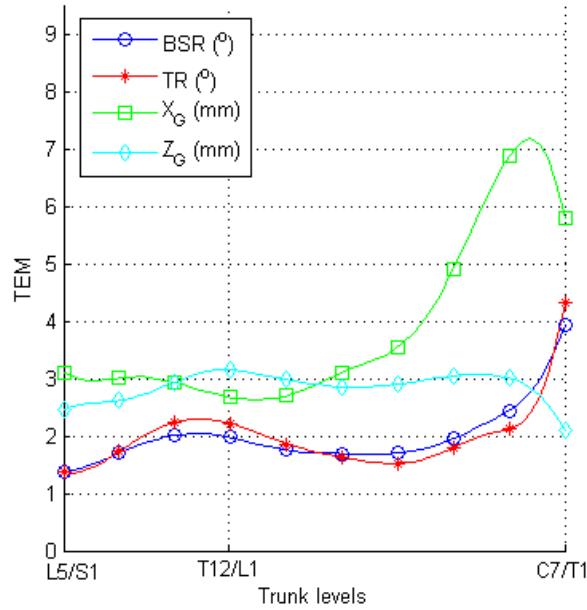


Figure 5.4 - Typical errors of measurement for f_{BSR} , f_{TR} , f_{XG} , f_{ZG} , computed in the (X', Y', Z') coordinate system plotted as functional data along the trunk, for each measurement.

5.2.3 Correlations between measurements

The highest correlation ($R>0.9$) is found between f_{BSR} and f_{TR} , more specifically along the ascending diagonal of the correlation map, which means that the measurements made on the exact same cross-section are strongly correlated. This was expected since these measurements are computed in the same plane and both quantify the axial rotational component of the trunk deformity.

The correlation maps between f_{XG} and each of f_{BSR} and f_{TR} present a more horizontal distribution. It seems that the f_{BSR} profile is well correlated ($R=0.80$) to a single trunk level of f_{XG} (approximately around T12/L1 level), and that f_{TR} is moderately correlated ($R=0.75$) to the same level's f_{XG} . In both cases, there is no strong correlation between paired trunk levels. No relevant correlation was noted between f_{ZG} and any other measurement.

It is interesting to note that, when transposed to the (X', Y', Z') reference frame, the trunk deviation in the frontal plan f_{XG} is more correlated to the rotational measures f_{BSR} and f_{TR} at each trunk level.

5.2.4 Non invasive follow-up: case study

We used the reliability study results to compare two trunk surfaces of a 16 years old male AIS patient followed up at our scoliosis clinic (Figure 5.5). The surfaces are acquired 8 months apart. To determine if there is a real and significant change between acquisitions, we used the MD interval computed from equation (5.2). Figure 5.6 illustrates the functional BSR, X_G and Z_G computed on both trunk surfaces, with the MD interval in solid light gray, drawn on both sides around the first acquisition measurements. We notice no significant change for the BSR and Z_G profile; however, in the second acquisition, X_G goes out of the MD interval in the thoracic region, indicating a real difference between acquisitions. This result is in agreement with the radiographic evaluation. At the first visit, the Cobb angle was 41° and 39° in the thoracic and lumbar spine respectively, then after 8 months, there was a progression of 14° and 5° respectively.

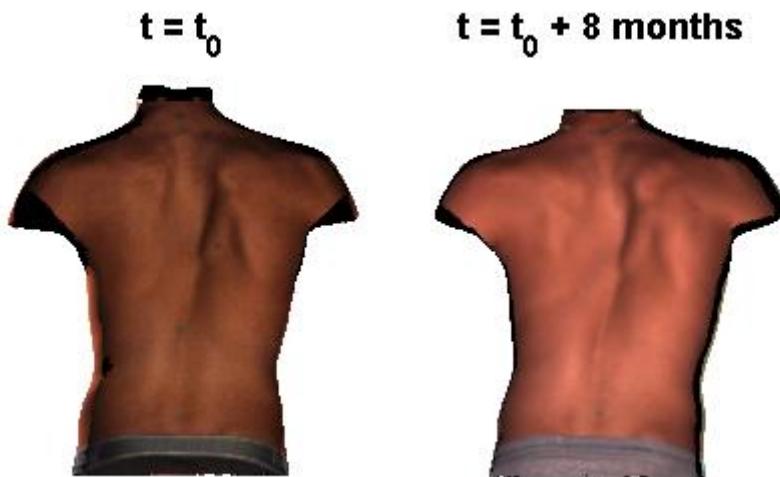


Figure 5.5 – Trunk surface acquisitions of a 16 years old male AIS patient, taken at 8 months interval.

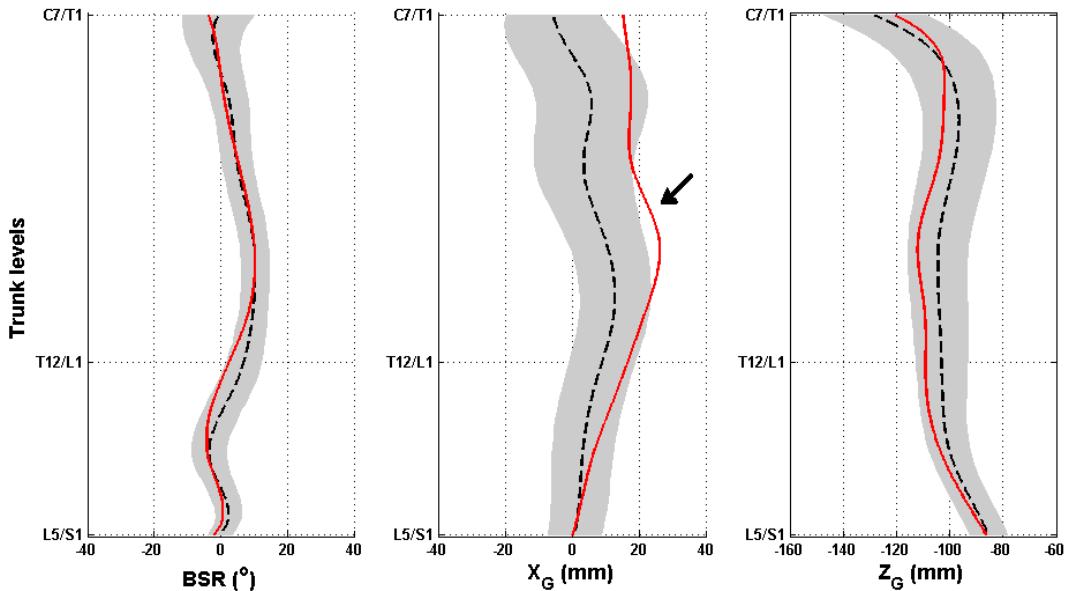


Figure 5.6 - Comparison between functional BSR, X_G and Z_G computed on the first acquisition (dashed black lines) and on the second acquisition (solid red lines) taken 8 months later of a same 16 years old male AIS patient. The light gray intervals correspond to the minimal difference needed between the two observations for the difference to be considered real. As indicated by the black arrow, after 8 months follow-up, the trunk is significantly more deviated to the right in the mid-thoracic region. No real change is observed in the axial and sagittal planes.

5.2.5 Evaluation of the esthetic outcome: case study

The same procedure can also be used to assess the esthetic outcome after treatment. Figure 5.7 shows pre-operative and 6 months post-operative trunk surface acquisitions of an 11 years old female patient with scoliosis. As illustrated in Figure 5.8, we can notice a significant difference in the three planes. First, in the axial plane, after surgery, there is less rotation in the lower half of the trunk and especially at the apex of the thoraco-lumbar curve; however in the upper half, we see an increasing negative rotation of the back, suggesting the apparition of a rib hump in the upper left side of the back, after surgery. This particular finding could not have been noticed if we were analyzing the measurements only at the apex of the curve or at the most deformed level. In the coronal plane, the trunk is less deviated to the right after surgery, even slightly deviated to the left.



Figure 5.7 – Trunk surface acquisitions of an 11 years old female patient with scoliosis, taken before and 6 months after spinal surgery.

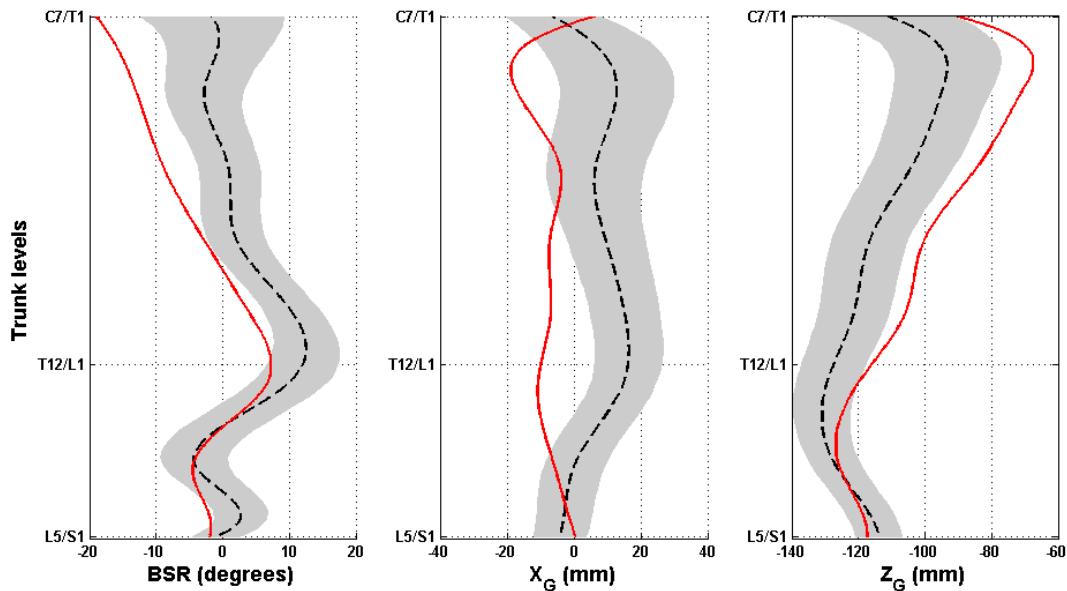


Figure 5.8 - Comparison between functional BSR, X_G and Z_G computed on the first acquisition (dashed black lines) and on the second acquisition (solid red lines) 6 months after spinal surgery of an 11 years old female patient with scoliosis. The light gray intervals correspond to the minimal difference needed between the two observations for the difference to be considered real. Significant changes are observed for the three measurements.

5.2.6 Relationship with spinal deformity: case study

Even though the relationship between trunk and spinal measurements is beyond the scope of this paper, we present in Figure 5.9 a comparison between the functional BSR and the vertebrae axial rotation (VAR), the lateral deviation of the trunk (X_G) and the lateral deviation of the vertebrae centroid (X_V), and the posterior-anterior (PA) deviation of the trunk (Z_G) and the PA deviation of the vertebrae centroid (Z_V), obtained for a 15 years old AIS female patient. The spinal measurements are computed from a 3D reconstruction of the spine from lateral and posterior-anterior radiographs.

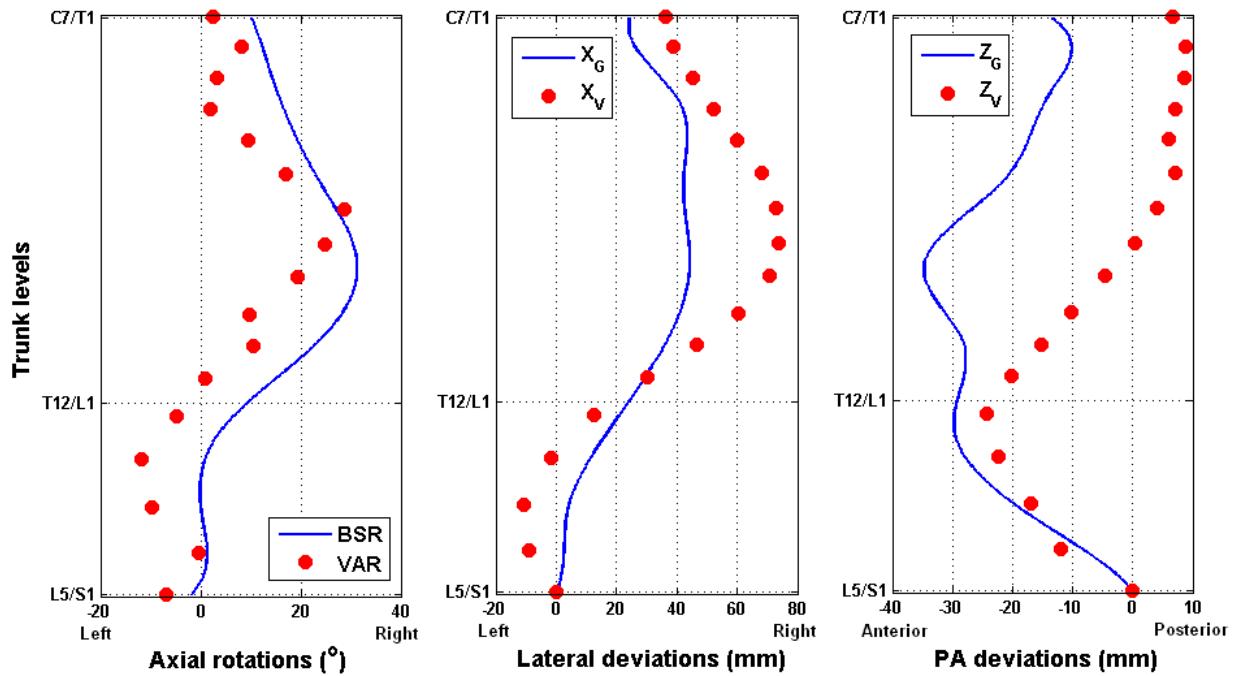


Figure 5.9 - Relationship between spinal measurements (red dots) computed on 3D reconstructions of the spine and functional trunk measurements computed on trunk surface reconstruction (solid blue lines) of a 15 years old female AIS patient.

For the axial rotations, there seems to be a good correlation between BSR and VAR at all trunk levels. For the deviation in the coronal plane, X_G and X_V also show a good correlation, however, the amplitude of the deviations is smaller for the trunk. This was expected since we believe that

the soft tissues and the rib cage try to attenuate the propagation of the deformity from the spine to the trunk surface. Finally, in the sagittal plane, we notice a good correlation between Z_G and Z_V only in the lumbar region. In the thoracic region, Z_G is sensible to the anterior chest and particularly to the presence of breasts.

5.3 Discussion

To our knowledge, this is the first study to propose functional measurements for the analysis of trunk deformity in AIS. This new representation allows a full assessment that covers the entire trunk with high resolution. As previously mentioned by Scutt et al. [131], “measuring and evaluating only the 3D deformity and hump at the apex of a curve is clearly too simplistic”. Taking the BSR in the clinical evaluation of the esthetic outcome (Figure 5.8) as an example, the maximum value along the trunk overlooks the extent of the hump above and below the apex of the curve.

Multi-segmental analysis of the trunk deformity has already been proposed in the scoliosis literature. It uses the scoliometer to measure the angle of trunk inclination (equivalent to our BSR) at 10 levels between C7 and S1 [131, 159]. This method has been highly recommended for the assessment of scoliosis spinal surgery outcome [43]. Unfortunately it has several limitations, starting with controversial evidence regarding the scoliometer reliability and validity [15, 16]. Moreover, the method requires the patient to bend forward. This posture alters the magnitude of trunk deformity, is hard to standardize and multi-level scoliometer measurement is time-consuming.

The use of optical systems overcomes the limitations of multi-segmental scoliometer measurements [131, 159] since the acquisition is quasi-instantaneous and the patient is analyzed in the natural standing position. Furthermore, the resulting 3D model is of high resolution, making it possible to compute measurements over the whole length of the trunk. Several groups have previously proposed measurements computed on multiple trunk sections [108, 119, 120]. However, to facilitate analysis, they considered only the maximum values along the trunk. As proposed in this paper, the functional representation of the measurements makes it possible to consider all trunk levels in the analysis, using only 10 coefficients to fully describe each profile.

The new functional representation allowed us to evaluate the reliability of trunk surface measurements all over the trunk. As expected, the reliability is not the same at all levels. Our measurements proved to be reliable below the shoulders level, thus, they are perfectly suited for the analysis of curves in the lumbar, thoraco-lumbar and main thoracic (below T3/T4) spine. The moderate reliability in the proximal thoracic spine (above T3/T4) is attributable to an imperfect trimming of the arms during the surface reconstruction process, resulting in asymmetric trunk sections at the shoulders level. In fact, the arms' trimming is operator-dependent since this task is done manually prior to the trunk surface reconstruction. In order to improve the analysis of proximal thoracic curves, future work will be oriented on a more standardized and automatic trimming of the arms. Moreover, the typical errors, specifically for the deviation measures, increase while going upward toward the VP. Additional experiments confirmed that this increase is mainly due to our patient-specific coordinate system's definition that do not compensate for upper trunk postural changes. For these reasons, we believe that the proposed measurements are perfectly suited for the analysis of curves in the lumbar and main thoracic spine. However, for upper thoracic curves, the measurements are still to be taken with caution.

Even if measurements errors are reduced when considering the (X' , Y' , Z') reference frame, the meaning of some measurements is modified. In fact, in the (X' , Y' , Z') coordinate system, X_G and Z_G are equivalent to the SRS vertebra deviation [77]. But in the (X , Y , Z) coordinate system, they characterize respectively the “trunk deviation” in the coronal and sagittal plane, equivalent to the SRS global offset of the spine [77]. The latter is classically assessed during the physical examination, using a plumb line dropped from C7 vertebra [171]. The correlation analysis has shown a higher redundancy between the trunk deviation and the axial rotational components, whereas the trunk balance and the axial rotation together bring complementary information about the trunk deformity. This paper showed that, even if it appears less popular today, the idea of the plumb line test is pertinent in the clinical examination of AIS since it supplements the traditional scoliometer measurement. These measures refer to distinct phenomena of the same pathology [172]. However, the traditional plumb line test presents some limitations. Even if the C7 prominence is perfectly aligned with the middle of the buttocks, the trunk levels in between can be laterally deviated. The X_G functional measurement overcomes this drawback since the trunk balance is assessed at all levels.

In the axial plane, BSR and TR are very strongly correlated. Both quantify axial rotational component. The tiny residual difference between those measurements is attributable to the rib cage or lumbar muscles asymmetry. In future studies, where a compact set of measurements is required, one can easily choose only one of these two indices without losing much information.

With the results of the reliability study at hand, we computed the difference needed between separate measurements on a patient for the difference to be considered real. As presented in a case study, the proposed measurements were able to detect a significant progression of the spinal curvature. This constitutes a promising finding and opens the way to a less ionizing and more frequent follow-up of AIS patients. A prospective study, following up a cohort of patients with mild AIS, is in progress to confirm this result and may help identifying eventual patterns of AIS progression.

We also demonstrated that the proposed measurements can be used to assess the esthetic outcome of a surgical treatment. This can complement the radiographic outcome and document possible rib hump reassertion.

Currently, there exists no gold standard measure for assessing scoliosis trunk deformity. This is why previous work on trunk or back shape in this field tried to correlate topographic measurements to radiographic indices [97, 133], even though they refer to different aspects of scoliosis deformity. We demonstrated in a case study, that, although the range of the measurements is not the same, our trunk measurements profiles show similar variations to the spinal ones.

In conclusion, we proposed in this paper, new multi-level measurements for the non-invasive assessment of trunk surface deformities associated to scoliosis. The functional representation of the measurements allowed us to study their reliability not only at the most deformed level but at all trunk levels. The measurements proved to be reliable. We also identified, for all trunk sections, the minimal difference needed between acquisitions to consider a change as being real and not related to a change in the patient's positioning. As illustrated in the case studies, this confidence interval can be used to detect non-invasively a progression during scoliosis monitoring as well as to document the esthetic outcome of a surgery.

Acknowledgment

This work was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada and MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research.

CHAPITRE 6 ARTICLE 3: A NOVEL METHOD FOR NON INVASIVE CLINICAL ASSESSMENT OF SCOLIOSIS FROM TRUNK SHAPE ANALYSIS

Lama Seoud^{1, 2}, Jean Dansereau, Ph.D.^{1, 2}, Hubert Labelle, M.D.², and Farida Cheriet, Ph.D.^{1, 2}.

(1) *École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Succursale Centre-ville, H3C 3A7, Montréal, Canada.*

(2) *Centre de recherche du CHU Sainte Justine, 3175 chemin de la Côte-Sainte-Catherine, H3T 1C5, Montréal, Canada.*

6.1 Abstract

The purpose of this study is to identify shape patterns of trunk surface deformity associated with scoliosis. First, to represent the topographic deformations, we propose a new multivariate functional trunk shape descriptor, based on 3D clinical measurements computed on cross sections of the trunk. Then, we adapt the classical formulation of hierarchical clustering to the case of multivariate functional data and apply it to a set of 236 trunk surface 3D reconstructions. The highest internal validity is obtained when considering 11 clusters that explain up to 65% of the variance in our dataset. When compared to the radiographic classification of the spinal deformity, our clustering result shows a concordance in only 68% of the cases which proves that trunk shape offers information about the scoliosis deformity that X-rays cannot provide. Our trunk descriptor is three-dimensional and its functional nature offers a compact and elegant description of not only the type, but also the severity and extent of the trunk surface deformity along the trunk length. This new trunk shape descriptor is a promising tool in scoliosis clinic since it provides clinicians a new sight on scoliosis deformity, using non-invasive topographic acquisition.

6.2 Introduction

Scoliosis is a three-dimensional deformity of the spine that consists mainly in a lateral deviation of the spine and an axial rotation of the vertebrae. It results in a deformation of the rib cage,

which in turn, modifies notably the general appearance of the trunk. We can notice a hump on the back, a lateral shift of the trunk and asymmetries of the shoulders, the scapula, the waist and the hips. These external manifestations of scoliosis constitute patients major concern and the reason they seek for treatment [30].

Once scoliosis is suspected, a radiographic examination confirms the diagnostic. On the X-rays, the severity is measured using the Cobb angle, the angle between the two most tilted vertebrae in the curvature [22]. The curve type is then defined according to the number of curvatures along the spine and their location.

Scoliosis is most commonly a condition of adolescence; consequently there is a high risk of progression associated to growth spurt. In absence of treatment, it can evolve into severe pulmonary or cardiac complications. For this reason, a radiographic examination is required every 6 months. Not to mention that this recurrent exposition to radiations may have severe implications on patients health [27].

