UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MODÈLES DE LA VARIABILITÉ GÉOMÉTRIQUE DU RACHIS SCOLIOTIQUE

JONATHAN BOISVERT
DÉPARTEMENT DE GÉNIE INFORMATIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIÆ DOCTOR
(GÉNIE INFORMATIQUE)
MARS 2008

© Jonathan Boisvert, 2008.

Library and Archives Canada

Published Heritage Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et Archives Canada

Direction du Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 978-0-494-41742-3
Our file Notre référence
ISBN: 978-0-494-41742-3

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

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

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

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

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

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

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

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

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée:

MODÈLES DE LA VARIABILITÉ GÉOMÉTRIQUE DU RACHIS SCOLIOTIQUE

présentée par: BOISVERT Jonathan
en vue de l'obtention du diplôme de: Philosophiæ Doctor
a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de:

M. GUIBAULT François, Ph.D., président
Mme. CHERIET Farida, Ph.D., membre et directrice de recherche
M. AYACHE Nicholas, Doct., membre et codirecteur de recherche
M. PENNEC Xavier, Dr., membre et codirecteur de recherche
M. PARENT Stefan, Md., membre
M. DESBAT Laurent, Dr., membre
Mme. BERGER Marie-Odile, Dr., membre

REMERCIEMENTS

En premier lieu, j'aimerais remercier mes deux directeurs de thèse, soit Dr. Farida Cheriet et Dr. Nicholas Ayache, pour la qualité remarquable de leurs conseils et pour leur support tout au long de ce projet. J'aimerais aussi remercier mon codirecteur le Dr. Xavier Pennec qui, par son encadrement, a participé grandement à l'avancement de ce projet. Je suis aussi très reconnaissant au Dr. Hubert Labelle qui s'est avéré être un collaborateur précieux pour les aspects cliniques du projet.

Merci aussi à Dr. François Guibault, à Dr. Stefan Parent, à Dr. Laurent Desbat et à Dr. Marie-Odile Berger pour avoir accepté de réviser ce document ainsi que pour leurs précieux commentaires qui ont permis d'améliorer la qualité de ce document.

Au cours de ce projet, j'ai eu l'honneur de travailler dans plusieurs institutions : l'École Polytechnique de Montréal, l'Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique à Sophia-Antipolis et l'hôpital Sainte-Justine. J'ai rencontré au cours de mes séjours un grand nombre de personnes fantastiques que je ne peux malheureusement pas remercier une par une. Je souhaite donc remercier les étudiants et le personnel du Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D), du Laboratoire d'Imagerie et de Vision 4D (LIV4D) et du projet Asclépios pour l'ambiance de travail, le support moral ainsi que pour toutes ces discussions fructueuses. Je garde un souvenir impérissable de nos sorties en plein-air, de ces pauses du midi sur la terrasse de l'INRIA ou quelque part sur la rue Côte-des-Neiges et de ces BBQ sur la route de Nice.

Un projet tel que celui-ci n'aurait pas été possible sans la participation financière de plusieurs partenaires. J'aimerais donc remercier le Conseil de la Recherche en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG), les Fonds Québécois de Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT) ainsi que le programme stratégique Mentor des Instituts de Recherche en Santé du Canada (IRSC) pour les bourses d'excellence qui ont permis de financer ce projet. De plus, j'aimerais remercier le ministère de l'éducation du Québec ainsi que l'Égide pour leurs bourses supportant la mobilité des étudiant-chercheurs.

En terminant, je remercie ma famille et ma conjointe Hélène pour leur support inconditionnel et surtout pour leur patience.

RÉSUMÉ

Le rachis est constitué d'un ensemble de vertèbres entourées de tissus mous. Celui-ci est flexible, mais il est aussi rigide par morceau. Un modèle articulé permet de prendre en compte la nature particulière des déformations acceptables du rachis en vue de la création d'un modèle statistique.

Cependant, les modèles articulés appartiennent naturellement à une variété Riemannienne et non à un espace vectoriel ce qui nous a amené à utiliser la moyenne de Fréchet et une mesure généralisée de la covariance lors de la création des modèles statistiques. Ceux-ci peuvent être visualisés de façon intuitive et comparés à l'aide de tests d'hypothèses. L'analyse d'un grand groupe de patients scoliotiques a révélé que la variabilité de la forme du rachis est inhomogène et anisotrope et qu'il est aussi possible de localiser les niveaux vertébraux significativement affectés par un traitement orthopédique.

L'analyse par composantes principales dans le plan tangent de la moyenne de Fréchet permet quant à elle d'extraire des modes de déformations typiques qui facilitent l'analyse de grandes bases de données. Ces déformations typiques révélèrent des groupements cliniquement intéressants chez les patients scoliotiques.

Finalement, une procédure d'estimation d'un maximum *a posteriori* permet la reconstruction 3D de modèles complets à partir de modèles 3D incomplets ou à partir de repères 2D identifiés sur des radiographies. Les résultats obtenus indiquent que notre méhode de reconstruction à partir de repères 2D est plus performante que la méthode la plus utilisée actuellement. De plus, une erreur inférieure à 2 mm a été obtenue lorsqu'au moins 25 % des vertèbres étaient disponibles pour la reconstruction d'un modèle complet du rachis.

Les résultats obtenus indiquent donc qu'un modèle statistique de la géométrie du rachis complet basé sur une modélisation articulée mène à des statistiques descriptives interprétables cliniquement et à des algorithmes qui permettent d'obtenir des modèles 3D du rachis dans des circonstances où cela aurait été impossible par le passé.

RÉSUMÉ ÉTENDU

Les récents progrès réalisés dans le domaine de l'imagerie médicale et des technologies de l'information permettent aujourd'hui d'acquérir de grandes quantités d'images du corps humain avec une qualité inégalée. Cette amélioration de la quantité et de la qualité des images disponibles rend possible la création de modèles statistiques de structures anatomiques. Les applications de ces modèles statistiques sont nombreuses. En effet, ces modèles permettent d'accumuler et de résumer l'information recueillie chez de larges groupes de patients. Ils autorisent du même coup une compréhension intuitive des variations communes chez les patients étudiés. De plus, ils rendent possible la mise à l'épreuve de cette compréhension intuitive par le biais de tests d'hypothèses. De nombreux algorithmes d'analyses d'images reposent aussi sur ces modèles afin de guider la création de modèles géométriques de structures anatomiques. Le diagnostic assisté par ordinateur, l'aide au pronostic, le design de traitements orthopédiques et la chirurgie assistée par ordinateur ne sont que quelques exemples d'applications cliniques possibles.

La scoliose adolescente idiopathique est une maladie qui entraîne des déformations de la colonne vertébrale. Ces déformations sont très variables et la cause de celles-ci reste, pour le moment, indéterminée. Ainsi, l'étude des déformations scoliotiques bénéficierait grandement d'un modèle statistique de la colonne vertébrale. Or, il n'existe pas actuellement de modèles permettant de prendre en compte de façon satisfaisante la forme du rachis complet. La colonne vertébrale étant une structure non rigide constituée de structures rigides (les vertèbres), nous proposons de modéliser celle-ci comme un objet articulé. Ce type de modélisation permet de décrire efficacement la forme du rachis tout en permettant la modélisation simultanée de la forme des vertèbres. Cette thèse est donc consacrée à l'utilisation de modèles articulés pour l'étude de la scoliose. Leur utilisation est abordée selon trois perspectives : l'étude des variations locales de la forme du rachis, l'étude des déformations globales et la reconstruction de modèles 3D basée sur une connaissance statistique de la forme du rachis.