Besides bone maturity, scoliosis management depends mainly on the type and severity of the spinal deformity. Several classifications of scoliosis [52, 90, 173, 174] have been developed in order to guide treatment planning. However, these classifications are only based on the spinal deformity. This often leads to a good correction of the spinal alignment, but no or poor correction of the trunk deformities [42, 43]. Consequently, patients are not totally satisfied after surgery.

This problematic has been frequently put forward in the literature and numerous optical systems have been developed for the non-invasive acquisition and analysis of the back or the trunk shape in 3D [97, 100, 104, 105, 107, 112]. In particular, at Sainte-Justine Hospital Research Center (SJHRC), the acquisition and reconstruction of the trunk surface is almost part of the routine in the scoliosis clinic, since 2005, mainly for patients' evaluation prior to surgical treatment of scoliosis. It follows that there exists currently more than 300 trunk reconstructions in our database, which constitutes an interesting dataset for the identification of patterns of trunk deformities.

Nevertheless, at this point, the major obstacle resides in the representation and characterization of trunk deformities. Numerous clinical measurements have been proposed for the analysis of trunk deformities. A recent literature review [123] describes all these measurements and the authors emphasize on the lack of consensus in the definition of an optimal set of indices.

Another approach to the analysis of trunk deformities would be based on shape analysis techniques. To our knowledge, the only study that follows this approach is called the structured splines model [116]. It proposes to model the trunk as a distribution of dominants points extracted on a B-spline representation of trunk cross-sections. The method seems promising however the proposed trunk features are not intuitive for clinicians, making it less suitable in a clinical context.

Finally, a more local analysis of trunk deformities consists in the extraction of cross-sections along the trunk and the computation of measurements that clinicians are familiar with, on each cross-section [119, 122]. This approach is very interesting and intuitive for clinicians. Aiming to replace the radiographic examination by trunk surface acquisition and assessment, authors [120, 175] tried to prove that topographic measurements are correlated with the Cobb angle (gold standard in scoliosis assessment) without success. In fact, the propagation of the spinal deformity to the trunk surface is modulated by the rib cage and the soft tissues. This explains why no clear and direct correlation can be found between the trunk and the spinal deformities. Indeed, to simplify the statistical analysis, the multi-level trunk values were sacrificed and only the maximum values along the trunk, which correspond to the most deformed level where considered in the analysis. This approach is too simplistic and do not provide any information about the location of the deformity, neither its extent.

To overcome this limitation, we recently proposed a functional representation of the multi-level measurements [176]. According to this approach, a measurement is no longer a set of discrete values computed along the trunk but a continuous function or profile that spans the whole trunk length. We favored the functional approach to the classical vector approach for three main reasons. First, the functional representation introduces a smoothing of the raw data, thus a noise reduction. Second, from one trunk level to another, the measurements are highly correlated. And third, the functional representation allows for dimensionality reduction, thus a more compact representation of the data.

Functional data analysis [137] is a recent field in statistics that extends the classical multivariate statistics to the case of functional data. It has been used in several biomedical research fields such as gene expression [161, 162] and gait analysis [163-165], but never to represent scoliosis clinical measurements as a function of trunk levels.

The objectives of this paper are: first, to describe the novel functional description of the trunk shape and then, to adapt a classical clustering approach to the new functional features in order to identify patterns of trunk shape deformities and finally to compare the resulting shape patterns with the radiographic spinal curve types.

6.3 Material and Methods

6.3.1 Trunk acquisition and reconstruction

Currently at SJHRC, the trunk surface is acquired using 4 optical digitizers (Creaform®, Québec, Canada previously known as Inspeck®). Each scanner comprises a color CCD camera and a structured light projector. The acquisition process is the same for all scanners. Four patterns of phase-shifted light fringes are successively projected onto the surface to be reconstructed. By triangulation of the four resulting images, the depth of each surface point is computed relatively to the reference plane of the digitizer. A fifth image, without fringes, acquires the texture of the surface which is then mapped onto the 3D reconstruction.

The 4 digitizers are placed around the subject: on the front, on the back and at $\pm 60^\circ$ laterally in front of the subject who is asked to stand still in the upright position with the arms slightly abducted in order not to obstruct the lateral scanners' fields of view. Each digitizer reconstructs a section of the trunk surface. The 4 trunk sections are then registered and merged through a multi-head calibration of the system that computes the rigid transformations between the digitizers.

The resulting mesh is composed of 40,000 to 70,000 nodes, depending on the size of the patient. The whole acquisition time is about 4 to 5 seconds. The accuracy of the reconstruction is of 1.1 ± 0.9 mm over the entire trunk surface [107].

Prior to the first acquisition, a nurse locates 4 anatomic landmarks on the trunk by palpation and places markers over them. These landmarks are the left and right anterior-superior iliac spines (ASIS), the midpoint of the posterior-superior iliac spines (MPSIS) and C7 vertebral prominence (VP). Their 3D position is identified manually on the textured mesh. These anatomical landmarks are used to transpose the trunk mesh into a patient-specific 3D reference frame (Figure 6.1) defined such that: the origin is the MPSIS, the Y-axis is the vertical up; the X-axis is the horizontal parallel to the ASIS line, oriented toward the right of the patient; the Z-axis is obtained by cross-product and oriented toward the patient's back.

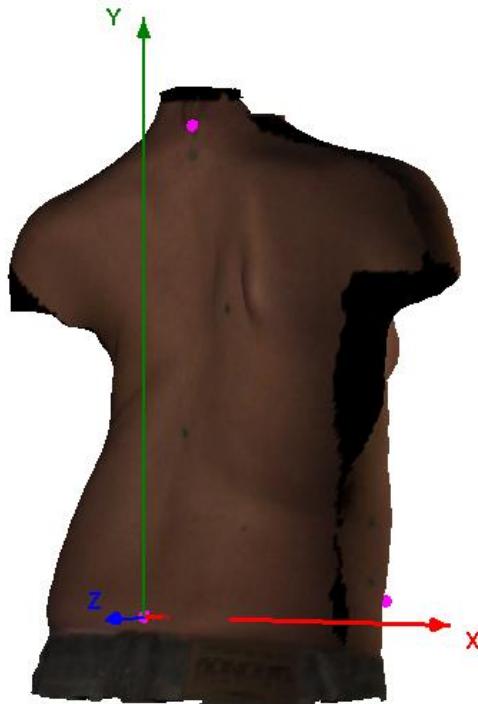


Figure 6.1 - Trunk surface reconstruction in patient-specific reference frame: the X-axis (in red) is parallel to the line joining the anterior superior iliac spines, the Y-axis (in green) is the absolute vertical and the Z-axis (in blue) is the anterior-posterior axis. Three of the four anatomical landmarks, including the origin of the reference frame, are identified by a circular marker (in magenta).

6.3.2 Clinical dataset

We included in this study subjects aged between 7 and 20 years old who visited the scoliosis clinic for AIS diagnosis, or AIS follow-up or for their pre-operative visit, and had the trunk surface acquired and reconstructed in 3D. We excluded trunk reconstructions of subjects who were wearing a bra or a shirt during the acquisition, and subjects whose anatomical landmarks were not marked prior to the acquisition.

We had in total 236 trunk reconstructions of 232 distinct subjects (195 girls and 37 boys) which met our criteria. Among these subjects, there were 209 patients with AIS diagnosis and 23 subjects who mostly consulted for back pain issues but weren't diagnosed as AIS patients. The main radiological and demographic characteristics of the cohort are summarized in Table 6.1.

Table 6.1 Information about the cohort.

	Mean	SD	Range
<i>Demographic:</i>			
Age (years)	14.7	2.1	(7 - 20)
<i>Radiographic:</i>			
Thoracic Cobb angle (°)	44.8	25.9	(0 - 98)
Lumbar Cobb angle (°)	31.4	21.1	(0 - 88)

6.3.3 Trunk functional representation

As described in the introduction, the trunk deformity associated to scoliosis is a result of a lateral deviation of the spine together with an axial rotation of the vertebrae and sometimes a change in the physiological curvatures of the spine in the sagittal plane. It follows that the trunk deformity can be similarly represented as a 3D deformation composed of a deviation in the coronal and sagittal planes and a rotation in the transverse plane, especially considering that those three components are not highly correlated with each other's [176].

6.3.3.1 Raw cross-sectional trunk measurements

In the patient-specific reference frame, J horizontal cross-sections equally spaced along the vertical Y axis are extracted starting from the origin (MPSIS) and going up to the VP. We chose J=300 so that the mean vertical distance between successive cross-sections is about 1 mm.

On each cross-section, three measurements are computed automatically (Figure 6.2). The back surface rotation (BSR) corresponds to the angle between the dual-tangent to the back portion of the section and the X-axis. Viewed from bottom, the BSR is positive when the dual-tangent is rotated counter-clockwise relatively to the X-axis. The lateral and posterior-anterior shifts of the trunk (X_G and Z_G , respectively) are defined as the X and Z coordinates of the center of the section (G). The latter corresponds to the center of the ellipse that best fits the cross-section points and is obtained using the direct least-squares fitting method [166]. This ellipse compensates for undesired asymmetries in the cross-section points, especially due to uneven trimming of the arms resulting in asymmetrical trunk sections at the shoulders level.

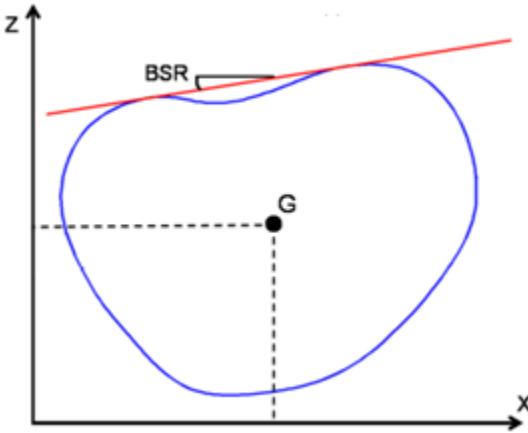


Figure 6.2 - Trunk cross-sectional measurements: bottom view of a typical trunk cross-section (in blue). The back surface rotation (BSR) is the angle between the dual tangent (red line) to the posterior part of the section. The deviation in the frontal and sagittal planes are the X and Z coordinate of the trunk section G.

6.3.3.2 Functional trunk measurements

To this point, the trunk is described as a set of three discrete measurements series $\text{BSR}[1,n]$, $X_G[1,n]$ and $Z_G[1,n]$. Instead of considering a trunk measurement as a vector of 300 values computed discretely along the trunk, we consider a functional representation of the measurement. A functional data denotes an observation that is, in itself, a curve or a function defined on some interval where it is assumed to be smooth [160]. The main idea here is that the unit of observation is considered to be the entire curve rather than just a discrete set of observations.

The first step in FDA is to represent the J raw discrete data $x(t_j)$ in a continuous functional form $f(t)$. In our case, each t_j corresponds to a trunk level between 1 and 300, corresponding to the MPSIS and PV landmarks, respectively. A functional data is a linear combination of K basis functions $\{\phi_k\}$ weighted by K coefficients $\{a_k\}$:

$$f(t) = \sum_{k=1}^K a_k \phi_k(t) = a \Phi(t). \quad (6.1)$$

The conversion of the raw data to functional form requires two steps: choosing and defining a set of basis functions, and assigning values to the coefficients $\{a_k\}$ so that the function $f(t)$ best fits the data. The latter is achieved by minimizing the sum of squares:

$$\sum_{j=1}^J [x(t_j) - \sum_{k=1}^K a_k \phi_k(t_j)]^2. \quad (6.2)$$

Choosing and defining the set of basis functions $\{\phi_k\}$ is a more decisive issue. The choice of basis functions is based on existing guidelines [137] that widely suggests B-splines to represent non-periodic data. B-spline functions are extremely flexible building blocks for fitting curves. They gain their flexibility in two ways: the sequence of breakpoints that equally divide the interval over which a function is to be approximated, into $(M - 1)$ subintervals and the order P that sets the continuity of the function at the breakpoints. The resulting number of basis functions K is then:

$$K = M + P - 2. \quad (6.3)$$

Usually, P is fixed and either M or K are adjusted as needed to get the required flexibility. In our case, we used B-splines basis functions of order 4. Their appearance is beautifully smooth because their second derivative is smooth. As for the number of breakpoints, a simple choice is to consider each value of t in the raw data as a breakpoint. In this case, we assure that the function $f(t)$ fits exactly the raw data. However, original data are generally noisy, which results in a rough function $f(t)$.

Hitchcock et al. suggest that smoothed curves are often clustered more correctly than best-fit curves [177]. A straightforward method to control the smoothness of the function is to limit the number of basis functions. The more basis functions, the better the fit to the data but the higher the risk of fitting undesired noise. Conversely, with too few basis functions, we may over smooth the data and miss important aspects of the “real” function. In previous work [176], we found that $K = 10$ basis functions give a good compromise and that the residual errors between raw and smoothed functional data are of the same order as the typical error of measurements reported in the literature.

At this point, a trunk surface T_i is described as a multivariate functional data. For all three variates (BSR, X_G and Z_G), the same set of basis functions $\{\phi_k\}$ is used for all patients and only the coefficients $\{a_k\}$ are patient-specific. It follows that the functional representation is a way of reducing the dimensionality of the data. In fact, instead of describing a patient's trunk using 3x300 values along the trunk, we can now represent it using only a set of 3x10 coefficients and a set of 10 basis functions:

$$T_i = \left(f_i^{BSR}(t), f_i^{X_G}(t), f_i^{Z_G}(t) \right) = \{a_i^{BSR}, a_i^{X_G}, a_i^{Z_G}, \Phi(t)\}. \quad (6.4)$$

6.3.4 Trunk functional clustering

To investigate the existence of possible natural shape patterns of trunk deformities, we searched for clusters in our dataset. Among the different clustering techniques such as K-means clustering, model-based clustering and hierarchical clustering, we adopted the hierarchical approach because first, it does not require a number of clusters to be decided in advance and second, it provides essential and helpful information on how clusters are structured and nested in each other.

In agglomerative hierarchical clustering, the first step is to compute a distance or dissimilarity matrix between individuals. Then, an agglomerative or linkage criterion is applied to search for clusters of similar individuals.

6.3.4.1 Dissimilarity between observations

In classical clustering, the dissimilarity is generally measured as either the Euclidean distance or the Mahalanobis distance between two data vectors. However, when the data are curves, an appropriate similarity measure is the squared L_2 distance between two functions $f_i(t)$ and $f_j(t)$ defined on a finite domain $[a, b]$ [178]:

$$d^2(i, j) = \int_a^b [f_i(t) - f_j(t)]^2 dt. \quad (6.5)$$

Considering the algebraic definition of a functional data in equation 6.1, the functional distance becomes:

$$d^2(i,j) = (\mathbf{a}_i - \mathbf{a}_j)' \mathbf{W} (\mathbf{a}_i - \mathbf{a}_j), \quad (6.6)$$

where \mathbf{W} is a $K \times K$ squared matrix with elements:

$$w(m,n) = \int_a^b \phi_m(t) \phi_n(t) dt. \quad (6.7)$$

When working with orthogonal basis, \mathbf{W} would be the identity matrix and clustering the functional data would consist in clustering the coefficients vectors [178]. However, in the case of B-spline basis, the matrix \mathbf{W} has to be computed by numerical integration.

Since a trunk is represented as a multivariate functional data, the overall distance between observations may be considered as:

$$d(T_i, T_j) = \sqrt{d_{BSR}^2(i,j) + d_{X_G}^2(i,j) + d_{Z_G}^2(i,j)}. \quad (6.8)$$

Of course, in order for the variates to have comparable influence on the clustering, the three functional measurements are standardized:

$$f_s(t) = \frac{f_i(t) - \mu(t)}{\sigma(t)} = \frac{\mathbf{a}_i - \bar{\mathbf{a}}}{\sigma_a} \Phi(t), \quad (6.9)$$

where $\bar{\mathbf{a}}$ and σ_a are respectively the mean and standard deviation of the coefficients vectors calculated over the whole dataset.

In the case of trunk deformities associated with scoliosis, the sagittal profile Z_G is less important than BSR and X_G . Thus, after standardizing the variates, we affected weights to the functional distances so that the overall distance between two trunks T_i and T_j becomes:

$$d(T_i, T_j) = \sqrt{\alpha d_{BSR}^2(i,j) + \beta d_{X_G}^2(i,j) + \gamma d_{Z_G}^2(i,j)}. \quad (6.10)$$

Empirically, we found that $\alpha = \beta = \frac{2}{5}$ and $\gamma = \frac{1}{5}$ give the most valid clustering results with respect to validity metrics presented in subsection 6.3.5. In fact, in all existing classifications of scoliosis, the deformity in the sagittal plane is less taken into consideration because the major part of the deformity is in the axial and coronal planes.

6.3.4.2 Linkage method

Linkage methods are used to determine which clusters should be merged at the next iteration in the agglomerative hierarchical clustering. There exist four major linkage methods: single linkage based on the smallest distance between observations in two clusters, complete linkage based on the largest distance between observations in two clusters, average linkage based on the mean distance between all pairs of observations in any two clusters, and Ward's linkage based on the incremental sum of squares. In a comparative study of these four linkage methods applied specifically to functional data [179], the results showed that Ward's linkage is usually the best choice for clustering functional data. They also recommend the average linkage when the suspected structure has one or two large groups.

In its classical formulation, Ward's distance between clusters A and B is given by:

$$\Delta(A, B) = \sum_{x_i \in A} \|x_i - r_A\|^2 + \sum_{x_i \in B} \|x_i - r_B\|^2 - \sum_{x_i \in A \cup B} \|x_i - r_{A \cup B}\|^2 = \frac{n_A + n_B}{n_A n_B} \|r_A - r_B\|^2 \quad (6.11)$$

with r_A , r_B , $r_{A \cup B}$ the centers of clusters A and B and the union of A and B, and n_A , n_B the number of elements in clusters A and B, respectively and $\|\cdot\|$ is the symbol for Euclidean distance. In our case, the Euclidian distance between two observations is replaced by the distance in equation 6.10.

Ward's distance $\Delta(A, B)$ corresponds to the inter-cluster inertia lost after merging A and B. At each step, the algorithm merges clusters in a way that minimizes the loss of inter-cluster inertia. The objective of the clustering being to maximize the inter-cluster inertia (clusters should be highly separated) and to minimize the intra-cluster inertia (observations in the same cluster should be homogeneous).

6.3.5 Validation of the clustering

Because different clustering algorithms with different parameters usually give different clusters on the same dataset, it is imperative to assess the validity of the resulting clusters. This is closely related to answering the question of how many natural clusters are in the dataset. In our case, since there exist no reference classifications of trunk deformities, we do not know a priori the right number of clusters or the right similarity threshold. To overcome this limitation, a common

approach in the literature [180], is to compute several clustering solutions with different similarity thresholds and to assess cluster quality using some particular metric and then select the best solution.

Cluster quality can be assessed mainly in two ways. First, the resulting clustering can be compared to some gold standard classification using external validity index as the Rand index that measures the agreement between the two partitions. Or when no a priori knowledge is available, as in our case, the clustering result is evaluated using only quantities inherent to the dataset by means of some internal validity index.

To assess the internal validity of the different clustering results and at the same time to identify the optimal number of clusters, two indices are used [181]: The coefficient of determination R^2 and the semi-partial R^2 (SPR). The first one is defined as the ratio of the inter-cluster inertia to the total inertia. It is considered as a measure of the degree of difference between clusters. The higher its value, the better is the separation between clusters. The second index measures the loss of homogeneity when two clusters are merged. In a plot of the SPR as a function of the number of clusters, the smallest number of clusters at which the SPR increases sharply, indicates the optimal number of clusters.

6.3.6 Interpretation of the clusters

In order to interpret the resulting clustering, the mean functional measurements of the clusters are analyzed and compared to each other. Also, the closest observation to the center of each clusters are identified and the corresponding trunk surface meshes are visually compared by a clinical expert.

Since trunk surface deformities associated with AIS are considered as external manifestations of the spinal deformity, radiological information of all the subjects in the cohort were retrieved. More precisely, we were interested by the Cobb angles in the thoracic and lumbar regions (upper 2/3 of the trunk and lower 1/3 of the trunk respectively) as measures of severity, and by the number and location of the curvatures as indicators of curve type. The basic radiological classification of the spinal deformity associated with AIS distinguishes mainly 3 types of curves:

- Main thoracic curve (RX 1): the thoracic Cobb angle is largely superior to the lumbar Cobb angle.

- Double major curves (RX 2): the difference between the thoracic and the lumbar Cobb angles is below 10 degrees.
- Main lumbar curve (RX 3): the lumbar Cobb angle is largely superior to the thoracic Cobb angle.
- We added to this classification a fourth type:
- Low severity curves (RX 0): the major Cobb angle is below 20 degrees. Subjects with a mild or a suspected scoliosis are included in this group.

The resulting clustering is compared to this radiological classification using the Rand index. This information is used only for the interpretation of the resulting clusters, it does not constitute a reference or a gold standard since no evidence of a direct correlation between radiological and topographical measurements has been clearly reported yet.

6.4 Results

Multivariate functional data were computed for all 236 trunk reconstructions. Figure 6.3 illustrates the functional BSR, X_G and Z_G . At the first glance, there is no clear evidence of clusters in the dataset.