Dans un premier temps, nous proposons l'utilisation d'un modèle articulé pour l'étude de la forme locale du rachis et des changements de forme causés par les traitements de la scoliose. Dans ce contexte, la forme de la colonne vertébrale a été décrite par des transformations rigides intervertébrales. Ces transformations rigides représentent les changements

d'orientations et de positions entre les systèmes de coordonnées locaux de vertèbres adjacentes. Les modifications de la forme du rachis sont quant à elles décrites par les transformations rigides qui doivent être composées aux transformations rigides intervertébrales initiales pour obtenir la forme du rachis après traitement. Le calcul conventionnel de la moyenne et de la covariance n'est pas applicable aux transformations rigides puisque la somme de transformations rigides est indéfinie (à ne pas confondre avec la composition de transformations rigides). Cependant, la moyenne de transformations rigides peut être définie à partir de la minimisation d'une somme de distances. Cette moyenne généralisée est appelée moyenne de Fréchet et peut être calculée en effectuant une descente de gradient. De plus, la covariance traditionnelle peut être remplacée par une covariance généralisée calculée dans le plan tangent de la moyenne de Fréchet.

L'analyse des modèles articulés de la colonne vertébrale d'un large groupe de patients scoliotiques révèle que la colonne vertébrale moyenne de ces patients est proche d'une colonne vertébrale saine avec une légère scoliose thoracique droite. La variabilité des transformations rigides intervertébrales calculée à partir de ce groupe de patients est inhomogène (les vertèbres lombaires étant plus variables que les vertèbres thoraciques) et anisotrope (les plus grandes variabilités étant liées à la rotation autour de l'axe coronal et à la translation le long de la direction axiale). Des effets significatifs ont aussi été constatés sur la moyenne et la covariance généralisée des modifications reliées au traitement par corset de Boston et à la chirurgie corrective Cotrel-Dubousset lors de comparaisons avec un groupe témoin. Ces différences sont significatives pour des régions spécifiques où ces traitements produisent un effet sur la forme locale du rachis.

Dans un second temps, nous avons étudié les déformations scoliotiques d'un point de vue global. Ainsi, nous avons combiné les transformations rigides intervertébrales avec des repères anatomiques locaux pour chaque vertèbre. La dimensionalité des modèles résultants de cette combinaison est trop importante pour qu'un individu puisse analyser les relations statistiques entre chaque repère anatomique et chaque transformation intervertébrale. Il est cependant possible de résumer par quelques modes de déformation principaux les déformations les plus communément observées chez de grands groupes de patients. Ces modes de déformations principaux peuvent être automatiquement extraits par l'utilisation d'une analyse par composantes principales sur la matrice de covariance généralisée.

Des informations cliniquement pertinentes ont pu être extraites à l'aide de ces modes de

déformations principaux. En effet, les modes de déformations extraits à partir d'un groupe de patients scoliotiques révèlent des groupements cliniquement intéressants. Par exemple, le premier mode de déformation est associé à la croissance des patients, le second mode est caractérisé par le développement d'une double courbure et le troisième mode de déformation correspond au développement d'une courbure thoraco-lombaire. Ces modes de déformations permettent aussi de démontrer le lien qui existe entre le développement d'une courbure scoliotique et la déformation des vertèbres.

Finalement, l'utilisation d'une modélisation articulée nous a permis d'établir qu'il est possible d'estimer des modèles géométriques 3D complets à partir de modèles partiels et à partir d'une ou de plusieurs radiographies. En effet, l'utilisation d'une information statistique *a priori* se traduisant par un terme supplémentaire de régularisation (la distance de Mahalanobis) dans les procédures de reconstruction s'est révélée très efficace. Ainsi, des modèles 3D partiels de la colonne vertébrale ont pu être complétés en minimisant la distance de Mahalanobis du modèle estimé avec un modèle articulé moyen tout en contraignant la position absolue, l'orientation absolue ainsi que la forme des vertèbres présentes dans un modèle partiel. L'estimation à partir de radiographies est quant à elle possible en minimisant une somme pondérée de la distance de Mahalanobis et de l'erreur quadratique générée par le modèle articulé courant.