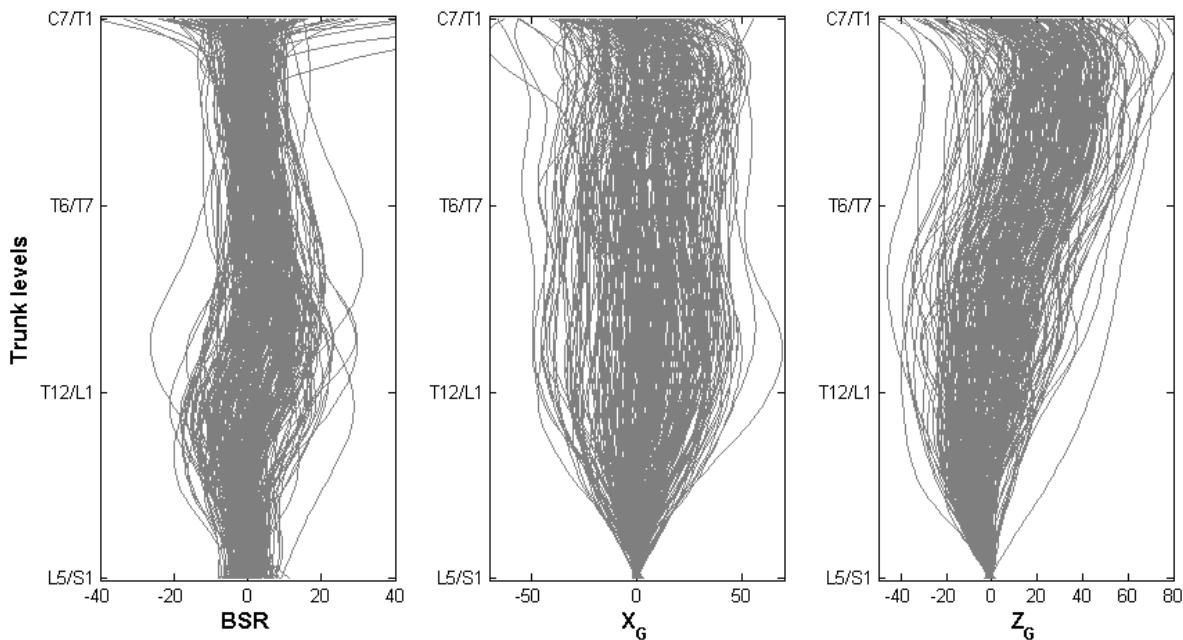


Figure 6.3 - Functional measurements computed for the 236 trunk reconstructions

The results of clustering using Ward's linkage criterion are represented as a dendrogram in Figure 6.4. To identify the optimal clustering, distance thresholds between 15 and 200 were applied on the dendrogram and for each threshold the number of clusters was recorded and both validity index (SPR and R^2) were computed. Figure 6.5 illustrates BSR and R^2 as functions of the number of clusters. We can see clearly that the loss of homogeneity increases sharply for less than 11 clusters, meaning that for 1 to 10 clusters in the dataset, the clusters are not so consistent. We chose the result with 11 clusters, since at this threshold, the between clusters differences account for 65% of the variance of the dataset. The 11 clusters are identified by colors in the dendrogram of Figure 6.4. When considering 16 clusters, the between clusters differences account for only 68% of the variance. Such a small increase of R^2 does not justify a larger number of clusters that would be difficult to interpret clinically.

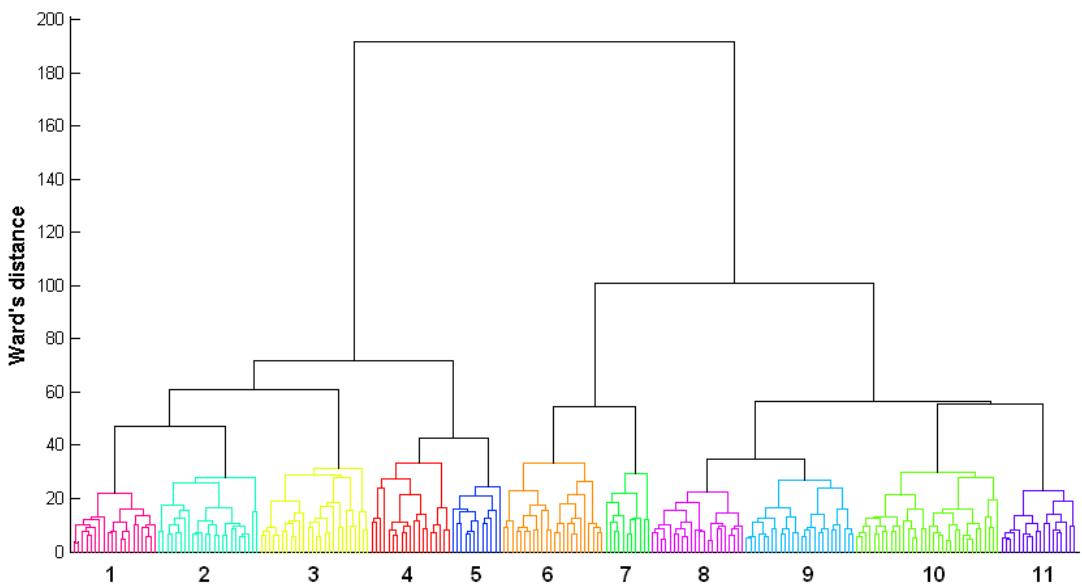


Figure 6.4 - Dendrogram from hierarchical cluster analysis (Ward's linkage) on the multivariate functional distance matrix. The resulting 11 clusters are identified by distinct colors and numbered from 1 to 11.

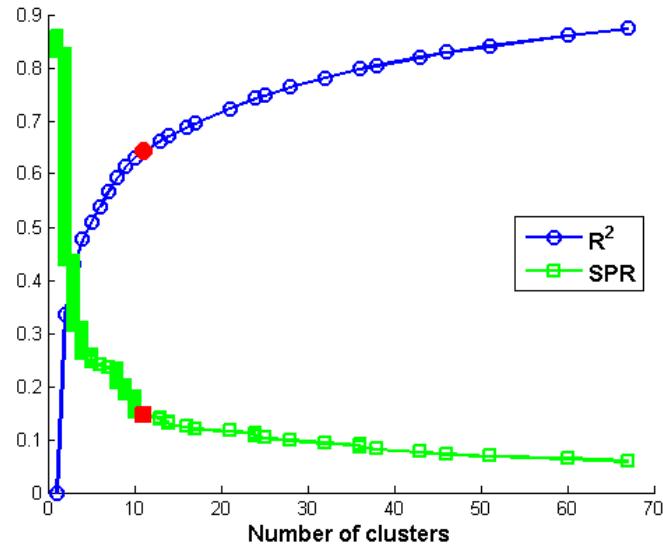


Figure 6.5 - The coefficient of determination (R^2) and the semi-partial R^2 (SPR) are used as validity index to determine the optimal number of clusters.

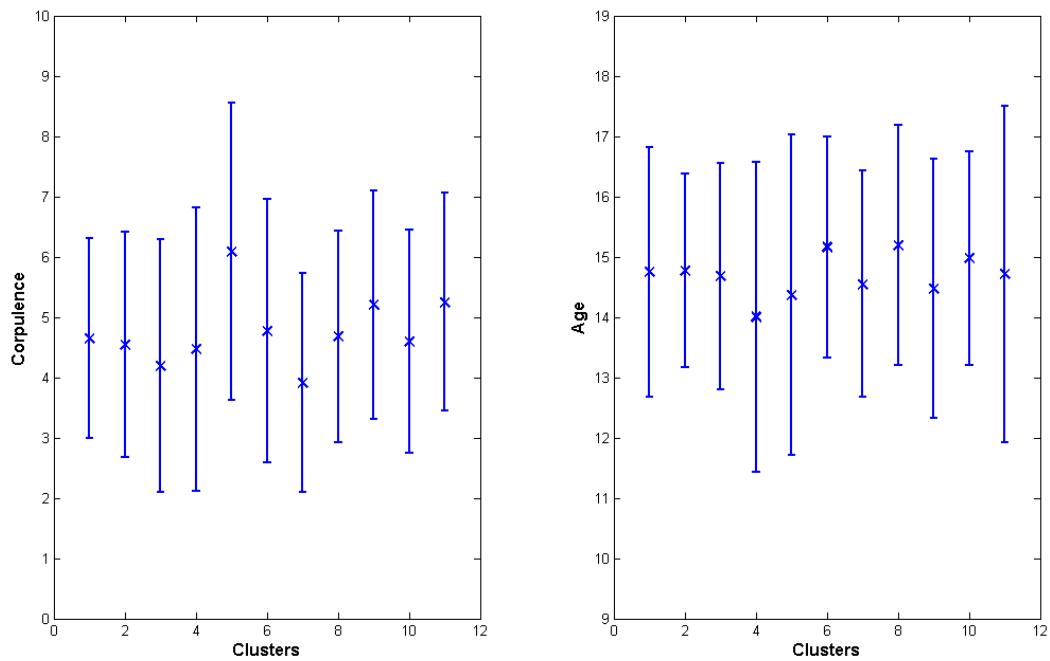


Figure 6.6 - Mean and standard deviation of the age and corpulence for each of the 16 clusters.

To examine the confounding effect of the age and the corpulence on the resulting clustering, we compared the means of the age and the corpulence index of the 11 clusters using one way ANOVA. To quantify the corpulence, we used a scale from 1 to 9 corresponding to the body mass index BMI-for-age percentiles. A value of 1 indicates a BMI below the 5th percentile and a value of 9 indicates a BMI above the 95th percentile. In Figure 6.6, the means and standard deviations of these two variables are plotted for each cluster. The F statistics ($F_{age}=0.61$ and $F_{BMI}=1.24$) showed no significant differences between groups in term of age and corpulence ($p>0.05$).

Comparing our clustering result with the radiological classification, we found a Rand index of 0.68 suggesting that in 68% of cases, there is an agreement between the topographic and radiographic classifications. Once again, this comparison between classifications is aimed only for the interpretation of the resulting clusters. The radiographic classification is not our gold standard since radiographic and topographic examinations refer to different aspects of scoliosis deformity. Figure 6.7 illustrates for each cluster, the number of trunks classified according to each of the 4 radiographic spinal deformities. This plot clearly shows that clusters 1 to 5 include main thoracic curves (RX1) and clusters 6 and 7 include main lumbar curves (RX3). As for clusters 8 to 11, they include healthy trunks (RX0) and trunks with different types of spinal deformity.

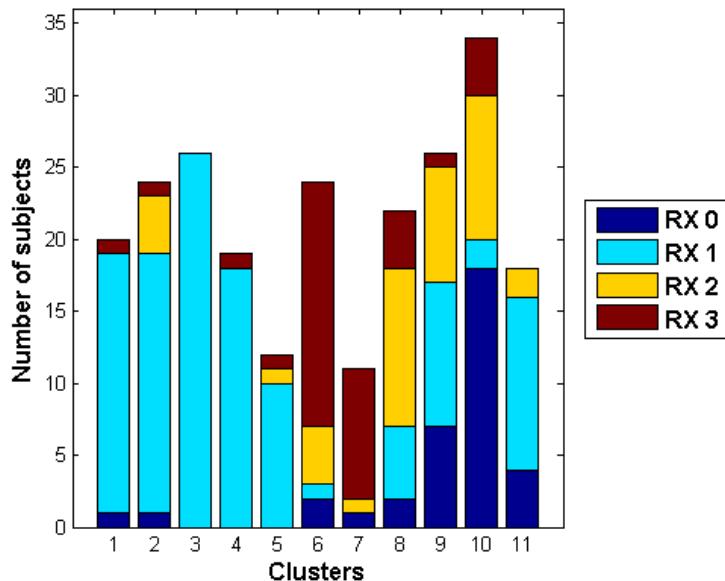


Figure 6.7 - Agreement between the clustering result and the radiographic classification.

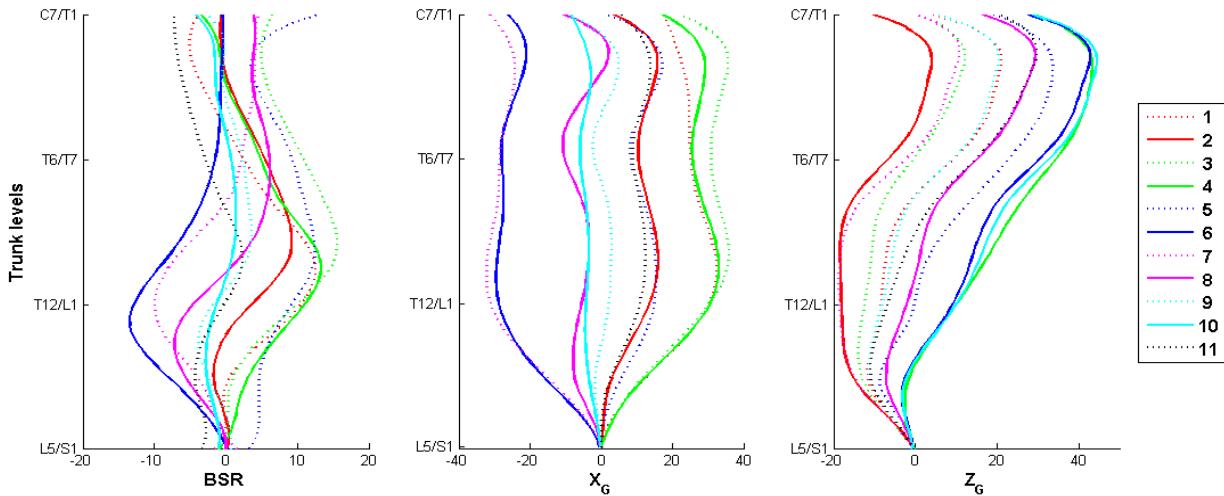


Figure 6.8 - Clusters mean functional BSR, X_G and Z_G.

Inside each of the three main groups described previously, clusters vary mainly according to the severity of the deformations (ranges of BSR and X_G), the level of maximum rotation and the sagittal profile of the trunk Z_G. These characteristics are not taken into consideration in the radiographic classification. Respectively, Figure 6.8 and Figure 6.9 show, for each cluster, the mean functional measurements and the trunk reconstruction that is the closest to the mean functional measurements. According to these results:

- Cluster 1 includes trunks with two opposite rotations of the back surface in the thoracic part of the trunk (between C7/T1 and T12/L1). The maximal rotation toward the right of the subject is noticed around the level of T11. Also, trunks in this cluster seem to have a higher left shoulder when compared to the right. These particularities suggest the presence of two thoracic spinal curvatures in the upper part of the trunk.
- Cluster 2 includes trunks with a moderate trunk deviation to the right, a moderate BSR with a maximum value around T9/T10 level and a slight shift of the trunk toward the front of the subject. In the sagittal plane, we can notice a significant inward curvature of the lower part of the trunk known as lordosis.
- Cluster 3 includes trunks that are highly deviated to the right, with a large and extended rotation of the back surface to the right. These particularities suggest the presence of a severe thoracic curvature.

- Cluster 4 includes trunks that are highly deviated to the right, with a large rotation of the back surface to the right with a peak around the level of T11.
- Cluster 5 includes trunks with a moderate trunk deviation to the right, and a moderate and extended rotation of the back toward the right.
- Cluster 6 encompasses trunks highly deviated to the left, with a large rotation of the lower half of the trunk to the left.
- Cluster 7 includes trunks highly deviated to the left with a large rotation of the trunk to the left with a peak around T12/L1 level. In the sagittal plane, we can notice a remarkable lordosis.
- Cluster 8 includes trunks slightly deviated to the left with two opposite rotations of the back surface, the upper part of the trunk is rotated to the right and the lower part is rotated to the left, suggesting the presence of a double major curvature of the underlying spine.
- Cluster 9 also includes trunks underlying a double major curvature of the underlying spine. The main difference with cluster 8 is that trunks in cluster 9 are well aligned in the frontal plane.
- Cluster 10 includes trunks with almost no axial rotation and no lateral deviation.
- Cluster 11 includes trunks slightly deviated to the right with three opposite rotations: a slight rotation to the left in the lumbar part of the trunk (between levels T12/L1 and L5/S1), a slight rotation to the right between levels T9 and T12, and a slight rotation to the left between levels T1 and T9.

6.5 Discussion

In this paper, we have proposed a clustering method based on functional data analysis to group scoliosis patients' trunks according to their surface deformities. We found that a classification into 11 clusters provides good consistency and homogeneity inside each cluster and that the differences between clusters explain up to 65% of the whole variance in the dataset. Between clusters differences are attributed to the amplitude, the level and the extent of the deformations in the frontal and axial planes, and the modification of the trunk balance in the sagittal plane. The resulting clusters show no significant differences in terms of age and body mass index of the subjects. This particular finding proves that the trunk features used are invariant to age and corpulence.



Figure 6.9 - The trunk reconstruction whose multivariate functional is the closest to the cluster mean is plotted for every cluster.

This study is the first to apply functional data analysis into a shape analysis problem such as the clustering of trunk surface reconstructions. Functional cluster analysis has proved to be valuable for depicting similarities and differences between trunk measurements. The trunk shape is described as a combination of multi-level measurements computed in the three planes: transverse

(BSR), coronal (X_G) and sagittal (Z_G). This multivariate functional representation offers a way of synthesizing information across the three distinct measurements. Moreover, functional data analysis allows taking into consideration the dependency of the deformities to trunk levels, as opposed to taking only the measurements at the most deformed level. This representation assesses not only the amplitude of the deformations but also its location and extent along the trunk.

Furthermore, it is the first time that such a large dataset of trunk surface reconstructions is collected and analyzed. Previous studies aiming at characterizing trunk surface deformities made use of less than 50 full trunk reconstructions [116, 122, 126]. A cluster analysis is only feasible when a large dataset is available. With a set of 236 trunk reconstructions, we were able to identify distinct and consistent patterns of trunk deformity.

The main difficulty in this study resides in the interpretation and validation of the clustering since no reference classification of trunk deformities exists to compare our results with. To overcome this limitation, we evaluated the agreement between the resulting clustering and the radiographic spinal deformity classification even though the two classifications refer to different components of the scoliosis deformity. Despite the lack of a clear relationship between the spinal and the surface deformity, we found that the two classifications are rather related. Particularly, there is an excellent distinction between thoracic curves (RX 1) and lumbar curves (RX 3). However, trunks corresponding to double major curves (RX 2) and normal spinal curves (RX 0) are gathered into the same clusters (clusters 8 to 11). In fact, the presence of two major curves along the spine leads to compensation between the deformities of the lower and upper parts of the trunk, resulting in a less deformed trunk shape. To address this point, a larger dataset with more healthy subjects might widen the gap between normal and double major spinal curves.

The lack of a perfect concordance with the radiographic classification can be explained first, by the fact that the latter is based on a 2D radiograph, thus there is no information about the deformation in other plane, such as the axial rotation. Moreover, the common classifications of scoliosis are essentially based on the type of spinal curvature, and do not take into consideration its severity. In our clustering, we found several clusters with the same curve type such as clusters 1 to 5; however the main differences between these 5 clusters reside in the severity and the extent

of the deformation. Thus, compared to typical radiographic classifications, our clustering based on our new trunk shape descriptor goes a step further.

In this study, the agreement between our clustering and the existing radiographic classification, measured through the Rand index, is not considered as a validity index. It was computed only for ends of comparison. Thus, we can say that, as opposed to previous scoliosis 3D classifications that were built to concord with clinical 2D classifications, our classification is neutral.

In this novel trunk shape analysis approach, the trunk is described as a vertically elongated volume that can be deformed in three possible ways: axial sections of the volume can be rotated around the vertical axis and translated along the two other axes. This description is not information preserving [182], meaning that it does not allow for an accurate reconstruction of the trunk shape from its descriptor. Thus, we might be missing some other local deformations. Nevertheless, these deformations represent well the real and major deformations associated with scoliosis.

A recent literature review on the trunk shape measurements in scoliosis [123] pointed out that for a trunk shape descriptor to be optimal it needs to be reliable, computed automatically, based on uniquely identifiable anatomical landmarks and able to distinguish between different types of surface deformities. At the lights of our previous reliability study [176] and the present cluster analysis, we can state now that our novel multivariate functional descriptor of trunk shape is an optimal index for the non-invasive assessment of trunk deformities in scoliosis.

This new index can be easily interpreted by clinicians since the three variates have a clinical meaning in scoliosis. The back surface rotation was traditionally assessed in clinical examination using a measurement tool called the scoliometer [144]. However, the main drawbacks of this tool were first its low inter and intra-rater reliability [15] and second the measurements could not be done in the natural standing position, the subject had to bend forward. As for the trunk deviations measurements (X_G and Z_G), they were also traditionally assessed in clinical examination using a plumb line dropped from the vertebral prominence [171]. The clinicians' familiarity with these functional measurements is a valuable argument for its rapid integration in the scoliosis clinical routine.

Finally, the novel functional descriptor of the trunk shape is a promising tool in scoliosis clinic for two major reasons. First, it provides clinicians a new sight on scoliosis deformity, an

automatic and reliable way to examine trunk deformations that constitutes patients major concern. At the light of our clustering results, new surgical strategies could be thought of in order to improve the esthetic outcome after surgery. Second, the non-invasive acquisition and reconstruction of the trunk surface makes it possible to follow up scoliosis patients more frequently. Future work will be now oriented toward the evaluation of the changes in trunk deformities over time for each cluster in order to predict eventual scoliosis progression.

Acknowledgment

This work was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada and MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research.

CHAPITRE 7 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : RELATION ENTRE LES DÉFORMATIONS DU TRONC ET DE LA COLONNE VERTÉBRALE

Présentement, l'évaluation de la scoliose en clinique se base soit sur des radiographies 2D permettant d'apprécier la courbure rachidienne, soit, de plus en plus, sur une reconstruction 3D de la colonne vertébrale. Faute de moyens, l'évaluation porte principalement sur la déformation du rachis. La disponibilité d'autres modalités d'imagerie et le développement d'un nouvel index fiable caractérisant les déformations du tronc nous incitent à étudier la relation entre ce nouvel index et ce qui est mesuré à partir des structures osseuses.

Au Chapitre 5, l'étude d'un cas clinique en particulier (section 5.2.6) a permis d'observer qualitativement une bonne relation entre les indices du tronc et les indices de la colonne vertébrale. De plus, au Chapitre 6, nous avons démontré que dans 68 % des cas, la classification de la déformation du tronc concorde avec le type de courbure de la colonne vertébrale. Ceci indique qu'il existe donc une certaine relation entre la forme du tronc et la courbure rachidienne dans les plans frontal et sagittal. Pour répondre à l'objectif O9 de ce travail, nous nous proposons, dans le présent chapitre, d'analyser cette relation sur une large cohorte de sujets atteints de scoliose idiopathique adolescente. Plus précisément, il s'agit d'évaluer comment les indices du tronc et les indices rachidiens sont corrélés le long du tronc.

Dans la littérature, on retrouve principalement des comparaisons entre des mesures réalisées à la surface du dos ou du tronc et l'angle de Cobb. L'angle de Cobb est considéré depuis plusieurs décennies comme la mesure de référence en scoliose. Il est simple à mesurer et simple à interpréter. Toutefois, c'est une mesure réalisée en 2D, qui ne représente qu'un seul aspect de la déformation rachidienne, et à laquelle est associée une variabilité de $\pm 5^\circ$. De plus, le long de la colonne vertébrale, il peut y avoir plusieurs courbures de convexités opposées et donc plusieurs angles de Cobb peuvent être reportés.

Étant donné que les indices proposés dans les articles 2 et 3 sont tridimensionnels et multi niveaux, nous proposons, dans ce chapitre de les comparer à des mesures 3D le long de la colonne vertébrale.

7.1 Données cliniques

Pour réaliser cette comparaison, nous avons utilisé les données de 70 sujets atteints de scoliose idiopathique adolescente, pour lesquels une acquisition radiographique avec reconstruction 3D de la colonne vertébrale, ainsi qu'une acquisition topographique du tronc moyennant le système Inspeck, ont été réalisées lors de la dernière visite préopératoire. De ces 70 patients, 58 sont des filles et 12 des garçons. Le tableau 7.1 présente les statistiques par rapport à la sévérité de la scoliose ainsi qu'à l'âge, au poids et à la taille des individus de la cohorte. De plus, on compte 43 courbures thoraciques majeures, 15 courbures lombaires ou thoraco-lombaires majeures et 12 courbures doubles majeures.

Table 7.1 Informations sur la cohorte

	Moyenne	Plage
Angle de Cobb maximal (°)	53	20 – 98
Âge (ans)	14.7	10 – 18
Poids (kg)	49	28 – 78
Taille (cm)	158	136 - 190

7.2 Méthode

Pour chaque patient, la colonne vertébrale est reconstruite à partir des radiographies PA et LAT, calibrées explicitement [57]. Il est intuitif de supposer que dans chaque plan de l'espace, la déviation ou la rotation du tronc résulte d'une déviation ou rotation respective de la colonne vertébrale. Ainsi, dans cette étude préliminaire, les indices utilisés pour quantifier la déformation rachidienne, à chaque niveau vertébral, sont :

- la position dans le plan frontal (X_V) du barycentre du corps vertébral,
- la position dans le plan sagittal (Z_V) du barycentre du corps vertébral,
- la rotation axiale (VAR) mesurée par la méthode de Stokes [81].

Les positions X_V et Z_V sont relatives aux positions X_V et Z_V de la vertèbre L5.

Pour pouvoir comparer ces mesures multi-niveaux avec celles du tronc, nous les avons représentées sous forme de données fonctionnelles, en fonction de la hauteur normalisée des vertèbres (Y_V), par rapport à la hauteur de la vertèbre L5. Pour déterminer le nombre optimal de fonctions de base B-splinaires cubiques pour chacune des 3 mesures, nous avons fait varier le nombre de fonctions de base entre 4 et 17 et nous avons évalué l'erreur quadratique moyenne entre les mesures brutes et les mesures lissées. Le graphe de la Figure 7.1 illustre les résultats obtenus.

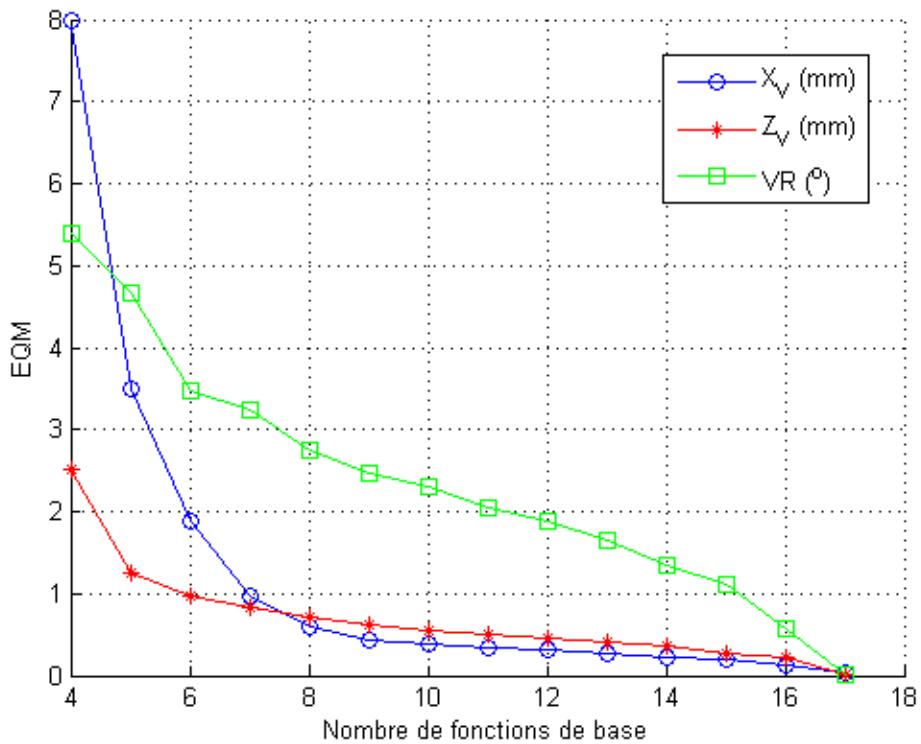


Figure 7.1 Erreur quadratique moyenne (EQM) en fonction du nombre de fonctions de base utilisées pour représenter les indices vertébraux.

Ainsi, avec 8 fonctions de base, l'erreur résiduelle sur la mesure de X_V et de Z_V est inférieure au millimètre, et celle de la rotation axiale des vertèbres est inférieure à 3° correspondant à la variabilité moyenne de cette mesure reportée dans la littérature [62].

Pour extraire et représenter les mesures de la déformation du tronc, nous avons adopté la même méthodologie proposée à l'article 3 (section 6.3.3). Le tronc est décrit par 3 indices fonctionnels correspondant aux positions dans les plans frontal (X_G) et sagittal (Z_G) du barycentre de chaque section du tronc et à la rotation du dos (BSR), tout le long du tronc, en partant du niveau de L5 et en remontant jusqu'à T1. Les positions X_G et Z_G sont relatives au barycentre de la première section, au niveau de L5.

Pour évaluer la relation entre les indices de déformation du tronc et de la colonne vertébrale, une analyse de corrélation fonctionnelle a été menée. Dans le cas de variables fonctionnelles, la corrélation est calculée pour chaque combinaison de points le long des courbes. Ainsi, la corrélation de deux fonctionnelles résulte en une distribution 2D de coefficients de corrélation de Pearson (R) calculés pour chaque combinaison de niveaux le long du tronc. Les corrélations sont analysées dans chaque plan :

- entre les déviations latérales du tronc (X_G) et des vertèbres (X_V), dans le plan frontal,
- entre les déviations postéro-antérieures du tronc (Z_G) et des vertèbres (Z_V), dans le plan sagittal,
- entre les rotations du dos (BSR) et des vertèbres (VAR), dans le plan axial.

7.3 Résultats et discussion

Les corrélations obtenues dans les trois différents plans sont illustrées aux Figure 7.2, Figure 7.3 Figure 7.4. L'échelle de couleur indique les valeurs du coefficient de corrélation R. On considérera les corrélations entre 0.8 et 1 comme fortes, entre 0.6 et 0.8 comme modérées et en dessous de 0.6 comme faibles. La Figure 7.5 illustre les profils de mesures du tronc et des vertèbres pour un patient donné dans les trois plans de l'espace.

Dans le plan frontal, la déviation latérale du tronc est fortement corrélée à celle des vertèbres, niveaux à niveaux, presque tout le long du tronc (Figure 7.2). Ce résultat était prévisible puisqu'à l'article 3, nous avons démontré qu'il est possible de retrouver à partir de la surface du tronc le type de courbure rachidienne dans le plan frontal, dans 68 % des cas. Cependant, il est à remarquer que l'amplitude des déviations latérales du tronc est moindre que celles des vertèbres. Le graphe de gauche à la Figure 7.5 illustre bien cette différence.

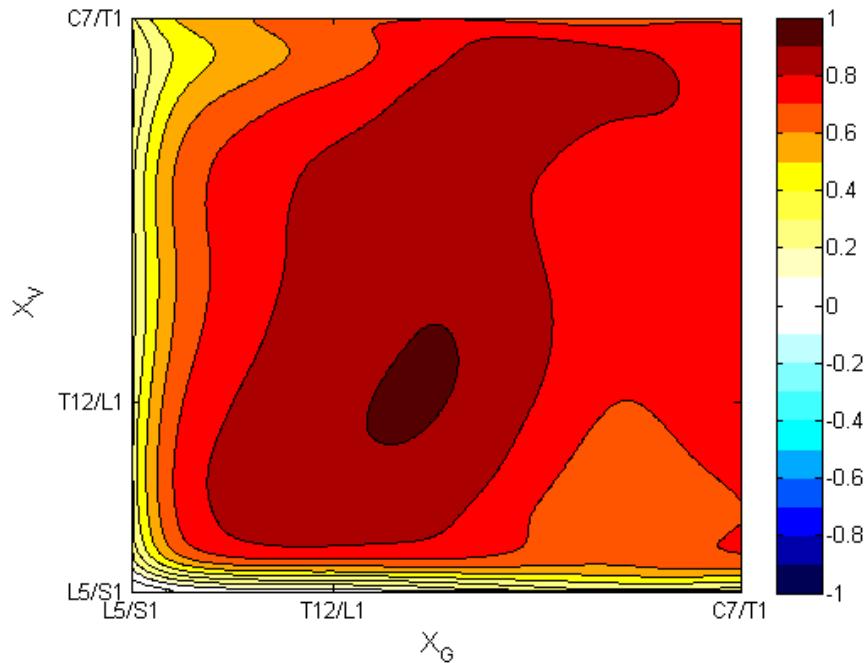


Figure 7.2 - Corrélation entre les déviations latérales du tronc (X_G) et des vertèbres (X_v).

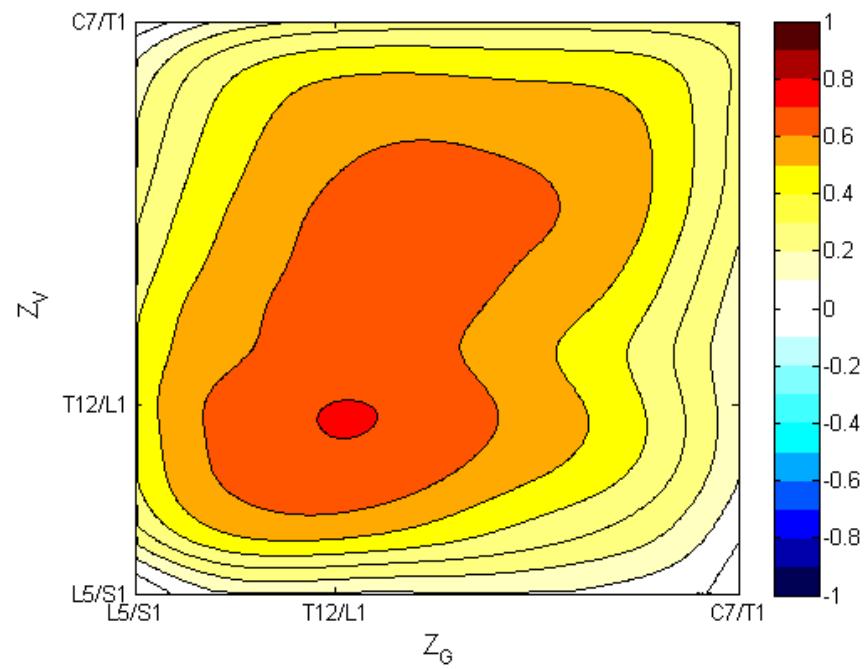


Figure 7.3 - Corrélation entre les déviations postéro-antérieures du tronc (Z_G) et des vertèbres (Z_v).

Dans le plan sagittal, la déviation postéro-antérieure du tronc est modérément corrélée à celle des vertèbres, entre les niveaux L3 et T6 (Figure 7.3). La déviation postéro-antérieure du tronc est calculée à partir du barycentre de chaque section du tronc et donc dépend non seulement du dos mais aussi de la partie antérieure du tronc. Celle-ci varie fortement d'un sujet à l'autre dépendamment du sexe. Ainsi, on remarque chez les sujets féminins, dépendamment de leur âge, une déviation vers l'avant de la ligne des barycentres au niveau des seins. Le graphe du milieu à la Figure 7.5 illustre bien un tel cas.

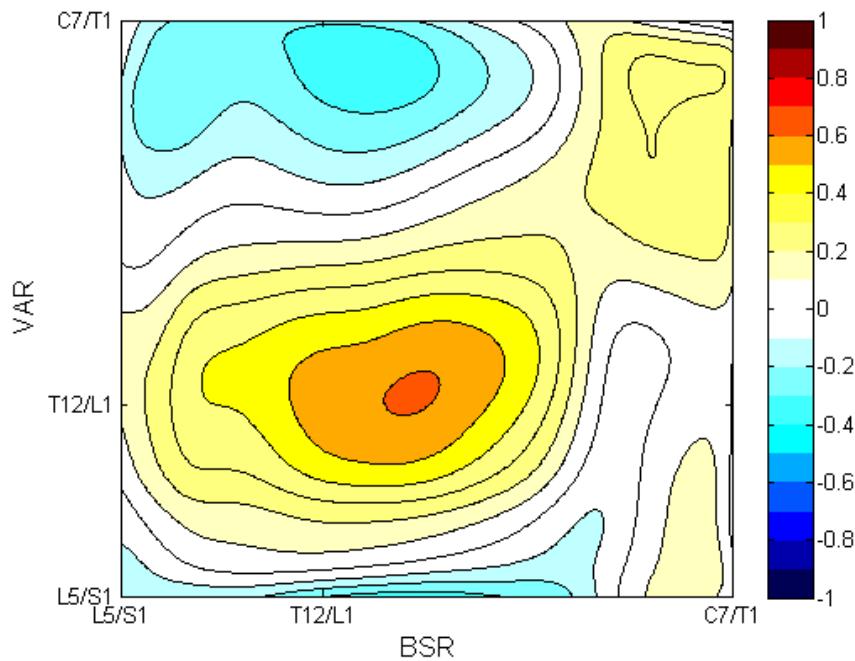


Figure 7.4 - Corrélation entre les rotations axiales du dos (BSR) et des vertèbres (VAR).

Finalement, dans le plan axial, la rotation du dos n'est que faiblement corrélée à la rotation des vertèbres (Figure 7.4). Ceci vient notamment appuyer les résultats obtenus préalablement sur une cohorte de 13 patients et rapportés à l'article 1 et dans le résumé à l'Annexe 3. En effet, la rotation du dos est davantage corrélée à la rotation des côtes dans le plan axial. Ces deux mesures quantifient la gibbosité thoracique. La rotation des vertèbres, quant à elle, ne permet pas d'évaluer la gibbosité. Il faut également noter que le calcul de la rotation axiale des vertèbres par la méthode de Stokes [81] se fait à partir de la position relative des pédicules, dont l'identification radiographique est parfois complexe, par rapport à l'orientation du corps vertébral. La rotation

vertébrale est ainsi sujette à des erreurs de mesures non négligeables, variant entre 2° et 5° [62] dépendamment des niveaux vertébraux.

À la lumière de ces résultats complémentaires, il nous est possible d'affirmer que les indices développés au cours de cette thèse, pour quantifier les déformations du tronc, reflètent, à moindre échelle, les déviations de la colonne vertébrale dans le plan frontal et dans le plan sagittal, chez les patients présentant une scoliose de sévérité moyenne à élevée. Ces résultats nous incitent à évaluer la possibilité d'utiliser ces indices pour le suivi non-ionisant des patients présentant une scoliose prononcée. Cela permettrait éventuellement de réduire l'exposition des patients aux rayons X. Des travaux supplémentaires sont nécessaires avant de porter les mêmes conclusions pour des cas de scolioses moins sévères.

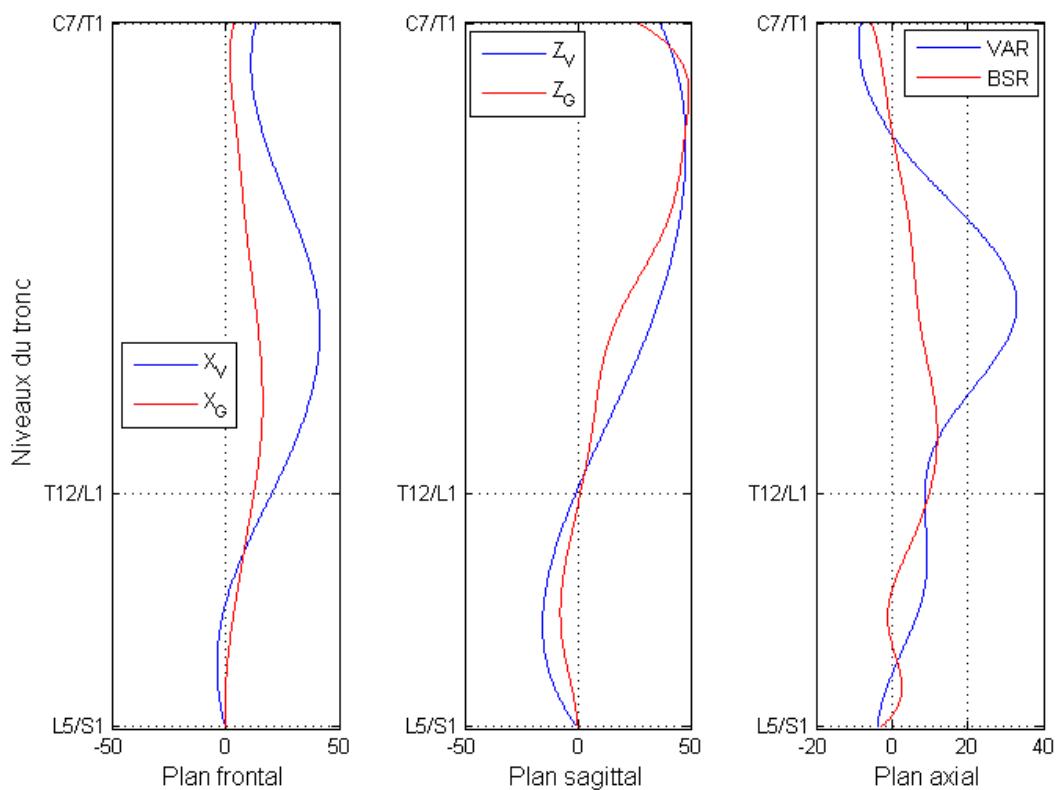


Figure 7.5 - Relation entre le tronc et la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace, pour un patient donné.

Les indices de la déformation du tronc, tels que proposés, permettent donc d'extraire de l'information sur la déformation rachidienne telle qu'évaluée sur des radiographies PA et LAT. Mais, en plus de cela, ils fournissent également de l'information supplémentaire, que les radiographies et la reconstruction 3D du rachis n'offrent pas, la gibbosité.

CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE

Comme soulevé dans la revue de littérature, il existe une différence notable entre ce que le patient scoliotique perçoit, et ce que le clinicien est en mesure d'évaluer. Les premiers sont avant tout préoccupés par les déformations visuelles affectant l'apparence générale du tronc. Les seconds, faute de moyens, évaluent principalement la déformation du rachis sur des radiographies. Afin de réduire le gap entre ce que les patients voient et ce que les cliniciens évaluent, nous nous sommes fixés comme objectif général de cette thèse d'analyser la relation entre les déformations scoliotiques du tronc et celles des structures osseuses sous-jacentes.

Notre premier objectif spécifique O1 consistait à développer une nouvelle méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique dans le but d'évaluer la relation entre la rotation axiale des côtes et celle de la surface du dos. Cet objectif a été atteint. Contrairement à la reconstruction à partir des radiographies PA et PA20, la méthode proposée utilise des radiographies standards PA et LAT dont la combinaison offre une meilleure précision. Ce gain de précision a permis de trouver une plus forte corrélation entre les rotations axiales des côtes et du dos, que ce qui est reporté dans la littérature. Ainsi, notre première hypothèse de recherche est donc validée et les objectifs O2 et O3 sont atteints. Ces résultats constituent un premier pas dans l'analyse de la relation entre les déformations du tronc, notamment la gibbosité thoracique, et celles de la cage thoracique, et démontrent que l'évaluation non irradiante de la rotation du dos permet de quantifier la gibbosité sans recourir à des radiographies.

Les résultats de cette première partie de notre étude nous ont ensuite incités à rechercher un ensemble plus complet de mesures pour quantifier les déformations du tronc et d'en analyser leur relation avec la colonne vertébrale. Nous avons donc proposé, conformément à l'objectif O4 de nouvelles mesures fonctionnelles qui décrivent les déviations frontales et sagittales du tronc ainsi que la gibbosité tout le long du tronc. Ensuite, pour répondre à l'objectif O5, nous en avons démontré la fiabilité. Et finalement, une analyse de corrélation entre les mesures proposées nous a permis de sélectionner les mesures les plus complémentaires, et d'éliminer les redondantes. L'objectif O6 est donc atteint. L'index proposé et ses qualités satisfont les critères pour une définition optimale d'indices surfaciques [123]. Ce qui permet ainsi de valider notre deuxième hypothèse de recherche.

Moyennant l'index proposé dans la seconde partie de ce travail, nous avons conduit une analyse de regroupements sur une large cohorte de 236 sujets sains et scoliotiques. Cela a permis de dégager 11 types de troncs scoliotiques qui forment une nouvelle classification des déformations scoliotiques du tronc. L'objectif O7 est donc ainsi validé. Puis, nous avons vérifié, conformément à l'objectif O8, la concordance entre les types de troncs obtenus suite à l'analyse de regroupements et les types de courbures rachidiennes telles qu'identifiés sur des radiographies frontales. Finalement, pour évaluer quantitativement cette relation dans les trois plans de l'espace, une étude de corrélation entre notre index des déformations du tronc et les mesures vertébrales dans les plans frontal, sagittal et transverse a été menée conformément à l'objectif O9. Les corrélations obtenues démontrent un lien étroit entre la déviation du tronc et celle du rachis dans les plans frontal et sagittal mais une relation quasi-inexistante entre la rotation axiale des vertèbres et la rotation du dos. L'existence de regroupements naturels de troncs scoliotiques et leur lien avec les profils frontal et latéral de la colonne vertébrale permettent ainsi de valider notre troisième hypothèse de recherche.

Les résultats obtenus à chaque étape de ce projet ainsi que les avantages et limites des méthodes élaborées ont déjà été discutés aux chapitres précédents. Le présent chapitre propose quant à lui une discussion plus générale des différents éléments de la thèse en revenant sur les contributions originales qui découlent de ce travail et sur les limites des approches utilisées.