La précision des méthodes de reconstruction de modèles 3D de la colonne vertébrale a été validée à l'aide d'une base de données comprenant les radiographies de près de 300 patients scoliotiques. L'erreur obtenue sur les repères anatomiques estimés à partir de modèles partiels est de moins de 1 mm, si au moins 50 % des vertèbres sont présentes dans le modèle partiel. Si au moins 25 % des vertèbres sont présentes, l'erreur demeure en dessous de 2 mm. La reconstruction de modèles 3D de la colonne vertébrale à partir d'une seule radiographie postéro-antérieure est associée à une erreur de 14 mm. L'utilisation d'un modèle *a priori* de la forme des vertèbres permet de réduire l'erreur à 3,7 mm, alors que l'utilisation de deux radiographies est associée à une erreur de 1,1 mm.

Les résultats obtenus indiquent que combiner rotation intervertébrale, translation intervertébrale ainsi que la forme des vertèbres dans un cadre de travail statistique unifié permet d'obtenir des méthodes efficaces et des résultats interprétables cliniquement. Nous avons démontré comment utiliser des statistiques de forme pour caractériser la variabilité de la colonne vertébrale scoliotique. Nous avons aussi mis en évidence qu'il est possible

d'extraire automatiquement les modes de variations qui ont un lien étroit avec les classifications cliniques de la scoliose. De plus, nous avons mis en évidence la possibilité de reconstruire des modèles 3D complets de la colonne vertébrale même si une partie des données qui sont nécessaires aux méthodes traditionnelles sont manquantes. Ces résultats ouvrent la porte à de nouvelles études cliniques qui pourront effectuer des reconstructions 3D de la colonne vertébrale dans des circonstances où cela aurait été impossible par le passé. Le modèle de variabilité du rachis scoliotique permettra une conception plus astucieuse de traitements orthopédiques de la scoliose. La mise en évidence d'une méthode permettant d'extraire des modes de déformations continus plutôt que des classifications discrètes des déformations scoliotiques permettra également d'améliorer les techniques de planification chirurgicale actuelles.

ABSTRACT

The spine is composed of bony structures (the vertebrae) which are surrounded by soft tissues. Thus, it is a flexible structure, but it is also piecewise rigid. An articulated model enables us to take into account the specific nature of the spine deformations in order to create statistical models of its shape.

However, articulated models naturally belong to a Riemannian manifold and not to a vector space. Therefore, the Fréchet mean and a generalized measure of the covariance were used to create statistical models of the spine shape. These statistical models can be intuitively analyzed using specialized visualization tools and compared using hypothesis tests. The analysis of a large group of scoliotic patients revealed that the spine shape variability is inhomogeneous and anisotropic, and that it is possible to localize the vertebral levels that are significantly altered by an orthopedic treatment. A principal component analysis applied in the tangent plane of the Fréchet mean was used to extract the principal deformation modes, which simplifies the analysis of large databases. These principal deformation modes uncovered clinically relevant patterns when applied to scoliotic patients. Finally, a maximum *a posteriori* estimation procedure can be used to reconstruct 3D spine models from partial radiological data or from 2D landmarks identified on radiographs. Our results indicate that the proposed method outperforms the most commonly used 3D reconstruction method when 2D landmarks are used. Furthermore, a reconstruction error of less than 2mm was obtained when at least 25% of the data were available.

The results of our studies indicate that a statistical model of the whole spine geometry, based on an articulated description of the spine, leads to clinically interpretable descriptive statistics and to algorithms that can reconstruct 3D spine models in circumstances where this was previously impossible.

EXTENDED ABSTRACT

Recent advances in medical imaging and in information technology have led to the acquisition of vast numbers of medical images of unequalled quality. These improvements in the quality and quantity of medical images of the human body now allow the construction of detailed statistical models of anatomical structures. The possible applications of these models are numerous. They can be used to accumulate and summarize information gathered from large groups of patients. They can also facilitate an intuitive understanding of the variations commonly observed in different diseases. Moreover, they encourage the evaluation of new ideas by means of hypothesis tests. Several image analysis algorithms (segmentation and registration algorithms, for example) also rely on statistical models of anatomical structures to guide image exploration. Computer-aided diagnostic and prognostic, intelligent orthopedic treatment design and computer-assisted surgery are just a few examples of practical applications that can be used by clinicians.