8.1 Évaluation de la gibbosité thoracique

Au centre des préoccupations esthétiques des patients scoliotiques, la gibbosité est une déformation du tronc résultant notamment d'une déformation de la cage thoracique. La rotation axiale des côtes et celle du dos sont deux composantes de la gibbosité. Il est intuitif de soupçonner qu'il existe une forte corrélation entre ces deux composantes. Pourtant, les résultats de Stokes, en 1989 [5], n'ont pas réussi à valider ce postulat. Dans ce travail, nous avons émis l'hypothèse que les résultats inattendus de Stokes découlent d'une précision limitée de la méthode de reconstruction 3D des côtes utilisée.

La nouvelle méthode proposée dans ce travail, pour la reconstruction en 3D les côtes de patients scoliotiques se basent sur des radiographies standards PA et LAT, couramment acquises en clinique de scoliose pour la reconstruction 3D de la colonne vertébrale. Cette combinaison de

radiographies offre une meilleure précision que la combinaison PA-PA20 proposée en [65] et entraîne moins d'erreurs de reconstruction selon l'axe antéro-postérieur.

Dans le cadre de cette thèse, la reconstruction 3D des côtes est utilisée pour mesurer leur rotation axiale et la comparer à la rotation du dos. Nous avons prouvé qu'il existe une forte corrélation ($R=0.82$) entre la rotation axiale des côtes reconstruites par notre méthode et la rotation du dos. Alors qu'avec les reconstructions obtenues à partir des radiographies PA et PA20, cette corrélation est très modérée ($R=0.64$) et similaire aux travaux de Stokes ($R=0.65$) [5]. Ce résultat permet ainsi de valider notre première hypothèse de recherche.

De plus, les résultats de corrélation obtenus prouvent qu'il est possible d'évaluer la gibbosité thoracique soit sur une reconstruction 3D précise des côtes, soit sur la reconstruction 3D de la surface du tronc. Toutefois, la reconstruction 3D de la cage thoracique est limitée par la visibilité des côtes sur la radiographie latérale. En effet, dépendamment de facteurs comme la dose de radiation et la posture du patient pendant l'acquisition radiographique, il est possible de reconstruire plus ou moins de côtes. C'est pourquoi il est donc préférable d'évaluer la gibbosité à partir de la surface du tronc.

Toutefois, les caractéristiques de la cohorte considérée dans l'analyse de corrélation entre les rotations axiales des côtes et du dos constituent une limitation de notre étude. En effet, la cohorte considérée ne compte que 13 patients et ceux-ci présentent des scolioses moyennement sévères (angle de Cobb moyen de 36° ($\pm 8^\circ$)). En réalité, cette limitation est due à nos critères d'inclusion puisque pour des fins de comparaison, nous avons sélectionné des patients pour lesquels une radiographie PA20 est disponible. Cependant, la PA20 n'a été utilisé en clinique de scoliose que dans le cadre d'un protocole de recherche visant à évaluer l'effet d'un outil logiciel de conception de corset.

8.2 Index de déformations scoliotiques du tronc

Comparativement aux radiographies, la surface du tronc reconstruite par les systèmes de numériseurs optiques 3D représente mieux les déformations que les patients observent et dont ils se soucient principalement, comme la gibbosité. Actuellement, les cliniciens qui ont recours à de tels systèmes ne peuvent évaluer que qualitativement les déformations scoliotiques du tronc.

Nous avons proposé, pour la première fois, un index fiable, cliniquement pertinent qui permet une évaluation quantitative des déformations du tronc à la fois localement et tout le long du tronc.

Le tronc est décrit par trois fonctions correspondant aux déviations latérales et postéro-antérieures et à la rotation axiale du dos à tous les niveaux lombaires et thoraciques. Cette représentation fonctionnelle originale permet de considérer tout le profil de mesures comme étant une observation unique. Contrairement aux travaux antérieurs [118, 119, 122] qui ne considèrent que les valeurs maximales le long du tronc, ces mesures fonctionnelles renseignent non seulement sur l'amplitude de la déformation au niveau de son apex, mais aussi sur son étendue et sa localisation. De plus, les outils statistiques classiques applicables aux données vectorielles sont généralisables aux données fonctionnelles [137], comme nous l'avons démontré avec l'analyse de regroupement hiérarchique.

La représentation fonctionnelle a permis, pour la première fois, d'évaluer la fiabilité des mesures sectionnelles dépendamment des niveaux du tronc. Les résultats montrent que les trois mesures considérées dans notre étude sont fiables tout le long du tronc, sauf au niveau des épaules. L'étude de fiabilité a également permis de définir les intervalles au-delà desquels une différence entre deux troncs est réelle et n'est pas due uniquement à une simple différence de positionnement lors de l'acquisition de la surface du tronc. Ces intervalles permettent ainsi de comparer des troncs d'un même patient à des dates d'acquisition différentes pour détecter, de manière non-ionisante une éventuelle progression de la scoliose. Dans cette même optique, il est possible de comparer les troncs acquis avant et après chirurgie pour en évaluer l'effet esthétique.

Le caractère rétrospectif de notre étude ne nous a malheureusement pas permis d'évaluer la relation entre les indices proposés et la perception des patients face à leurs déformations, telle qu'évaluée par les questionnaires, comme le Scoliosis Research Society-22 (SRS-22) [183] et le Spinal Appearance Questionnaire (SAQ) [184]. Toutefois, dans la littérature, une corrélation significative a été récemment démontrée entre les mesures du SRS-22 et du SAQ et la rotation axiale maximale du tronc et la déviation latérale maximale du tronc [118] définies de la même manière que nos mesures sectionnelles de rotation et de déviation. Ce qui prouve donc, que les mesures retenues dans notre étude, traduisent, à un certain point, la perception des patients face à leurs déformations esthétiques.

Tel que proposé, notre index des déformations scoliotiques du tronc répond également aux critères élaborés par Patias et al [123] pour la définition optimale d'un nouvel ensemble de mesures surfaciques. Notre descripteur est basé sur l'identification de 4 repères anatomiques facilement identifiables sur le tronc. Mis à part cette étape qui est encore manuelle – mais qui peut facilement être automatisée soit en utilisant une technique de « color slicing » sur la texture du tronc, soit en utilisant les informations de courbures du maillage [115] –, le calcul des indices proposés est entièrement automatique. Les mesures peuvent être réalisées sur une reconstruction 3D de la surface du tronc provenant de n'importe quel système de numériseurs optiques en autant que le maillage soit suffisamment dense et sa résolution soit assez fine pour assurer la précision des mesures. Les indices sont exprimés dans un repère 3D anatomique spécifique au patient, et permettent ainsi de faire un suivi des déformations dans le temps. Et comme démontré par l'analyse de regroupements de troncs scoliotiques, notre index permet de distinguer entre différents types de déformations scoliotiques.

Actuellement, l'évaluation clinique consiste à mesurer la gibbosité à l'aide du scoliomètre et le déjettement du tronc à l'aide du fil à plomb. Toutefois, ces outils présentent plusieurs limites à commencer par une faible reproductibilité et une sensibilité au positionnement du patient. De plus, pour évaluer la gibbosité, le scoliomètre nécessite de faire fléchir le patient en avant. L'évaluation des déformations du tronc en position debout moyennant des numériseurs optiques, tel que le système InSpeck® offrent une alternative intéressante à l'usage de ces outils. L'index proposé dans cette thèse permet de quantifier le déjettement ou la déviation du tronc dans les plans frontal et sagittal, tout comme le fil à plomb, et la gibbosité, tout comme le scoliomètre, mais en position debout, à tous les niveaux du tronc et de manière complètement automatique et fiable. C'est donc un index cliniquement pertinent, qui pourrait être utilisé pour l'évaluation clinique des déformations de la surface du tronc.

Notre index permet certes de quantifier la gibbosité et le déjettement du tronc, cependant il ne renseigne pas directement sur les autres déformations du tronc. En effet, la scoliose entraîne également une différence de hauteurs entre les épaules gauche et droite et une inclinaison de la taille et du bassin. Ces asymétries, que les patients souhaiteraient corriger, ne sont pas prises en compte dans l'index proposé, ce qui limite, à un certain point, son pouvoir de documenter les déformations du tronc dans leur globalité.

De plus, l'index proposé n'est pas complètement invariant au sexe des patients. La déviation du tronc dans le plan sagittal, telle que définie dans notre étude, dépend non seulement de la partie postérieure du tronc, mais également de la partie antérieure. Ainsi, chez les filles, la présence de seins peut induire une déviation vers l'avant du barycentre des sections qui n'est pas à confondre avec une réelle déviation antérieure du tronc.

Le seul critère de Patias et al [123] que nous n'avons malheureusement pas encore vérifié est l'habileté de l'index à distinguer clairement entre un tronc sain et un tronc scoliotique. Cela signifie d'une part que les mesures doivent présenter une spécificité et une sensibilité élevées pour offrir un diagnostic non-irradiant optimal. Il manque encore à définir les valeurs seuils à partir desquelles une scoliose est réellement définie. Et d'autre part, cela signifie également que les mesures doivent présenter des erreurs inférieures à la plus petite variation que l'on souhaiterait détecter pour indiquer une réelle progression. Cependant, à l'heure actuelle, une progression est qualifiée de réelle uniquement en terme d'angle de Cobb. Il reste donc à définir quelle serait la plus petite variation au niveau du tronc qui accompagne une réelle progression de la courbure rachidienne.

8.3 Types de tronc scoliotiques

Une classification des différents types de troncs scoliotiques permet de définir un vocabulaire commun pour les cliniciens leur permettant de partager leurs connaissances et découvertes. De plus, la scoliose idiopathique n'ayant pas de cause connue, il est intéressant de voir comment les différents types de déformations du tronc progressent pendant la croissance et ainsi, il serait possible de définir, pour chaque classe, un patron de progression distinct, avec éventuellement, une prise en charge adéquate.

Les quelques rares classifications de troncs scoliotiques reportées dans la littérature [124, 126, 134] visaient à identifier le degré de sévérité de la courbure rachidienne automatiquement à partir de la surface du dos ou du tronc. Ces classifications ont été obtenues de manière supervisée, dans le sens où l'on force les classes à converger vers une signification radiologique en termes d'angle de Cobb. Les méthodes de classification supervisée comme les réseaux de neurones [134] ou les machines à vecteurs de support [125] nécessitent un ensemble de données d'apprentissage préalablement classifiées et suffisamment large pour assurer la généralisation à de nouvelles données de test. L'originalité de notre approche réside justement dans le fait qu'aucune

information radiologique ne soit requise lors du « clustering ». On cherche, sans a priori, des regroupements naturels dans l'ensemble des données. Les radiographies correspondantes ne sont utilisées qu'à posteriori pour permettre l'interprétation clinique des classes obtenues. Mis à part la différence dans l'approche de classification, nous ne pouvons comparer nos résultats avec ceux de la littérature puisque, dans notre cas, les classes varient non seulement en terme de sévérité mais également en terme de type de courbure. Alors que Liu et al. [124], par exemple, distinguent, à prime abord, les courbures simples des courbures doubles et bâtiennent ensuite des classifieurs différents pour chacun de ces types de courbures, pour en prédire la sévérité.

L'avantage du caractère non supervisé de notre approche de classification nous permet ainsi de vérifier l'existence d'une relation entre les types de courbures rachidiennes et les types de troncs scoliotiques. Le caractère hiérarchique de l'algorithme de « clustering » utilisé permet de noter qu'en s'arrêtant à trois regroupements, on retrouve la classification radiographique de base distinguant les courbures rachidiennes thoraciques, lombaires et doubles majeures. Pour revenir aux critères de Patias et al. [123], ses résultats démontrent que notre index est capable de distinguer entre différents types de courbures rachidiennes. Cependant, en descendant dans la hiérarchie, on trouve des regroupements naturels constituant une sous-classification des classes typiques de courbures de la colonne vertébrale.

Le fait d'avoir inclus dans la cohorte étudiée des sujets sains et des patients scoliotiques présentant différents degrés de sévérité, avec des angles de Cobb thoracique et lombaire moyens de $44.8^\circ \pm 25.9^\circ$ et de $31.4^\circ \pm 21.1^\circ$ respectivement, implique que la classification obtenue est globale. Elle ne vise pas directement à orienter les décisions de traitement, mais plutôt à offrir une base de comparaison des troncs scoliotiques. À l'heure actuelle, la scoliose idiopathique n'a pas de cause connue. Il n'est donc pas faux de supposer que les différents types de courbures rachidiennes résultent d'étiopathogénèses différentes. Il en est de même pour les différents types de troncs. Une analyse temporelle prospective des déformations de la surface du tronc, telles que quantifiées par notre index, pourrait permettre d'identifier d'éventuels patrons de progression des différents types de troncs. Cela pourrait servir, à long terme, à prédire la progression et à envisager, dès que possible, un traitement adéquat.

Bien que notre cohorte de troncs soit large et variée, sa composition peut être perçue comme une limitation méthodologique. En effet, seulement 23 sujets sains sont considérés dans l'étude

comparativement à 213 patients scoliotiques. Ce qui pourrait expliquer en partie la faiblesse de notre index à distinguer les sujets sains des sujets à scoliose légère et des scolioses à double courbure rachidienne. De même, la répartition des cas scoliotiques dans l'échantillon, en termes de type et de sévérité de la courbure rachidienne n'a pas été établie au départ. Elle ne reflète pas celle de la population générale atteinte de scoliose.

Aussi, nous avons comparé nos regroupements, obtenus moyennant un index tridimensionnel, à une classification radiographique de base, bidimensionnelle. Il aurait été avantageux de comparer les types de troncs obtenus à une classification 3D des courbures scoliotiques. La classification de Lenke [52] est actuellement une classification clinique quasi-tridimensionnelle très populaire. Cependant, elle a été établie et est utilisée dans le but de prévoir la stratégie opératoire selon chaque type de courbure. C'est essentiellement une classification des cas chirurgicaux. Il nous est donc impossible de comparer nos regroupements de troncs aux classes de Lenke.

De plus, la classification de Lenke se base non seulement sur la configuration du rachis telle qu'observée sur les radiographies PA et LAT, mais également sur le degré de réduction de la courbure en flexion latérale. Cette dernière information nécessite d'acquérir, lors de la dernière visite préopératoire, des radiographies frontales du patient en flexions latérales gauche et droite et de mesurer la différence entre les angles de Cobb en flexion et en position debout. Cette mesure est très importante à considérer dans la planification du traitement chirurgical. Actuellement, notre index des déformations du tronc ne comprend aucune information sur la flexibilité. Il ne peut donc être utilisé, dans sa définition actuelle, dans le cadre de la planification chirurgicale.

8.4 Relation entre les déformations du tronc et celles du rachis

Les regroupements naturels identifiés dans notre cohorte de 236 troncs concordent, dans 68% des cas, avec la classification radiographique de base des courbures rachidiennes. Ce qui indique qu'il existe bel et bien une relation entre les déformations du tronc et celles de la colonne vertébrale dans le plan frontal. Toutefois, le nombre de types de troncs résultant de l'analyse de regroupement étant bien supérieur au nombre de types de courbures rachidiennes dans la classification radiographique de base, les déformations du tronc apportent donc de l'information complémentaire à l'évaluation radiographique, permettant de trouver des sous-classes de déformations.

Les résultats complémentaires sur la corrélation entre les mesures du tronc et du rachis indiquent que, dans le plan frontal, la déviation du tronc et celle de la colonne vertébrale sont fortement reliées. Ce qui contribue justement à la concordance entre les types de troncs et les types de courbures rachidiennes. Dans le plan sagittal, la ligne des barycentres du tronc est modérément corrélée au profil sagittal de la colonne vertébrale puisqu'elle prend en considération non seulement le dos mais aussi la face antérieure du tronc. Cependant, dans l'analyse des regroupements, notre index permet tout de même de discriminer entre les cas de cyphoses et de lordoses plus prononcées. Il existe donc une corrélation intéressante entre les déformations du tronc, telles que quantifiées par notre index, et la courbure rachidienne dans les plans frontal et sagittal.

Dans le plan axial, la rotation du dos n'est que très faiblement reliée à la rotation des vertèbres, comme il a déjà été soulevé dans la littérature [13, 15, 133], ce qui démontre la faiblesse de considérer uniquement la colonne vertébrale dans l'évaluation de la scoliose. Avec celle des côtes, la rotation axiale du dos quantifie la gibbosité. Cette déformation surtout esthétique ne peut être évaluée sur les radiographies. Ces résultats contribuent à expliquer pourquoi une chirurgie de redressement de la colonne vertébrale, même avec dérotation des vertèbres, n'est pas capable de corriger complètement la gibbosité.

Il découle donc de ces résultats que notre index des déformations du tronc pourrait être exploité pour l'évaluation clinique de routine et pour un suivi de la scoliose moins irradiant et plus global, renseignant à la fois sur les déviations du rachis dans les plans frontal et latéral, et sur la gibbosité.

Dans cette étude préliminaire, les indices rachidiens 3D utilisés pour analyser la relation entre les déformations du tronc et celles de la colonne vertébrale, ont été choisis intuitivement. Ils sont bien évidemment limités. Une reconstruction 3D du rachis permet de réaliser des mesures non seulement dans les plans communs sagittal et frontal, mais également dans des plans 3D. Actuellement, les chirurgiens orthopédistes expriment un intérêt grandissant pour l'orientation du plan de déformation maximale. Cet indice 3D est utilisé en chirurgie pour déterminer l'angle de dérotation nécessaire à induire à la colonne vertébrale afin de ramener la courbure dans le plan sagittal. Notre index des déformations scoliotiques du tronc peut, certes, compléter l'évaluation préopératoire radiographique pour documenter la gibbosité, mais il est toutefois trop précoce

d'affirmer qu'il pourrait remplacer les radiographies et la reconstruction 3D de la colonne vertébrale à l'étape de la planification chirurgicale.

CONCLUSION

Les adolescents présentant une scoliose idiopathique se soucient avant tout de leur apparence externe, qui diffère de celle des jeunes de leur âge. Ils se présentent en clinique dans le but principal de corriger les déformations esthétiques, visibles à la surface du tronc, comme la gibbosité. Cependant, l'évaluation de la scoliose idiopathique adolescente et son traitement repose essentiellement sur la déformation de la colonne vertébrale, appréciée sur des radiographies. Les outils cliniques qui permettent de quantifier les déformations du tronc, comme le scoliomètre et le fil à plomb sont peu fiables et peu reproductibles, ce qui conduit les cliniciens à donner peu d'importance à ces mesures. Ils sont donc contraints à considérer l'aspect esthétique de la scoliose sur un plan secondaire par rapport à l'aspect fonctionnel.

Nous avons développé, dans cette thèse, une méthodologie pour analyser la relation entre les déformations du tronc et celles des structures osseuses sous-jacentes. Notre objectif ultime est de prendre en compte les deux aspects fonctionnel et esthétique pour une prise en charge plus globale de la scoliose, qui répond davantage aux attentes des patients, et qui réduit autant que possible leur exposition aux rayons X.

Dans un premier temps, nous avons développé une nouvelle méthode de reconstruction 3D des côtes à partir de radiographies standards PA et LAT. Cette méthode est plus précise que la méthode actuelle utilisant des radiographies PA et PA20. Elle a permis de vérifier que la rotation axiale du dos, mesurée sur une reconstruction 3D de la surface du tronc en position debout, est fortement corrélée à celle des côtes. L'acquisition de la surface du tronc étant non irradiante, nous en concluons alors que pour évaluer la gibbosité, la rotation du dos est une mesure adéquate.

Ensuite, pour compléter la description des déformations du tronc au-delà de la gibbosité, nous avons proposé un nouvel index, fiable, cliniquement pertinent, calculé semi automatiquement, qui quantifie les déformations du tronc en 3D et tout le long du tronc. Sa représentation fonctionnelle renseigne non seulement sur l'amplitude des déviations et de la rotation du tronc, mais également sur leur étendue et leur localisation. Cet index devrait remplacer le scoliomètre

et le fil à plomb, pour une analyse quantitative fiable et multi niveaux des déformations du tronc, lors de l'évaluation clinique de la scoliose.

Cet index a ensuite permis de prouver l'existence de regroupements naturels de troncs scoliotiques dans une cohorte de plus de 200 sujets sains et scoliotiques. Les regroupements obtenus constituent une nouvelle classification des déformations scoliotiques du tronc, variant en termes de type de déformation et de degré de sévérité. Elle concorde partiellement avec la classification radiographique frontale des courbures rachidiennes. Cette nouvelle classification n'est pas orientée vers la planification chirurgicale, mais elle permettrait d'identifier des patrons de progression des déformations du tronc.

Enfin, une étude préliminaire des corrélations entre les déformations du tronc et du rachis a permis de démontrer que les déviations du tronc dans le plan frontal et dans le plan sagittal renseignent, de manière non-irradiante, sur les déviations de la colonne vertébrale dans ces mêmes plans. Ainsi, il est possible de conclure que notre index des déformations du tronc pourrait être utilisé au stade de diagnostic et de suivi de la scoliose pour documenter la gibbosité et les déviations du rachis, tout en réduisant l'exposition des patients aux rayons X. Pour la planification chirurgicale, des radiographies restent encore nécessaires afin de reconstruire en 3D la colonne vertébrale et de réaliser des mesures 3D, comme l'orientation du plan de déformation maximale dont dépendra la chirurgie et d'évaluer la flexibilité du rachis en flexion latérale.

La méthodologie adoptée au cours de ce travail présente toutefois des limitations et des travaux supplémentaires sont nécessaires afin de combler ses lacunes et poursuivre plus loin le travail complété. Des recommandations sont donc proposées aux paragraphes suivants. Elles visent une prise en charge plus globale et moins irradiante de la scoliose aux stades de l'évaluation clinique, du diagnostic, du suivi et du traitement.

L'évaluation clinique actuelle consiste à quantifier, moyennant le scoliomètre et le fil à plomb, la gibbosité et le déjettement du tronc, ce que notre index permet de documenter pertinemment. Cependant, il est nécessaire de compléter cette évaluation pour prendre en considération les asymétries des épaules, de la taille et du bassin qui préoccupent également les patients. Les mesures de rotation et de déviations proposées dans ce travail sont réalisées sur des sections horizontales du tronc. Il serait intéressant d'effectuer ces mêmes mesures sur des sections

inclinées qui suivraient la forme du tronc. Une telle approche a été proposée dans le cas de l'évaluation des troncs scoliotiques en flexion latérale [185]. Elle consiste à construire 3 courbes guides, deux à l'avant et une à l'arrière du tronc. Celles de face passent respectivement par les épines iliaques antéro-supérieures, les creux de la taille, les mamelons et les extrémités de la fourchette sternale, des côtés gauche et droit. Celle du dos passe par le milieu des épines iliaques postéro-supérieures et la proéminence de C7, ainsi que deux points le long de la vallée du dos. Ces courbes sont ensuite discrétisées en un nombre identique de points. Chaque triplet permet ensuite de définir un plan de coupe et donc une section du tronc. Ainsi, en plus des déviations et de la rotation axiale des sections, leur orientation 3D renseignerait implicitement sur l'asymétrie du tronc à tous les niveaux thoraciques et lombaires. Cette technique d'extraction de sections du tronc, permettrait également d'analyser le tronc dans des positions autres que debout.

Ensuite, comme mentionné par Patias et al. [123], il est impératif de vérifier que l'index des déformations du tronc permet d'établir une frontière claire et précise entre la normalité et la pathologie. Toutefois, la littérature documente des asymétries du tronc même chez les sujets sains [19-21]. Pour cela, nous proposons de mener une étude clinique pour analyser quantitativement, moyennant notre index, la forme du tronc dans une cohorte de sujets volontaires sains, idéalement des adolescents. Cela permettra de dégager un intervalle de normalité, au-delà duquel une scoliose serait suspectée. Cet intervalle pourrait également servir de comparaison pour l'évaluation du résultat d'un traitement correcteur, sur l'apparence du tronc.

L'index des déformations du tronc proposé dans cette thèse pourrait également servir à identifier les cas de progression nécessitant réellement une évaluation radiographique. Cela permettrait de réduire l'exposition des patients aux rayons X. Pour atteindre ce but ultime, il faudrait dans un premier temps réaliser une étude clinique prospective avec évaluations radiographique et surfacique à chaque visite, et comparer les différences mesurées au niveau du tronc avec les différences mesurées au niveau de la colonne vertébrale. Cela permettrait d'identifier un seuil au-delà duquel une différence dans les mesures surfaciques indiquerait un réel changement au niveau de la colonne vertébrale.

Pour prendre en compte les déformations esthétiques du tronc dans la planification du traitement chirurgical, il est recommandé de réaliser une nouvelle analyse de regroupements sur une cohorte

comportant exclusivement des cas de scolioses sévères, candidats à la chirurgie et de comparer la classification obtenue avec celle de Lenke [52]. L'identification de sous-classes de déformations permettrait éventuellement de proposer de nouvelles stratégies chirurgicales adaptées à chaque type de déformations et qui amélioreraient le résultat esthétique ainsi que la satisfaction des jeunes patients, comme Élisa, après le traitement.

Finalement, ce projet contribue à l'avancement des connaissances dans le domaine de l'orthopédie, des déformations scoliotiques et de l'analyse de forme en proposant un nouvel index pour l'évaluation quantitative des déformations scoliotiques de la surface du tronc, principales préoccupations des jeunes patients scoliotiques. Une interface graphique a été notamment conçue, en étroite collaboration avec des orthopédistes, pour la visualisation 3D des troncs, le calcul automatique de l'index proposé et la comparaison de troncs. L'intégration de cet outil logiciel en milieu clinique est un premier pas concret vers une prise en charge plus globale des déformations scoliotiques.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] F. Netter, *Atlas d'anatomie humaine*, 2 ed.: Éditions Maloine, 2003.
- [2] R. Perdriolle, *La scoliose, son étude tridimensionnelle*. Paris: Maloine SA, 1979.
- [3] M. H. Pope, I. A. Stokes, and M. Moreland, "The biomechanics of scoliosis," *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 11, pp. 157-88, 1984.
- [4] H. Graf, J. Hecquet, and J. Dubousset, "[3-dimensional approach to spinal deformities. Application to the study of the prognosis of pediatric scoliosis]," *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, vol. 69, pp. 407-16, 1983.
- [5] I. A. Stokes, "Axial rotation component of thoracic scoliosis," *J Orthop Res*, vol. 7, pp. 702-8, 1989.
- [6] I. A. F. Stokes and D. D. Aronsson, "Disc and vertebral wedging in patients with progressive scoliosis," *Journal of Spinal Disorders*, vol. 14, pp. 317-322, Aug 2001.
- [7] D. J. Wever, A. G. Veldhuizen, J. P. Klein, P. J. Webb, G. Nijenbanning, J. C. Cool, and J. R. v Horn, "A biomechanical analysis of the vertebral and rib deformities in structural scoliosis," *Eur Spine J*, vol. 8, pp. 252-60, 1999.
- [8] V. J. Raso, E. Lou, D. L. Hill, J. K. Mahood, M. J. Moreau, and N. G. Durdle, "Trunk distortion in adolescent idiopathic scoliosis," *J Pediatr Orthop*, vol. 18, pp. 222-6, Mar-Apr 1998.
- [9] C. Denoel, M. F. I. Aguirre, G. Bianco, P. H. Mahaudens, R. Vanwijck, S. Garson, R. Sinna, and A. Debrun, "Idiopathic scoliosis and breast asymmetry," *Journal of Plastic Reconstructive and Aesthetic Surgery*, vol. 62, pp. 1303-1308, Oct 2009.
- [10] T. G. Lowe, M. Edgar, J. Y. Margulies, N. H. Miller, V. J. Raso, K. A. Reinker, and C. H. Rivard, "Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 82-A, pp. 1157-68, Aug 2000.
- [11] S. L. Weinstein, "Natural history," *Spine*, vol. 24, pp. 2592-600, Dec 15 1999.
- [12] E. J. Rogala, D. S. Drummond, and J. Gurr, "Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 60, pp. 173-6, Mar 1978.
- [13] T. Thulbourne and R. Gillespie, "The rib hump in idiopathic scoliosis. Measurement, analysis and response to treatment," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 58, pp. 64-71, Feb 1976.
- [14] W. P. Bunnell, "An objective criterion for scoliosis screening," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 66, pp. 1381-7, Dec 1984.
- [15] L. E. Amendt, K. L. Ause-Ellias, J. L. Eybers, C. T. Wadsworth, D. H. Nielsen, and S. L. Weinstein, "Validity and reliability testing of the Scoliometer," *Phys Ther*, vol. 70, pp. 108-17, Feb 1990.
- [16] G. A. Murrell, R. W. Coonrad, C. T. Moorman, 3rd, and R. D. Fitch, "An assessment of the reliability of the Scoliometer," *Spine*, vol. 18, pp. 709-12, May 1993.

- [17] P. Cote, B. G. Kreitz, J. D. Cassidy, A. K. Dzus, and J. Martel, "A study of the diagnostic accuracy and reliability of the Scoliometer and Adam's forward bend test," *Spine*, vol. 23, pp. 796-802; discussion 803, Apr 1 1998.
- [18] S. C. Huang, "Cut-off point of the Scoliometer in school scoliosis screening," *Spine*, vol. 22, pp. 1985-9, Sep 1 1997.
- [19] S. Willner, "Prevalence study of trunk asymmetries and structural scoliosis in 10-year-old school children," *Spine*, vol. 9, pp. 644-7, Sep 1984.
- [20] A. A. Hazebroek-Kampschreur, A. Hofman, A. P. van Dijk, and B. van Linge, "Prevalence of trunk abnormalities in eleven-year-old schoolchildren in Rotterdam, The Netherlands," *J Pediatr Orthop*, vol. 12, pp. 480-4, Jul-Aug 1992.
- [21] M. Vercauteren, M. Van Beneden, R. Verplaetse, P. Croene, D. Uyttendaele, and R. Verdonk, "Trunk asymmetries in a Belgian school population," *Spine*, vol. 7, pp. 555-62, Nov-Dec 1982.
- [22] J. R. Cobb, "Outline for the study of scoliosis," *Am Acad Orthop Surg Instruct Lect*, vol. 5, pp. 261-275, 1948.
- [23] M. Oda, S. Rauh, P. B. Gregory, F. N. Silverman, and E. E. Bleck, "The significance of roentgenographic measurement in scoliosis," *J Pediatr Orthop*, vol. 2, pp. 378-82, Oct 1982.
- [24] R. T. Morrissey, G. S. Goldsmith, E. C. Hall, D. Kehl, and G. H. Cowie, "Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 72, pp. 320-7, Mar 1990.
- [25] D. L. Carman, R. H. Browne, and J. G. Birch, "Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 72, pp. 328-33, Mar 1990.
- [26] M. S. Goldberg, B. Poitras, N. E. Mayo, H. Labelle, R. Bourassa, and R. Cloutier, "Observer variation in assessing spinal curvature and skeletal development in adolescent idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 13, pp. 1371-7, Dec 1988.
- [27] M. M. Doody, J. E. Lonstein, M. Stovall, D. G. Hacker, N. Luckyanov, and C. E. Lans, "Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study," *Spine* vol. 25, pp. 2052-63., 2000.
- [28] S. Parent, P. O. Newton, and D. R. Wenger, "Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing," *Instr Course Lect*, vol. 54, pp. 529-36, 2005.
- [29] M. Asher, S. M. Lai, D. Burton, and B. Manna, "The influence of spine and trunk deformity on preoperative idiopathic scoliosis patients' health-related quality of life questionnaire responses," *Spine*, vol. 29, pp. 861-8, Apr 15 2004.
- [30] M. Tones, N. Moss, and D. W. Polly, Jr., "A review of quality of life and psychosocial issues in scoliosis," *Spine*, vol. 31, pp. 3027-38, Dec 15 2006.
- [31] S. Negrini, "Bracing adolescent idiopathic scoliosis today," *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 3, pp. 107-11, May 2008.

- [32] D. E. Katz and A. A. Durrani, "Factors that influence outcome in bracing large curves in patients with adolescent idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 26, pp. 2354-61, Nov 1 2001.
- [33] D. E. Rowe, S. M. Bernstein, M. F. Riddick, F. Adler, J. B. Emans, and D. GardnerBonneau, "A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis," *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 79A, pp. 664-674, May 1997.
- [34] T. Rahman, J. R. Bowen, M. Takemitsu, and C. Scott, "The association between brace compliance and outcome for patients with idiopathic scoliosis," *J Pediatr Orthop*, vol. 25, pp. 420-2, Jul-Aug 2005.
- [35] C. J. Goldberg, F. E. Dowling, J. E. Hall, and J. B. Emans, "A statistical comparison between natural history of idiopathic scoliosis and brace treatment in skeletally immature adolescent girls," *Spine*, vol. 18, pp. 902-8, Jun 1 1993.
- [36] C. J. Goldberg, D. P. Moore, E. E. Fogarty, and F. E. Dowling, "Scoliosis: a review," *Pediatr Surg Int*, vol. 24, pp. 129-44, Feb 2008.
- [37] L. A. Karol, "Effectiveness of bracing in male patients with idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 26, pp. 2001-5, Sep 15 2001.
- [38] L. A. Dolan and S. L. Weinstein, "Surgical rates after observation and bracing for adolescent idiopathic scoliosis: an evidence-based review," *Spine*, vol. 32, pp. S91-S100, Sep 1 2007.
- [39] K. H. Bridwell, "Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis," *Spine*, vol. 24, pp. 2607-16, Dec 15 1999.
- [40] M. Hawes, "Impact of spine surgery on signs and symptoms of spinal deformity," *Pediatr Rehabil*, vol. 9, pp. 318-39, Oct-Dec 2006.
- [41] M. C. Hawes and J. P. O'Brien, "A century of spine surgery: what can patients expect?," *Disabil Rehabil*, vol. 30, pp. 808-17, 2008.
- [42] M. Asher, S. M. Lai, D. Burton, and B. Manna, "Maintenance of trunk deformity correction following posterior instrumentation and arthrodesis for idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 29, pp. 1782-8, Aug 15 2004.
- [43] R. K. Pratt, J. K. Webb, R. G. Burwell, and A. A. Cole, "Changes in surface and radiographic deformity after Universal Spine System for right thoracic adolescent idiopathic scoliosis: is rib-hump reassertion a mechanical problem of the thoracic cage rather than an effect of relative anterior spinal overgrowth?," *Spine*, vol. 26, pp. 1778-87, Aug 15 2001.
- [44] S. Delorme, P. Violas, J. Dansereau, J. de Guise, C. E. Aubin, and H. Labelle, "Preoperative and early postoperative three-dimensional changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis," *Eur Spine J*, vol. 10, pp. 101-7, Apr 2001.

- [45] U. Willers, E. E. Transfeldt, and R. Hedlund, "The segmental effect of Cotrel-Dubousset instrumentation on vertebral rotation, rib hump and the thoracic cage in idiopathic scoliosis," *Eur Spine J*, vol. 5, pp. 387-93, 1996.
- [46] S. H. Chen, T. J. Huang, Y. Y. Lee, and R. W. Hsu, "Pulmonary function after thoracoplasty in adolescent idiopathic scoliosis," *Clin Orthop Relat Res*, pp. 152-61, Jun 2002.
- [47] M. Edgar, "A new classification of adolescent idiopathic scoliosis," *Lancet*, vol. 360, pp. 270-1, Jul 27 2002.
- [48] L. G. Lenke, R. R. Betz, K. H. Bridwell, D. H. Clements, J. Harms, T. G. Lowe, and H. L. Shufflebarger, "Intraobserver and interobserver reliability of the classification of thoracic adolescent idiopathic scoliosis," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 80, pp. 1097-106, Aug 1998.
- [49] I. A. Stokes, A. P. Sangole, and C. E. Aubin, "Classification of scoliosis deformity three-dimensional spinal shape by cluster analysis," *Spine*, vol. 34, pp. 584-90, Mar 15 2009.
- [50] H. A. King, J. H. Moe, D. S. Bradford, and R. B. Winter, "The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 65, pp. 1302-13, Dec 1983.
- [51] R. J. Cummings, E. A. Loveless, J. Campbell, S. Samelson, and J. M. Mazur, "Interobserver reliability and intraobserver reproducibility of the system of King et al. for the classification of adolescent idiopathic scoliosis," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 80, pp. 1107-11, Aug 1998.
- [52] L. G. Lenke, R. R. Betz, J. Harms, K. H. Bridwell, D. H. Clements, T. G. Lowe, and K. Blanke, "Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 83-A, pp. 1169-81, Aug 2001.
- [53] M. Ogon, K. Giesinger, H. Behensky, C. Wimmer, M. Nogler, C. M. Bach, and M. Krismer, "Interobserver and intraobserver reliability of Lenke's new scoliosis classification system," *Spine*, vol. 27, pp. 858-62, Apr 15 2002.
- [54] B. S. Richards, D. J. Sucato, D. E. Konigsberg, and J. A. Ouellet, "Comparison of reliability between the Lenke and King classification systems for adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not premeasured," *Spine*, vol. 28, pp. 1148-56; discussion 1156-7, Jun 1 2003.
- [55] J. Dubousset, G. Charpak, I. Dorion, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, G. Kalifa, and S. Fery, "[A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]," *Bull Acad Natl Med*, vol. 189, pp. 287-97; discussion 297-300, Feb 2005.
- [56] G. Kalifa, Y. Charpak, C. Maccia, E. Fery-Lemonnier, J. Bloch, J. M. Boussard, M. Attal, J. Dubousset, and C. Adamsbaum, "Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children," *Pediatr Radiol*, vol. 28, pp. 557-61, Jul 1998.

- [57] F. Cheriet, C. Laporte, S. Kadoury, H. Labelle, and J. Dansereau, "A novel system for thE 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 54, pp. 1356-8, Jul 2007.
- [58] S. Kadoury, F. Cheriet, C. Laporte, and H. Labelle, "A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities," *Med Biol Eng Comput*, vol. 45, pp. 591-602, Jun 2007.
- [59] S. Delorme, Y. Petit, J. A. de Guise, H. Labelle, C. E. Aubin, and J. Dansereau, "Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 50, pp. 989-98, Aug 2003.
- [60] S. Benameur, M. Mignotte, H. Labelle, and J. A. De Guise, "A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3-D biplanar reconstruction of the scoliotic spine," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 52, pp. 2041-57, Dec 2005.
- [61] L. T. Cook, A. A. DeSmet, M. A. Tarlton, and S. L. Fritz, "Assessment of scoliosis using three-dimensional analysis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-28, pp. 366-371, 1981.
- [62] H. Labelle, J. Dansereau, C. Bellefleur, and J. C. Jequier, "Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages," *Eur Spine J*, vol. 4, pp. 88-94, 1995.
- [63] B. Andre, J. Dansereau, and H. Labelle, "Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine," *Journal of Biomechanics*, vol. 27, pp. 1023-1035, 1994.
- [64] C. E. Aubin, J. Dansereau, F. Parent, H. Labelle, and J. A. de Guise, "Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine," *Med Biol Eng Comput*, vol. 35, pp. 611-8, Nov 1997.
- [65] J. Dansereau and I. A. Stokes, "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage," *J Biomech*, vol. 21, pp. 893-901, 1988.
- [66] I. A. Stokes, J. Dansereau, and M. S. Moreland, "Rib cage asymmetry in idiopathic scoliosis," *J Orthop Res*, vol. 7, pp. 599-606, 1989.
- [67] Y. I. Abdel-Aziz and H. M. Karara, "Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry," in *ASP/UI Symp. on CloseRange Photogrammetry*, Univ. of Illinois at UrbanaChampaign, Urbana, Illinois, 1971, pp. 1-18.
- [68] S. Benameur, M. Mignotte, S. Parent, H. Labelle, W. Skalli, and J. de Guise, "3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models," *Comput Med Imaging Graph*, vol. 27, pp. 321-37, Sep-Oct 2003.
- [69] J. Boisvert, F. Cheriet, X. Pennec, H. Labelle, and N. Ayache, "Geometric variability of the scoliotic spine using statistics on articulated shape models," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 27, pp. 557-68, Apr 2008.

- [70] V. Doré, "Prétraitements adaptatifs des radiographies pour la segmentation des pédicules sur la vue postéro-antérieure de patients atteints de scoliose idiopathique adolescente," PhD, École de Technologie Supérieure, Montréal (Canada), 2009.
- [71] D. Mitton, C. Landry, S. Véron, W. Skalli, F. Lavaste, and J. De Guise, "3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 38, pp. 133-139, 2000.
- [72] E. Marcil, "Incorporation du déplacement du patient dans la reconstruction radiographique tridimensionnelle de la cage thoracique et du rachis humain," M.Sc.A., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), 1996.
- [73] S. Mouren, "Reconstruction à trois dimensions biplanaire de cages thoraciques scoliotiques à l'aide de modèles déformables de cotés," M.Sc.A., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), 2003.
- [74] S. Benameur, M. Mignotte, F. Destrempe, and J. A. De Guise, "Three-dimensional biplanar reconstruction of scoliotic rib cage using the estimation of a mixture of probabilistic prior models," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 52, pp. 1713-28, Oct 2005.
- [75] S. Laporte, W. Skalli, B. Aubert, S. Bertrand, and D. Mitton, "3D reconstruction of the rib cage from biplanar X-rays," *Proceedings of the 18th International Congress on Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2004.
- [76] D. Mitton, K. Zhao, S. Bertrand, C. Zhao, S. Laporte, C. Yang, K. N. An, and W. Skalli, "3D reconstruction of the ribs from lateral and frontal X-rays in comparison to 3D CT-scan reconstruction," *J Biomech*, vol. 41, pp. 706-10, 2008.
- [77] I. A. Stokes, "Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity," *Spine*, vol. 19, pp. 236-48, Jan 15 1994.
- [78] M. Kanayama, S. Tadano, K. Kaneda, T. Ukai, and K. Abumi, "A mathematical expression of three-dimensional configuration of the scoliotic spine," *J Biomech Eng*, vol. 118, pp. 247-52, May 1996.
- [79] P. Poncet, J. L. Jaremko, J. Ronsky, J. Harder, J. Dansereau, H. Labelle, and R. F. Zernicke, "Prediction of spinal deformity in scoliosis from geometric torsion," *Stud Health Technol Inform*, vol. 91, pp. 64-7, 2002.
- [80] C. L. Nash, Jr. and J. H. Moe, "A study of vertebral rotation," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 51, pp. 223-9, Mar 1969.
- [81] I. A. Stokes, L. C. Bigelow, and M. S. Moreland, "Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis," *Spine*, vol. 11, pp. 213-8, Apr 1986.
- [82] R. F. Closkey and A. B. Schultz, "Rib cage deformities in scoliosis: spine morphology, rib cage stiffness, and tomography imaging," *J Orthop Res*, vol. 11, pp. 730-7, Sep 1993.
- [83] G. Erkula, P. D. Sponseller, and A. E. Kiter, "Rib deformity in scoliosis," *Eur Spine J*, vol. 12, pp. 281-7, Jun 2003.