Adolescent idiopathic scoliosis is a disease that causes deformations of the spinal column. These deformations are quite variable and their cause(s) remain(s) unknown. The analysis of scoliotic deformations would benefit greatly from the use of a statistical model of the spine. However, there are currently no statistical models that can efficiently take into account both the shape of the spine and the shape of the vertebrae. The spine being a non-rigid structure composed of rigid objects (the vertebrae), we propose to model it as an articulated object. An articulated object makes it possible to analyze the shape of the spine, while simultaneously modeling the shape of the vertebrae. This thesis therefore presents the use of articulated models in the context of spinal deformity studies. We examined articulated modelling of the spine from three different perspectives : the characterization of the local shape of the spine, the investigation of global deformations, and the reconstruction of 3D models using a statistical model of the spine shape.

First of all, we introduced a method to analyze the variability of the spine shape and of its deformations using articulated shape models. The spine shape was expressed as a vector of relative poses between local coordinate systems of neighbouring vertebrae. Spine shape deformations were then modeled by a vector of rigid transformations that transforms the shape of the spine before treatment into the corrected shape of the spine after treatment. Because rigid transformations do not naturally belong to a vector space, conventional mean

and covariance computations could not be applied. Thus, the Fréchet mean and a generalized covariance were used instead. The Fréchet mean is a generalization of the conventional mean based on the minimization of the summation of the distances between the mean and a set of elements. In practice, it is computed by performing a gradient descent on the summation. The generalized covariance is a covariance matrix computed in the tangent space of the Fréchet mean.

We performed a quantitative analysis of the spine shapes of a large group of scoliotic patients as well as the changes in spine shapes associated with the Cotrel-Dubousset corrective surgery, the Boston brace and the scoliosis progression without treatment. The variability of inter-vertebral poses was found to be inhomogeneous (lumbar vertebrae were more variable than the thoracic ones) and anisotropic (with maximal rotational variability around the anterior-posterior axis and maximal translational variability along the longitudinal axis). Finally, brace treatment and surgery were found to have a significant effect on the Fréchet mean and on the generalized covariance in specific spine regions where treatments modified the spine shape thus helping to localize treatment effects.

Secondly, we studied the scoliotic deformations from a global perspective. The spine was modeled with two levels of details. At the first level, the global shape of the spine was expressed using a set of rigid transformations that superpose local coordinate systems of neighboring vertebrae. At the second level, anatomical landmarks measured with respect to a vertebra's local coordinate system were used to quantify vertebra shape. The dimensionality of the resulting variability model is very high. Thus, it is not possible for a human being to analyze all possible relationships between each inter-vertebral transformation and each anatomical landmark. It is however possible to summarize with a few deformation modes the most commonly observed deformations from a large group of patients. These principal deformation modes were extracted by performing a principal component analysis (PCA) on the generalized covariance matrix.

The resulting deformation modes reveal clinically relevant information. For instance, the first mode of deformation is associated with patients' growth, the second corresponds to a double thoraco-lumbar curve and the third corresponds to a thoracic curve. Moreover, relationships between local vertebral shapes and global spinal shape (such as vertebra wedging) were demonstrated using a sample of 3D spine reconstructions with 14 anatomical landmarks per vertebra.

Finally, three-dimensional reconstructions of spinal geometry are extremely important for the assessment of spinal deformities. Roentgenography is by far the most widespread imaging modality used clinically to assess those deformities. However, it is not always possible to extract enough information from the radiograph(s) to build complete 3D models. The missing information can be the result of the absence of a second radiograph (needed to triangulate anatomical landmarks), of unrecognizable anatomical landmarks, or of vertebrae that are situated outside the radiographs' frame(s). To alleviate these problems, we demonstrated a set of methods to build complete 3D spine models either from partial 3D models or from 2D landmarks (even if only one radiograph is available) using maximum *a posteriori* estimators. Complete models were estimated by finding the articulated spine descriptions that were associated with the lowest Mahalanobis distances and that were consistent with the absolute positions, orientations, and shapes of the vertebrae present in the partial models. The reconstruction of 3D spine models from 2D landmarks identified on radiograph(s) was performed by minimizing a weighted sum of the Mahalanobis distance and of the re-projection error associated with the current articulated spine description.