- [84] H. Labelle, J. Dansereau, C. Bellefleur, and B. Poitras, "Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage," *Spine*, vol. 21, pp. 59-64, Jan 1 1996.
- [85] C. E. Aubin, J. Dansereau, J. A. de Guise, and H. Labelle, "Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 22, pp. 629-35, Mar 15 1997.
- [86] S. B. Roberts and P. H. Chen, "Global geometric characteristics of typical human ribs," *J Biomech*, vol. 5, pp. 191-201, Mar 1972.
- [87] T. A. Wilson, K. Rehder, S. Krayer, E. A. Hoffman, C. G. Whitney, and J. R. Rodarte, "Geometry and respiratory displacement of human ribs," *J Appl Physiol*, vol. 62, pp. 1872-7, May 1987.
- [88] J. Jaremko, S. Delorme, J. Dansereau, H. Labelle, J. Ronsky, P. Poncet, J. Harder, R. Dewar, and R. F. Zernicke, "Use of Neural Networks to Correlate Spine and Rib Deformity in Scoliosis," *Comput Methods Biomed Engin*, vol. 3, pp. 203-213, 2000.
- [89] P. Poncet, J. Dansereau, and H. Labelle, "Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification," *Spine*, vol. 26, pp. 2235-43, Oct 15 2001.
- [90] L. Duong, F. Cheriet, and H. Labelle, "Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering," *Spine*, vol. 31, pp. 923-930, Apr 2006.
- [91] I. V. Adair, M. C. Van Wijk, and G. W. Armstrong, "Moire topography in scoliosis screening," *Clin Orthop Relat Res*, pp. 165-71, Nov-Dec 1977.
- [92] S. Willner, "Moire topography--a method for school screening of scoliosis," *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 95, pp. 181-5, 1979.
- [93] M. S. Moreland, M. H. Pope, D. G. Wilder, I. Stokes, and J. W. Frymoyer, "Moire fringe topography of the human body," *Med Instrum*, vol. 15, pp. 129-32, Mar-Apr 1981.
- [94] J. S. Daruwalla and P. Balasubramaniam, "Moire topography in scoliosis. Its accuracy in detecting the site and size of the curve," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 67, pp. 211-3, Mar 1985.
- [95] M. Batouche, R. Benlamri, and M. K. Kholladi, "A computer vision system for diagnosing scoliosis using moire images," *Comput Biol Med*, vol. 26, pp. 339-53, Jul 1996.
- [96] W. Frobin and E. Hierholzer, "Rasterstereography: a photogrammetric method for measurement of body surfaces," *J Biol Photogr*, vol. 51, pp. 11-7, Jan 1983.
- [97] C. J. Goldberg, M. Kaliszer, D. P. Moore, E. E. Fogarty, and F. E. Dowling, "Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis," *Spine*, vol. 26, pp. E55-63, Feb 15 2001.
- [98] A. R. Turner-Smith, "A television/computer three-dimensional surface shape measurement system," *J Biomech*, vol. 21, pp. 515-29, 1988.

- [99] I. Weisz, R. J. Jefferson, A. R. Turner-Smith, G. R. Houghton, and J. D. Harris, "ISIS scanning: a useful assessment technique in the management of scoliosis," *Spine*, vol. 13, pp. 405-8, Apr 1988.
- [100] A. R. Turner-Smith, J. D. Harris, G. R. Houghton, and R. J. Jefferson, "A method for analysis of back shape in scoliosis," *J Biomech*, vol. 21, pp. 497-509, 1988.
- [101] T. N. Theologis, J. C. Fairbank, A. R. Turner-Smith, and T. Pantazopoulos, "Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the Integrated Shape Imaging System scanner," *Spine*, vol. 22, pp. 1223-7; discussion 1228, Jun 1 1997.
- [102] S. J. Tredwell and M. Bannon, "The use of the ISIS optical scanner in the management of the braced adolescent idiopathic scoliosis patient," *Spine*, vol. 13, pp. 1104-5, Oct 1988.
- [103] R. J. Jefferson, I. Weisz, A. R. Turner-Smith, J. D. Harris, and G. R. Houghton, "Scoliosis surgery and its effect on back shape," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 70, pp. 261-6, Mar 1988.
- [104] E. G. Dawson, M. A. Kropf, G. Purcell, J. M. Kabo, L. E. Kanim, and C. Burt, "Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis," *Spine*, vol. 18, pp. 326-31, Mar 1 1993.
- [105] P. Poncet, S. Delorme, J. L. Ronsky, J. Dansereau, G. Lynch, J. Harder, R. D. Dewar, H. Labelle, P. H. Gu, and R. F. Zernicke, "Reconstruction of laser-scanned 3D torso topography and stereoradiographical spine and rib-cage geometry in scoliosis," *Comput Methods Biomed Engin*, vol. 4, pp. 59-75, 2000.
- [106] V. Pazos, F. Cheriet, H. Labelle, and J. Dansereau, "3D reconstruction and analysis of the whole trunk surface for non-invasive follow-up of scoliotic deformities," *Stud Health Technol Inform*, vol. 91, pp. 296-9, 2002.
- [107] V. Pazos, F. Cheriet, L. Song, H. Labelle, and J. Dansereau, "Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system," *Med Biol Eng Comput*, vol. 43, pp. 11-5, Jan 2005.
- [108] I. A. Stokes, J. G. Armstrong, and M. S. Moreland, "Spinal deformity and back surface asymmetry in idiopathic scoliosis," *J Orthop Res*, vol. 6, pp. 129-37, 1988.
- [109] N. Suzuki, K. Inami, T. Ono, K. Kohno, and M. Asher, "Analysis of Posterior Trunk Symmtery Index (POTSI) in scoliosis. Part 1.," *Stud Health Technol Inform*, vol. 59, pp. 81-84, 1999.
- [110] K. Inami, N. Suzuki, Y. Yamashita, T. Ono, K. Kohno, and H. Morisue, "Analysis of Posterior Trunk Symmtery Index (POTSI) in scoliosis. Part 2.," *Stud Health Technol Inform*, vol. 59, pp. 85-88, 1999.
- [111] M. F. Minguez, M. Buendia, R. M. Cibrian, R. Salvador, M. Laguia, A. Martin, and F. Gomar, "Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis," *Eur Spine J*, vol. 16, pp. 73-82, Jan 2007.

- [112] W. Frobin and E. Hierholzer, "Analysis of human back shape using surface curvatures," *J Biomech*, vol. 15, pp. 379-90, 1982.
- [113] B. Drerup and E. Hierholzer, "Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system," *J Biomech*, vol. 20, pp. 961-70, 1987.
- [114] B. Drerup and E. Hierholzer, "Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominens from surface curvature," *J Biomech*, vol. 18, pp. 467-74, 1985.
- [115] J. Thériault, "Analyse automatique des déformations scoliotiques par topographie de surface," M. Sc. A., Institut de génie biomédical, École Polytechnique Montréal, 2008.
- [116] P. O. Ajemba, N. G. Durdle, and V. J. Raso, "Characterizing Torso Shape Deformity in Scoliosis Using Structured Splines Models," *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, pp. 1652-1662, Jun 2009.
- [117] P. O. Ajemba, N. G. Durdle, and V. James Raso, "Clinical monitoring of torso deformities in scoliosis using structured splines models," *Med Biol Eng Comput*, vol. 46, pp. 1201-8, Dec 2008.
- [118] G. E. Gorton, M. L. Young, and P. D. Masso, "Accuracy, Reliability and Validity of a 3D Scanner for Assessing Torso Shape in Idiopathic Scoliosis.," *Spine*, 24 Oct 2011.
- [119] V. Pazos, F. Cheriet, J. Dansereau, J. Ronsky, R. F. Zernicke, and H. Labelle, "Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions," *Eur Spine J*, vol. 16, pp. 1882-91, Nov 2007.
- [120] J. L. Jaremko, P. Poncet, J. Ronsky, J. Harder, J. Dansereau, H. Labelle, and R. F. Zernicke, "Estimation of spinal deformity in scoliosis from torso surface cross sections," *Spine*, vol. 26, pp. 1583-91, Jul 15 2001.
- [121] T. Ono, "[Trunk deformity in scoliosis studied by surface measurement]," *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, vol. 69, pp. 915-26, Oct 1995.
- [122] J. L. Jaremko, P. Poncet, J. Ronsky, J. Harder, J. Dansereau, H. Labelle, and R. F. Zernicke, "Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 17, pp. 559-68, Oct 2002.
- [123] P. Patias, T. Grivas, A. Kaspiris, C. Aggouris, and E. Drakoutos, "A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices," *Scoliosis.*, vol. 5, p. 12., Jun 29 2010.
- [124] X. Liu, J. Thometz, R. Lyon, and J. Klein, "Functional classification of patients with idiopathic scoliosis assessed by the Quantec system: a discriminant functional analysis to determine patient curve magnitude," *Spine*, vol. 26, 2001.
- [125] L. Ramirez, N. G. Durdle, V. J. Raso, and D. L. Hill, "A support vector machines classifier to assess the severity of idiopathic scoliosis from surface topography," *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, vol. 10, pp. 84-91, 2006.

- [126] P. Ajemba, N. Durdle, D. Hill, and J. Raso, "Classifying torso deformity in scoliosis using orthogonal maps of the torso," *Medical and biological engineering and computing*, vol. 45, pp. 575-584, 2007.
- [127] J. G. Thometz, R. Lamdan, X. C. Liu, and R. Lyon, "Relationship between Quantec measurement and Cobb angle in patients with idiopathic scoliosis," *J Pediatr Orthop*, vol. 20, pp. 512-6, Jul-Aug 2000.
- [128] J. E. Pruijs, W. Keessen, R. van der Meer, J. C. van Wieringen, and M. A. Hageman, "School screening for scoliosis: methodologic considerations. Part 1: External measurements," *Spine*, vol. 17, pp. 431-6, Apr 1992.
- [129] L. Samuelsson and L. Noren, "Trunk rotation in scoliosis. The influence of curve type and direction in 150 children," *Acta Orthop Scand*, vol. 68, pp. 273-6, Jun 1997.
- [130] D. J. Pearsall, J. G. Reid, and D. M. Hedden, "Comparison of three noninvasive methods for measuring scoliosis," *Phys Ther*, vol. 72, pp. 648-57, Sep 1992.
- [131] N. D. Scutt, P. H. Dangerfield, and J. C. Dorgan, "The relationship between surface and radiological deformity in adolescent idiopathic scoliosis: effect of change in body position," *Eur Spine J*, vol. 5, pp. 85-90, 1996.
- [132] I. A. Stokes and M. S. Moreland, "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*, vol. 69, pp. 203-11, Feb 1987.
- [133] I. A. Stokes and M. S. Moreland, "Concordance of back surface asymmetry and spine shape in idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 14, pp. 73-8, Jan 1989.
- [134] J. L. Jaremko, P. Poncet, J. Ronsky, J. Harder, J. Dansereau, H. Labelle, and R. F. Zernicke, "Genetic algorithm-neural network estimation of cobb angle from torso asymmetry in scoliosis," *J Biomech Eng*, vol. 124, pp. 496-503, Oct 2002.
- [135] C. Bergeron, F. Cheriet, J. Ronsky, R. Zernicke, and H. Labelle, "Prediction of anterior scoliotic spinal curve from trunk surface using support vector regression," *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 18, pp. 973-983, 2005.
- [136] F. Plourde, "Detection semi-automatique des contours des cotes a partir de radiographies thoraciques postero-anterieures de patients scoliotiques," M.Sc.A., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), 2007.
- [137] J. O. Ramsay and B. W. Silverman, *Functional data analysis*. New-York: Springer, 2002.
- [138] R. Roaf, "Rotation movements of the spine with special reference to scoliosis," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 40-B, pp. 312-32, May 1958.
- [139] J. Dansereau, A. Beauchamp, J. De Guise, and H. Labelle, "Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographic and imaging techniques," in *16th conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering*, Toronto, Canada, 1990, pp. 61-64.

- [140] V. Pomero, D. Mitton, S. Laporte, J. A. de Guise, and W. Skalli, "Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 19, pp. 240-7, Mar 2004.
- [141] R. Dumas, B. Blanchard, R. Carlier, C. G. de Loubresse, J. C. Le Huec, C. Marty, M. Moinard, and J. M. Vital, "A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study," *Med Biol Eng Comput*, vol. 46, pp. 85-92, Jan 2008.
- [142] J. Boisvert, F. Cheriet, X. Pennec, H. Labelle, and N. Ayache, "Articulated spine models for 3-D reconstruction from partial radiographic data," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 55, pp. 2565-74, Nov 2008.
- [143] S. Kadoury, F. Cheriet, J. Dansereau, and H. Labelle, "Three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine and pelvis from uncalibrated biplanar x-ray images," *J Spinal Disord Tech*, vol. 20, pp. 160-7, Apr 2007.
- [144] W. P. Bunnell, "Outcome of spinal screening," *Spine*, vol. 18, pp. 1572-80, Sep 15 1993.
- [145] G. P. Pal, "Mechanism of production of scoliosis. A hypothesis," *Spine*, vol. 16, pp. 288-92, Mar 1991.
- [146] J. A. Sevastik, S. Aaro, and H. Normelli, "Scoliosis. Experimental and clinical studies," *Clin Orthop Relat Res*, pp. 27-34, Dec 1984.
- [147] T. B. Grivas, E. S. Vasiliadis, C. Mihas, and O. Savvidou, "The effect of growth on the correlation between the spinal and rib cage deformity: implications on idiopathic scoliosis pathogenesis," *Scoliosis*, vol. 2, p. 11, 2007.
- [148] C. Bellefleur, J. Dansereau, A. Koller, and H. Labelle, "Evaluation of the efficiency of patient stabilization devices for 3D X-ray reconstruction of the spine and rib cage," *Stud Health Technol Inform*, vol. 88, pp. 127-31, 2002.
- [149] E. Vallieres, "The costovertebral angle," *Thorac Surg Clin*, vol. 17, pp. 503-10, Nov 2007.
- [150] F. Poulin, "Reconstruction et modélisation du col costal à l'aide de radiographies numériques," Baccalauréat, École Polytechnique, Montréal (Canada), 1996.
- [151] G. M. Graeber and M. Nazim, "The anatomy of the ribs and the sternum and their relationship to chest wall structure and function," *Thorac Surg Clin*, vol. 17, pp. 473-89, vi, Nov 2007.
- [152] K. Rohr, H. S. Stiehl, R. Sprengel, T. M. Buzug, J. Weese, and M. H. Kuhn, "Landmark-based elastic registration using approximating thin-plate splines," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, pp. 526-534, 2001.
- [153] H. Labelle, C. Bellefleur, J. Joncas, C. E. Aubin, and F. Cheriet, "Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study," *Spine*, vol. 32, pp. 835-43, Apr 15 2007.
- [154] F. Plourde, F. Cheriet, and J. Dansereau, "Semi-automatic detection of scoliotic rib borders using chest radiographs," *Stud Health Technol Inform*, vol. 123, pp. 533-7, 2006.

- [155] X. C. Liu, J. G. Thometz, R. M. Lyon, and L. McGrady, "Effects of trunk position on back surface-contour measured by raster stereophotography," *Am J Orthop*, vol. 31, pp. 402-6, Jul 2002.
- [156] F. Berryman, P. Pynsent, J. Fairbank, and S. Disney, "A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis," *Eur Spine J*, vol. 17, pp. 663-72, May 2008.
- [157] T. N. Theologis, R. J. Jefferson, A. H. Simpson, A. R. Turner-Smith, and J. C. Fairbank, "Quantifying the cosmetic defect of adolescent idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 18, pp. 909-12, Jun 1 1993.
- [158] R. G. Burwell, R. K. Aujla, A. A. Cole, A. S. Kirby, R. K. Pratt, J. K. Webb, and A. Moulton, "Back shape assessment in each of three positions in preoperative patients with adolescent idiopathic scoliosis: evaluation of a 10-level Scoliometer method interpolated to 18-levels," *Stud Health Technol Inform*, vol. 91, pp. 119-22, 2002.
- [159] P. H. Dangerfield, L. Williams, J. C. Dorgan, and S. Rajasekaran, "Multiple spinal level measurement of body-surface deformity in scoliosis," in *Surface Topography and Spinal Deformity VI*, A. Alberti, B. Drerup, and E. Hierholzer, Eds., ed, 1992, pp. 212-216.
- [160] J. O. Ramsay and C. J. Dalzell, "Some tools for functional data-analysis," *Journal of the Royal Statistical Society Series B-Methodological*, vol. 53, pp. 539-572, 1991.
- [161] J. J. Song, H. J. Lee, J. S. Morris, and S. H. Kang, "Clustering of time-course gene expression data using functional data analysis," *Computational Biology and Chemistry*, vol. 31, pp. 265-274, Aug 2007.
- [162] C. Park, J. Y. Koo, S. Kim, I. Sohn, and J. W. Lee, "Classification of gene functions using support vector machine for time-course gene expression data," *Computational Statistics & Data Analysis*, vol. 52, pp. 2578-2587, Jan 2008.
- [163] A. Duhamel, P. Devos, J. L. Bourriez, C. Preda, L. Defebvre, and R. Beuscart, "Functional data analysis for gait curves study in Parkinson's disease," in *Ubiquity: Technologies for Better Health in Aging Societies*. vol. 124, A. Hasman, R. Haux, J. VanderLei, E. DeClercq, and F. H. R. France, Eds., ed, 2006, pp. 569-574.
- [164] J. Roislien, O. Skare, M. Gustavsen, N. L. Broch, L. Rennie, and A. Opheim, "Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data," *Gait & Posture*, vol. 30, pp. 441-445, Nov 2009.
- [165] O. A. Donoghue, A. J. Harrison, N. Coffey, and K. Hayes, "Functional data analysis of running kinematics in chronic Achilles tendon injury," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 40, pp. 1323-1335, Jul 2008.
- [166] A. Fitzgibbon, M. Pilu, and R. B. Fisher, "Direct least square fitting of ellipses," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 21, pp. 476-480, May 1999.
- [167] L. Seoud, J. Dansereau, H. Labelle, and F. Cheriet, "A Novel Method for Non Invasive Clinical Assessment of Scoliosis from Trunk Shape Analysis," *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, Submitted in Jan. 2012.

- [168] P. E. Shrout and J. L. Fleiss, "Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability," *Psychol Bull.*, vol. 86, pp. 420-8., Mar 1979.
- [169] J. P. Weir, "Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM," *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 19, pp. 231-240, Feb 2005.
- [170] W. G. Hopkins, "Measures of reliability in sports medicine and science," *Sports Medicine*, vol. 30, pp. 1-15, Jul 2000.
- [171] P. Stagnara, *Spinal deformity*. London: Butterworths, 1988.
- [172] C. Grosso, S. Negrini, A. Boniolo, and A. A. E. Negrini, "The validity of clinical examination in adolescent spinal deformities.,," *Studies in health technology and informatics*, vol. 91, pp. 123-5, 2002.
- [173] I. A. F. Stokes, A. P. Sangole, and C. E. Aubin, "Classification of Scoliosis Deformity Three-Dimensional Spinal Shape by Cluster Analysis," *Spine*, vol. 34, pp. 584-590, Mar 2009.
- [174] H. A. King, J. H. Moe, D. S. Bradford, and R. B. Winter, "The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis," *J Bone Joint Surg [Am]*, vol. 65, pp. 1302-13, 1983.
- [175] J. L. Jaremko, P. Poncet, J. Ronsky, J. Harder, J. Dansereau, H. Labelle, and R. F. Zernicke, "Comparison of Cobb angles measured manually, calculated from 3-D spinal reconstruction, and estimated from torso asymmetry," *Comput Methods Biomed Engin*, vol. 5, pp. 277-81, Aug 2002.
- [176] L. Seoud, J. Dansereau, H. Labelle, and F. Cheriet, "Multilevel analysis of trunk surface measurements for non-invasive assessment of scoliosis deformities," *Spine*, vol. Epub ahead of print, 2012.
- [177] D. B. Hitchcock, J. G. Booth, and G. Casella, "The effect of pre-smoothing functional data on cluster analysis," *Journal of Statistical Computation and Simulation*, vol. 77, pp. 1089-1101, Nov-Dec 2007.
- [178] T. Tarpey and K. K. J. Kinateder, "Clustering functional data," *Journal of Classification*, vol. 20, pp. 93-114, 2003.
- [179] L. Ferreira and D. B. Hitchcock, "A Comparison of Hierarchical Methods for Clustering Functional Data," *Communications in Statistics-Simulation and Computation*, vol. 38, pp. 1925-1949, 2009.
- [180] Y. Zhao and G. Karypis, "Data clustering in life sciences," *Molecular Biotechnology*, vol. 31, pp. 55-80, Sep 2005.
- [181] M. Halkidi, Y. Batistakis, and M. Vazirgiannis, "On clustering validation techniques," *Journal of Intelligent Information Systems*, vol. 17, pp. 107-145, 2001.
- [182] S. Loncaric, "A survey of shape analysis techniques," *Pattern Recognition*, vol. 31, pp. 983-1001, Aug 1998.

- [183] M. Asher, S. Min Lai, and D. Burton, "The reliability and concurrent validity of the scoliosis research society-22 patient questionnaire for idiopathic scoliosis.,," *Spine*, vol. 28, pp. 63-9, 2003.
- [184] J. O. Sanders, J. J. Harrast, and T. R. Kuklo, "The Spinal Appearance Questionnaire: results of reliability, validity, and responsiveness testing in patients with idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 32, pp. 2719-22, 2007.
- [185] V. Pazos, F. Miled, P. Debanne, and F. Cheriet, "Analysis of trunk external asymmetry in side-bending," presented at the IRSSD, Liverpool, 2008.
- [186] S. Laporte, W. Skalli, J. A. de Guise, F. Lavaste, and D. Mitton, "A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur," *Comput Methods Biomed Engin*, vol. 6, pp. 1-6, Feb 2003.
- [187] N. Tardif, "Evaluation de la methode integree de reconstruction des geometries interne et externe du tronc par radiographie et systeme d'imagerie au laser," M.Sc.A., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), 2002.

ANNEXE 1 – COMPARAISON DES DIFFERENTES METHODES DE RECONSTRUCTION 3D DE LA CAGE THORACIQUE

Les quelques travaux qui portent sur la reconstruction 3D de la cage thoracique sont revus et analysés dans la présente sous-section, et leurs caractéristiques sont résumées dans un tableau comparatif.

La première méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique proposée dans la littérature [65] se base sur deux radiographies postéro-antérieures, PA et PA20 du tronc en position debout. Le choix précis de ces incidences réside dans la possibilité de visualiser l'ensemble des côtes, sur toute leur longueur, contrairement à un cliché latéral. Sur chacune de ces radiographies, 11 points sont numérisés manuellement sur la ligne médiane de chaque côte (ligne fictive se projetant entre les contours des côtes sur les radiographies). Ces points sont ensuite interpolés par une spline cubique sur laquelle 60 points par côtes sont discrétisés. Les 60 points sont ensuite appariés entre les deux vues moyennant l'algorithme DLT et reconstruits en 3D par triangulation. Cette méthode a ensuite été améliorée, pour incorporer le mouvement des patients entre les deux acquisitions radiographiques. En effet, pour compenser le déplacement dû à la respiration, une translation et une mise à l'échelle des côtes sur les radiographies a été introduite [72]. Cependant, cette technique de reconstruction présente plusieurs limitations, à commencer par la longue et fastidieuse numérisation manuelle des radiographies. En effet, 264 points au total doivent être identifiés sur chacune des images, ce qui peut durer plus de 2h par cas. De plus, cette tâche manuelle s'accompagne nécessairement d'une variabilité inter et intra opérateur. D'un autre côté, la faible disparité entre les incidences PA et PA20 rend la reconstruction très sensible aux erreurs de numérisation ce qui entraîne des erreurs de reconstruction notamment selon la profondeur [64]. À cela s'ajoute le fait que la radiographie PA20 est non standard et nécessite le déplacement du tube à rayons X entre les acquisitions. De plus, pour réaliser la reconstruction 3D de la cage thoracique et de la colonne vertébrale, cela entraîne une triple exposition aux radiations ionisantes, et donc limite l'usage de la PA20.

Pour pallier aux inconvénients inhérents à la PA20, les méthodes qui ont été proposées par la suite se basent toutes sur les radiographies standards PA et LAT, couramment utilisées en clinique, notamment pour la reconstruction 3D de la colonne vertébrale. Cependant, l'importante superposition des structures osseuses sur le cliché latéral réduit considérablement la visibilité des côtes. Pour compenser ce manque d'information, les méthodes proposées font usage d'information *a priori* sur la forme tridimensionnelle des côtes [73] ou de la cage thoracique au complet [74, 75], moyennant des modèles 3D. Ces modèles déformables 3D utilisés en [73] et [74] ont été obtenus statistiquement sur une base de données de 538 et 532 reconstructions de cages thoraciques de patients scoliotiques, respectivement. Ces dernières ont été reconstruites moyennant la méthode proposée en [65], dont nous venons de présenter les limites, au paragraphe précédent. Ceci remet donc en question la fiabilité des modèles *a priori* employés. Dans le cas de l'approche exposée en [75] et validée en [76], le modèle *a priori* n'est autre qu'une reconstruction tomodensitométrique d'une cage thoracique. Aucune information quant à l'origine et aux caractéristiques de cette dernière n'a été mentionnée. Toutefois, une reconstruction unique ne permet pas d'approximer la diversité anatomique liée à l'âge et aux diverses déformations scoliotiques possibles.

Concernant les techniques de reconstruction basée sur des modèles *a priori*, elles diffèrent d'une étude à l'autre. Tout d'abord, en [73], l'auteur propose une détection automatique des contours de côtes sur la PA, moyennant un filtre de Canny et des prétraitements variés, ainsi qu'une identification manuelle sur la LAT de 3 points par côte, le long de la ligne médiane dans la section postérieure. La reconstruction consiste alors à déformer itérativement le modèle 3D de chaque côte, successivement, jusqu'à obtenir une superposition optimale entre la rétro projection du modèle déformé et les contours et points de côtes sur les radiographies. Cela est réalisé par optimisation d'une fonction d'énergie. La validation de cette méthode a été réalisée de manière *in vitro*, moyennant des fantômes virtuels obtenus par simulation de radiographies sur 20 modèles 3D surfaciques de côtes. Cette méthodologie est cependant simpliste puisque les radiographies simulées ne contiennent que les côtes et donc la difficulté reliée à la visualisation des côtes sur la LAT est nettement amoindrie. Malgré cela, les distances point à surface obtenues entre les reconstructions et les modèles 3D de départ sont non négligeables, atteignant des maximums d'environ 2 cm, notamment sur les portions antérieures des côtes.

Dans la même lignée, la technique présentée en [74] utilise également une approche d'optimisation d'énergie de déformation, mais dans ce cas, c'est le modèle global de la cage thoracique au complet qui est déformé. L'intervention manuelle est nettement réduite, puisqu'il s'agit uniquement d'identifier des régions rectangulaires englobant la cage thoracique dans chacune des deux radiographies. Cela permet de reconstruire en 3D le centre de ces régions qui permet de positionner le modèle 3D dans le repère global avant de le déformer. La faiblesse de la validation réside dans la considération de la méthode proposée en [65] comme méthode de référence.

Finalement, l'approche proposée en [75] repose sur l'identification manuelle de 3 points stéréo-correspondants sur le sternum et la détection semi-automatique des contours postérieurs et latéraux de la cage thoracique, dans chacune des deux vues. Le modèle a priori est ensuite positionné en 3D et déformé moyennant un algorithme proposé en [186]. Ce dernier repose sur le même principe que l'algorithme des NSCP, mais considère non plus des repères ponctuels mais des contours, essentiellement d'os longs. Il a notamment été utilisé pour la reconstruction 3D du tibia. Pour revenir à la reconstruction de la cage thoracique abordée en [75], l'algorithme NSCC déforme itérativement le modèle générique jusqu'à ce que les contours 3D se projettent de façon optimale sur les contours 2D initialement détectés sur la radiographie PA. Une fois cette observation vérifiée, la projection du modèle 3D sur cette radiographie est corrigée manuellement afin de contraindre davantage la reconstruction. Les étapes sont ensuite répétées sur la radiographie latérale. Cette méthode requiert une intervention manuelle fréquente durant de processus de reconstruction, ce qui limite son utilisation. La technique proposée a ensuite été évaluée *in vitro*, sur 3 spécimens de cages thoraciques de sujets non-scoliotiques en considérant les reconstructions tomographiques de ces mêmes spécimens comme référence [76]. Les différences entre les reconstructions obtenues et la référence, en termes de paramètres morphologiques, sont en moyenne compris entre -6 mm et 3 mm, mais atteignent des valeurs de plus de 3cm. De plus, la variabilité inter opérateur évaluée, en termes d'écart-type, à 8mm pour la longueur des côtes démontre à quel point la méthode est sensible à l'intervention manuelle.

Afin de minimiser l'intervention manuelle, un algorithme de détection semi-automatique des contours de côtes sur les radiographies frontales de patients scoliotiques a été proposé [154].

L'initialisation requiert une identification manuelle de 4 points par côte, sur les extrémités antérieures et postérieures, sur les contours inférieurs et supérieurs. À partir de chacun de ces points, un suivi de contours avec branchements multiples est initié. Ensuite les quatre arbres de suivi sont traités de manière à sélectionner le couple de contours, supérieur et inférieur, le plus parallèle, représentant le contour final. Ce dernier peut ensuite être corrigé manuellement. La méthode a ensuite été testée sur 44 radiographies frontales de patients scoliotiques, en considérant comme référence la détection manuelle des côtes effectuée par un expert en radiologie. La précision moyenne obtenue est de 2.64 pixels et le temps de numérisation est réduit de manière considérable. Ce procédé de détection des contours de côtes n'a jusqu'à présent été utilisé dans aucun algorithme de reconstruction 3D de cage thoracique. Cependant, il serait avantageux de le faire.

Récapitulatif des méthodes de reconstruction 3D de cage thoracique. Les limitations de chaque méthode sont indiquées en rouge.

	RX	Calibrage	Primitives	Modèle <i>a priori</i>	Technique	Validation
Dansereau et al. 1988 [65]	PA - PA20	DLT avec plaques de plexiglas	Identification manuelle de 11 points par côte sur chaque vue	Aucun	Interpolation par spline cubique et discréétisation en 60 points. Mise en correspondance par contrainte épipolaire et reconstruction par DLT	in vitro. Échantillon : 7 spécimens de côtes, avec 11 billes radio opaques. Référence : reconstructions DLT à 11 points. Distances min point à point moyenne: 1.01 ± 0.72 mm
Marcil et al. 1997 [72]	PA - PA20	DLT avec plaques de plexiglas	Identification manuelle de 11 points par côte sur chaque vue	Aucun	Même algorithme que [65] avec compensation supplémentaire du mouvement du patient entre les acquisitions	in vitro. Échantillon : 3 spécimens de côtes. Référence : mesures à la CMM. Erreurs sur l'orientation des côtes entre -12° et 4° et leur longueur 3D <2 mm
Mouren 2003 [73]	PA – LAT	DLT	Détection automatique des contours en PA0 et identification manuelle de 3 points par côte en LAT	Modèles statistiques déformables de chaque côte, obtenus à partir de 538 reconstructions de cages thoraciques scolioïques PA-PA20	Reconstruction hiérarchique, par optimisation d'une fonction d'énergie jusqu'à obtenir un recalage 3D/2D optimal	in vitro sur 20 fantômes virtuels obtenus par simulation RX de modèles surfaciques 3D. Distances point à surface moyenne: 2.4 ± 0.5 mm et maximale : 20.1 ± 2.0 mm
Benameur et al. 2005 [74]	PA - LAT	DLT	Identification manuelle des rectangles englobant la cage thoracique dans chaque vue	Modèle statistique déformable de cage thoracique, obtenu à partir de 532 reconstructions de cages thoraciques scolioïques PA-PA20	Minimisation d'une fonction d'énergie de déformation jusqu'à obtenir un recalage 3D/2D optimal	in vivo. Échantillon : 20 patients scolioïques. Référence : reconstructions PA-PA20. Distances point à surface moyenne: 1.62 ± 0.5 mm et maximale : 3.62 ± 1.02 mm
Laporte et al. 2004 [75] Miton et al. 2008 [76]	PA - LAT	Explicite	Identification manuelle de 3 points sternoaux et détection semi-automatique des contours de la cage thoracique sur chaque vue	Reconstruction par CT-scan d'une cage thoracique	Reconstruction par triangulation des 3 points sternoaux, déformations du modèle 3D avec algorithme NSCC, jusqu'à obtenir un recalage 3D/2D optimal	in vitro. Échantillon : 3 spécimens de cages thoraciques, non scolioïques. Référence : reconstructions CT-scan. Différence moyenne de longueur 3D de côte : -6 ± 13.7 mm et maximale : 38 mm

ANNEXE 2 – COMPARAISON DES DIFFERENTES METHODES D’ACQUISITION ET DE RECONSTRUCTION DE LA SURFACE DU DOS ET DU TRONC

Tous les systèmes de topographie de la surface externe du dos ou du tronc présentés dans la littérature se basent sur la vision active. Contrairement à la vision passive qui consiste à tirer l’information de profondeur en exploitant uniquement le contenu de l’image, la vision active permet de contrôler l’illumination de la scène pour en extraire la forme tridimensionnelle. Il y a donc une interaction entre le système d’acquisition et la scène. Cette interaction consiste soit en une projection de lumière structurée soit en un balayage de la scène par un faisceau lumineux.

Les premiers travaux réalisés dans l’objectif d’évaluer les déformations scolioïques externes se basent sur la topographie de Moiré qui consiste à illuminer le dos du sujet à travers une fine grille. L’ombre de la grille éclairée est observée à travers cette même grille, ce qui produit des franges à la surface du dos. Leur phase étant proportionnelle à la distance les séparant de la grille, les franges représentent donc des lignes de niveaux. Contrairement à un sujet sain, sur le dos d’un sujet scolioïque, on remarque une asymétrie droite-gauche des franges. Ceci a largement été exploité pour le dépistage de la scoliose [91-95]. Selon [91], la méthode de Moiré permet une meilleure détection de la scoliose (avec 6% de faux négatifs) que le test de flexion antérieure (avec 53% de faux négatifs). Cependant, le pourcentage de faux positifs, évalué à 25%, est tout de même considérable. Ceci s’explique par la sensibilité du système au positionnement du patient. Un appareil de positionnement a été introduit par la suite [93], ce qui a augmenté la spécificité de la technique. Les avantages de la méthode de Moiré résident essentiellement dans la simplicité, le faible coût, et la rapidité des acquisitions. Toutefois, malgré le système de positionnement, elle reste sensible à la position du sujet, et l’interprétation des images en résultant n’est pas très intuitive.

Conséquemment, la technique de raster-stéréographie a été introduite [96]. Basée sur le même principe de stéréovision, elle consiste à reconstruire en 3D la topographie du dos moyennant une caméra et un projecteur. Ce dernier projette un patron représentant soit des lignes parallèles soit un quadrillage bien déterminé. Ainsi, il est possible de reconstruire chaque intersection du

quadrillage projeté en identifiant sa position sur l'image acquise par la caméra et son numéro ou sa position dans le patron initial. Ce procédé permet d'outrepasser l'étape de mise en correspondance des primitives qui seraient autrement difficile à identifier sur la surface du dos. Les premiers travaux mettant en œuvre la technique de raster stéréographie pour l'imagerie du dos rapportent une résolution en profondeur de 0.5 mm, et des résolutions horizontale et verticale de 1 à 2 cm [96], ce qui contribue à une perte d'information et une faible densité de points reconstruits. Le système Quantec constitue une nouvelle version de la raster-stéréographie, utilisant des caméras CCD. Il permet d'acquérir une densité de points plus élevée. Toutefois, il a été démontré [97] que pour la fiabilité des mesures effectuées sur la topographie résultante, il est nécessaire d'effectuer 4 acquisitions, avec repositionnement du patient à chaque fois, suivies d'un moyennage. Ce qui ralentit le processus d'acquisition.

Le système ISIS (Integrated Shape Investigation System) a ensuite été proposé [98]. Il s'agit dans ce cas, d'un balayage vertical du dos par un faisceau laser. À chaque pas de balayage, une section horizontale du dos est éclairée par le faisceau planaire, dont on connaît précisément l'équation. Ainsi, moyennant l'équation du plan et les coordonnées de sa projection dans l'image, il est possible de reconstruire par triangulation la section illuminée. La dizaine de sections d'intérêt sont identifiées par un marquage préalable de 8 à 10 apophyses épineuses. Le système ISIS a largement été évalué en clinique, tout d'abord dans le cadre du suivi des progressions des déformations scoliotiques [99-101] où il s'est avéré être un bon indicateur, non invasif. Il a également été utilisé pour évaluer différents traitements [102, 103]. Bien que, selon [102], il ne soit pas un outil intéressant pour le suivi des patients scoliotiques traités par corset, il a permis d'évaluer l'effet de trois différentes chirurgies correctrices sur l'apparence externe du dos [103]. Cependant dans l'ensemble de ces études cliniques, la faiblesse des indices d'asymétrie transversale a été soulevée, ce qui limite son utilisation pour l'évaluation notamment de la gibbosité.

L'ensemble des techniques présentées jusque-là se concentrent sur l'évaluation des déformations du dos. Toutefois, les déformations scoliotiques affectent l'ensemble du tronc, d'où l'importance d'une acquisition sur 360°. Ce qui a conduit différents groupes de recherche à proposer de nouvelles techniques de reconstruction 3D du tronc. Des systèmes de balayage ont d'abord été introduits [104, 105]. Le système Optronik Torsograph [104] comporte 10 diodes émettrices verticalement espacées de 3 cm, et montées, avec une caméra, sur un bras automatisé qui effectue

une rotation complète autour du sujet en moins de 5 secondes. La surface du tronc est donc reconstruite à partir de 10 contours de 100 points chacun. L'évaluation clinique de cette technique a démontré une corrélation entre la ligne passant par les barycentres des 10 contours et la colonne vertébrale. Cependant, pour les indices d'asymétrie transverse, une faible reproductibilité a été notée. De plus, de par sa géométrie propre, le système ne convient pas au sujet dont la taille est inférieure à 1.55 m. Pour pallier notamment à cette dernière limitation, un balayage vertical, de la tête au pied, a été proposé [105]. Quatre numériseurs sont disposés sur un anneau métallique qui entoure le sujet. Chacun de ces numériseurs balaie une partie du tronc et reconstruit, par triangulation, les sections ainsi illuminées. Toutefois un compromis existe entre la vitesse de balayage et la résolution verticale. Les auteurs ont opté pour une résolution verticale de 6.7 mm. Ce qui permet d'obtenir un maillage d'environ 60000 nœuds, sur une durée de 15 secondes. La précision des reconstructions obtenues a ensuite été évaluée à 3.37 ± 1.74 mm sur les coordonnées d'un mannequin [187]. Ce dernier étant parfaitement fixe, la précision ainsi évaluée ne considère pas les sources d'erreurs additionnelles, comme essentiellement le mouvement du patient, dû à sa respiration et son oscillation. En effet, 15 secondes représentent un intervalle trop important pour que le patient reste fixe durant la durée du balayage. Malgré ces limitations, ce système a été utilisé dans l'étude des corrélations entre les déformations scoliotiques de la colonne vertébrale et du tronc [120, 122, 134, 175], nous reviendrons sur ces travaux ultérieurement dans ce chapitre.

Pour réduire le temps d'acquisition considérable, inhérent aux systèmes de balayage, et pour obtenir une forte résolution spatiale, un nouveau système de reconstruction de la surface du tronc au complet a été proposé au sein du Laboratoire d'Imagerie et de Vision 4D (LIV4D, Montréal, Canada) [106]. Le système actuel, tel qu'évalué en [119], comporte 4 numériseurs Inspeck (INSPECK Inc., Montréal, Canada), constitués chacun d'une caméra CCD et d'un projecteur de franges en lumière halogène. Le principe d'acquisition des 4 numériseurs est identique. Il consiste à projeter successivement 4 réseaux de franges, déphasés, sur un objet (dans notre cas, il s'agit du tronc) et à capturer à chaque fois l'image. Pour chacune des 4 images de franges ainsi obtenues, l'intensité lumineuse en chaque pixel (x,y) de l'image i peut être exprimée ainsi :

$$I_i(x, y) = I_0(x, y) \cdot [1 + C(x, y) \cdot \cos(\varphi(x, y) + \alpha)] \text{ avec } i \in [1, 4]$$

Où $I_0(x, y)$ correspond à l'intensité du pixel en l'absence de franges, $C(x, y)$ au contraste local de l'image, $\varphi(x, y)$ à la phase spatiale associée au point imagé et α à la phase spatiale introduite mécaniquement en déplaçant le réseau des franges. La combinaison des 4 images permet de calculer la phase en chaque pixel. Celle-ci permet à son tour de calculer par triangulation le relief de l'objet par rapport à un plan de référence. Une cinquième image acquise sans franges permet d'extraire la texture de l'objet, qui est finalement plaquée sur la reconstruction 3D de l'objet. Pour la reconstruction du tronc au complet, les 4 numériseurs sont disposés de part et d'autres du sujet, en configuration fixe, et permettent de reconstruire chacun une vue du tronc. Grâce à un calibrage permettant de calculer les transformations rigides entre les repères liés à chaque caméra, les vues reconstruites sont ensuite recalées dans un même repère 3D et fusionnées pour former un maillage unique constitué de 40 000 à 70 000 nœuds, dépendamment de la taille du sujet. Les avantages de ce système sont la rapidité de l'acquisition, 4 à 5 secondes pour le tronc au complet, et une forte densité de points décrivant la surface du tronc. La précision du système, avec 3 numériseurs, a été évaluée en [107] sur un mannequin et les résultats ont montré une précision de 1.4 mm sur l'ensemble du tronc, et une précision de 0.56 mm en considérant uniquement le dos. Les nombreux avantages de cette technique par rapport à l'ensemble des techniques de reconstruction de la surface du tronc, proposées antérieurement, ont contribué à en faire la méthode actuellement utilisée, de manière routinière, à la clinique de scoliose de l'Hôpital Sainte Justine à Montréal, Canada. Plusieurs travaux de recherche ont par la suite utilisé le système Inspeck dans différentes applications, comme par exemple la mise en place d'un système de conception et d'ajustement de corset assisté par ordinateur [153].

Récapitulatif des caractéristiques des techniques de reconstruction 3D de la surface du dos ou du tronc, proposées dans la littérature

Technique	Catégorie	Cible	$t_{acquisition}$	Résolution H/V	Précision
Topographie de Moiré (1977) [91-95]	Projection de lumière structurée	Dos	1 sec	-	-
Raster stéréographie (1983) [96]	Projection de lumière structurée	Dos	1 sec	10-20 mm / 10-20 mm	0.3 mm
ISIS (1987) [98-103]	Balayage laser	Dos	1-2 sec	1.5 mm / (hauteur C7-PSIS)/10	± 3 mm
Optronic Torsograph (1992) [104]	Balayage laser	Tronc	5 sec	100 pts par contour 360° / 30 mm	± 1 mm
Laser scan (2000) [105, 187]	Balayage laser	Tronc	15 sec	1.5 mm / 6.7 mm	3.37 ± 1.74 mm
Inspeck (2005) [106, 107, 119]	Projection de lumière structurée	Tronc	4-5 sec	1.8 mm / 1.8 mm	1.21 ± 1.02 mm

ANNEXE 3 – RESUME 1: CORRELATIONS BETWEEN BACK SURFACE ROTATION AND VERTEBRAE AND RIBS AXIAL ROTATIONS IN PATIENTS WITH SCOLIOSIS

Lama Seoud^{1, 2}, Farida Cheriet, Ph.D. ^{1, 2}, Hubert Labelle, M.D. ², and Jean Dansereau, Ph.D. ^{1, 2}.

(1) *École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Succursale Centre-ville, H3C 3A7, Montréal, Canada.*

(2) *Sainte-Justine Hospital Research Centre, 3175 Chemin de la Côte-Sainte-Catherine, H3T 1C5, Montréal, Canada.*

Présentation

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de ce résumé de conférence est évaluée à 90%. Ce résumé a été soumis et accepté à la conférence de l'« International Research Society of Spinal Deformities » qui a eu lieu à Montréal, en Juillet 2010. Il présente une analyse de corrélation entre les rotations axiales des vertèbres, des côtes et de la surface du tronc, composantes de la gibbosité associé à la scoliose. L'étude statistique impliquait les reconstructions 3D de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et de la surface du tronc de 13 adolescents scoliotiques.

Abstract

Among the external manifestations of scoliosis, the rib hump constitutes one of the most disturbing aspects of the deformity for the patients. It may be associated to the axial rotations of the vertebrae, the ribs and the back surface. Only Stokes et al. studied the relations between those three variables, using spine and ribs 3D reconstructions obtained from non-standard radiographs and the reconstruction of the trunk's back.

The objective of this study is to analyze the correlations between those three components, in a cohort of 13 patients with adolescent idiopathic scoliosis (AIS), using new reconstruction techniques.

For each patient, the surface of the whole trunk is acquired and reconstructed in 3D using the InSpeck® system. The vertebrae and the ribs are reconstructed from standard frontal and lateral radiographs. The reconstructions are then merged using an elastic registration technique.

Subsequently, for each thoracic level, the axial rotations of the vertebrae, the ribs and the corresponding trunk section are computed. Finally, a linear regression analysis is performed.

Our results show a high correlation between the ribs and the back surface rotations, a lower correlation between the vertebrae and the back surface rotations and a low correlation between the ribs and the vertebrae rotations. Moreover, the vertebral rotation is generally higher in amplitude than the ribs and the back surface rotations.

This study indicates that ribs and back surface are closely related, but that back surface and vertebral rotation are not well correlated. It thus points out the importance of using trunk surface and not vertebral rotation to quantify the rib/chest asymmetry in AIS.