The proposed reconstruction methods from partial data were validated using a database comprising information from nearly 300 scoliotic patients. The accuracy of the vertebral estimates obtained by using partial models was within $1mm$ of measured values if at least 50% of the vertebrae were available in the initial partial model. Moreover, the accuracy was within $2mm$ of measured values if at least 25% of the vertebrae were available. The reconstruction of an articulated spine description from a single posterior-anterior radiograph resulted in a mean error of $14mm$. The addition of vertebral shape constraints lowers this mean error to $3.7mm$, while the reconstruction from two radiographs results in a mean error of $1.1mm$.

The results indicate that combining rotation, translation and local vertebral shapes into a unified framework leads to effective and meaningful analysis and reconstruction methods. We demonstrated that shape statistics can be used to characterize the variability of the spine shape in scoliotic patients. Moreover, we developed a method to automatically extract the principal modes of deformation for a given population of patients. These modes have a clear connection with clinically used classifications of scoliotic deformations. We also introduced methods that can reconstruct complete 3D spine models in situations where this was previously impossible. The statistical model used here seems to

capture quite well the natural variability in the shape of human spine and produces accurate 3D reconstructions even when large portions of information are not available.

We believe that the results and methods presented in this thesis will enable new developments in the field of spinal deformity studies. More adapted orthopedic scoliosis treatments will be developed based on the local variability of the scoliotic spine. The principal modes of deformation, which are continuous, will open new directions to surgical planning methods, which are currently based on discrete classifications. Finally, the proposed reconstruction methods will enable the creation of 3D spine models in new situations, which will lead to new clinical and research applications.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS iv

RÉSUMÉ v

RÉSUMÉ ÉTENDU vi

ABSTRACT x

EXTENDED ABSTRACT xi

TABLE DES MATIÈRES xv

LISTE DES FIGURES xix

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS xxi

LISTE DES TABLEAUX xxii

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE 5

1.1 Anatomie de la colonne vertébrale 5

1.2 La scoliose 11

1.2.1 Définition 11

1.2.2 Évaluation de la scoliose et analyse de la forme du rachis scoliotique 12

1.2.3 Classifications des déformations 16

1.2.4 Effets des traitements sur la forme du rachis 18

1.3 Reconstruction et ajustement de modèles 3D du rachis 23

1.3.1 Modélisation géométrique du rachis 24

1.3.2 Reconstruction 3D à partir de radiographies 26

1.3.3 Reconstruction et ajustements à partir d'autres modalités 39

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES, OBJECTIFS ET MÉTHODE GÉNÉRALE 41

2.1 Problématique 41

2.2 Hypothèses de recherche 42
2.2.1 Hypothèse # 1 42
2.2.2 Hypothèse # 2 43
2.3 Objectifs 44
2.3.1 Statistiques descriptives de la géométrie du rachis 44
2.3.2 Estimation de la géométrie à l'aide de modèles articulés 47
2.4 Méthode générale 48
2.4.1 Modélisation du rachis 48
2.4.2 Outils statistiques adaptés 49
2.4.3 Analyse de données cliniques 50

CHAPITRE 3 ARTICLE 1 : GEOMETRIC VARIABILITY OF THE SCOLIOTIC SPINE USING STATISTICS ON ARTICULATED SHAPE MODELS 52
3.1 Présentation 52
3.2 Abstract 52
3.3 Introduction 53
3.4 Material and Methods 56
3.4.1 Articulated Shape Models of the Spine from Multiple Radiographs 57
3.4.2 Statistics on Rigid Transformations and Articulated Models . . . 59
3.4.3 Visualization of the Statistical Models of the Spine 64
3.4.4 Comparing Statistical Models of the Effect of Orthopaedic Treatments 65
3.5 Results 67
3.5.1 Geometric Variability of the Scoliotic Spine Anatomy 68
3.5.2 Geometric Variability of the Spine Shape Deformations 68
3.5.3 Quantification of the Reconstruction Error 78
3.6 Discussion 78
3.6.1 Variability Sources 78
3.6.2 Individual Vertebrae Positions and Orientations Variability 80
3.6.3 Effect of Orthopaedic Treatments 81
3.7 Conclusion 83
3.8 Appendix : Riemannian Metric, Geodesic Curves and Distance 84
3.9 Appendix : Exponential and Logarithmic Maps 85

CHAPITRE 4 ARTICLE 2 : PRINCIPAL DEFORMATIONS MODES OF ARTICULATED MODELS FOR THE ANALYSIS OF 3D SPINE DEFORMITIES 87
4.1 Présentation 87
4.2 Abstract 87
4.3 Introduction 88
4.4 Background 91
4.4.1 3D Spine Models Classifications 91
4.4.2 Principal components analysis of the 3D articulated spine models 92
4.5 Material and Methods 93
4.5.1 Articulated Spine Models from Radiographs 93
4.5.2 Elements of Articulated Models Statistics 96
4.5.3 Principal Deformations 101
4.6 Results and Discussion 103
4.6.1 Spine Shape Analysis 103
4.6.2 Surgical Classifications Analysis 107
4.6.3 Combined Spine Shape and Local Vertebrae Shape Analysis . . . 111
4.7 Conclusion 112

CHAPITRE 5 ARTICLE 3 : ARTICULATED SPINE MODELS FOR 3D RECONSTRUCTION FROM PARTIAL RADIOGRAPHIC DATA 115
5.1 Présentation 115
5.2 Abstract 115
5.3 Introduction 116
5.4 Theoretical Background : Articulated Modeling of the Spine 118
5.5 Novel 3D Reconstruction Methods 121
5.5.1 Estimation from Partial 3D Spine Models 121
5.5.2 Articulated Spine Model Reconstruction from Radiograph(s) . . . 126
5.6 Experiments and Results 128
5.6.1 Estimation from Partial 3D Spine Models 129
5.6.2 Reconstruction from Radiograph(s) 131
5.7 Discussion 134
5.7.1 Estimation from Partial 3D Spine Models 134
5.7.2 Estimation from 2D Landmarks 135

5.7.3 General Remarks 136
5.8 Future Work and Conclusion 137

CHAPITRE 6 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : RECONSTRUCTION 3D À PARTIR D'UNE RADIOGRAPHIE 139

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE 144
7.1 Analyse de la forme locale du rachis 144
7.2 Modélisation des changements de formes du rachis 145
7.3 Déformations typiques 147
7.4 Reconstruction de modèles 3D à partir de données partielles 148
7.5 Représentativité du modèle statistique 150
7.6 Estimations de la géométrie versus analyse statistique 151
7.7 Classification avant ou après modélisation statistique 152

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS 153

RÉFÉRENCES 158

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 Vue d'ensemble de la colonne vertébrale. 7
Figure 1.2 Description de l'anatomie d'une vertèbre type. 9
Figure 1.3 Tissus ligamentaires entourant la colonne vertébrale. 10
Figure 1.4 Repères standards utilisés pour l'étude des déformations de la colonne vertébrale. 10
Figure 1.5 Exemple d'une déformation scoliotique. 11
Figure 1.6 Illustration de la mesure de la gibbosité. 13
Figure 1.7 Calcul de l'angle de Cobb. 14
Figure 1.8 Classification de King. 15
Figure 1.9 Utilisation de la ligne centrale sacrale (LCS) par la classification de Lenke. 16
Figure 1.10 Corset de Boston. 19
Figure 1.11 Corset de Boston porté par un patient. 20
Figure 1.12 Instrumentation chirurgicale pour la correction de la scoliose. . . 22
Figure 1.13 Exemple de radiographies avec billes de calibrage. 26
Figure 1.14 Radiographies acquises lors du diagnostic et du suivi de pathologies comme la scoliose. 28
Figure 1.15 Formation d'images radiographiques par projection. 29
Figure 1.16 Recalage 3D-2D de vertèbres individuelles à partir d'une radiographie postéro-antérieure. 34
Figure 1.17 Contrainte d'alignement utilisée par Novosad et coll. [141]). . . . 34
Figure 1.18 Formation d'images radiographiques par projection. 36
Figure 1.19 Exemple de coupes tomodensitométriques et de radiographies simulées. 38
Figure 3.1 Some examples of scoliotic spine shapes from our patient database 54
Figure 3.2 Spine shape and spine shape deformation expressed using rigid transformations 59
Figure 3.3 Statistical model of a group of scoliotic patients. 69
Figure 3.4 Statistical model of the absolute vertebral poses for a group of scoliotic patients. 70
Figure 3.5 Statistical model of the spine shape deformations associated with the Boston brace. 72

Figure 3.6 Statistical model of the spine shape deformations associated with the Cotrel-Dubousset instrumentation. 73
Figure 3.7 Statistical model of scoliosis progression without treatment. . . . 75
Figure 4.1 Anatomical landmarks used to digitize the spine geometry. 94
Figure 4.2 Frames and transformations in an articulated spine model. 95
Figure 4.3 Log_X and Exp_X maps on a three-dimensional sphere. 97
Figure 4.4 Rigid transform expressed by an axis of rotation n, an angle of rotation θ and a translation vector t 98
Figure 4.5 First, second and third principal deformation modes for AIS. . . . 105
Figure 4.6 Fourth and fifth principal deformation modes for AIS. 106
Figure 4.7 Variance explained by the principal deformation modes 107
Figure 4.8 First, second and third principal deformation modes of AIS patient with type I curves. 109
Figure 4.9 First, second and third principal deformation modes of AIS patient with type V curves. 110
Figure 4.10 Asymmetrical deformation of a vertebral body 113
Figure 5.1 Inter-vertebral rigid transformations describing the spine shape . . 119
Figure 5.2 Mean inter-vertebral rigid transformations $\bar{T}_i$ and the departures δ_i on a partial spine model. 123
Figure 5.3 Error on the estimated vertebrae with respect to the number of vertebrae missing (uniformly distributed along the spine). The largest gap between two known vertebrae for each considered missing vertebrae configuration is also provided on top of the graph. . . . 130
Figure 5.4 Effect of simulated noise applied to known 3D coordinates on the estimated vertebrae. 132
Figure 5.5 Comparison of the proposed method and triangulation based on synthetic noise. 133

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Bidimensionnel(le)
3D	Tridimensionel(le)
AP	Antéro-postérieur(e)
C-D	Cotrel-Dubousset
DLT	Direct Linear Transform
DTI	Diffusion Tensor Imaging
ICP	Iterative Closest Point
L1 à L5	Première à cinquième vertèbre lombaire
LAT	Latéral(e)
M-Reps	Medial-Axis Representation
mm	Millimètre
mm^2	Millimètre carré
LIS3D	Laboratoire informatique sur la scoliose 3D
PA	Postéro-antérieur(e)
SVD	Singular Value Decomposition
T1 à T12	Première à douzième vertèbre thoracique

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1 Statistical significance of the difference between the means, the covariance matrices and the variances of three groups of scoliotic patients. 77

Tableau 3.2 Reduction of the distance between pre and post treatment groups. 79

Tableau 6.1 Erreurs moyennes (mm) lorsqu'une reconstruction 3D est calculée à partir d'une seule radiographie postéro-antérieure (à gauche la forme locale des vertèbres est connue *a priori*, à droite celle-ci est inconnue). 142

INTRODUCTION

Les progrès récents réalisés dans le domaine de l'imagerie médicale ont permis de créer des images fabuleuses du corps humain. Celles-ci sont aujourd'hui couramment utilisées par les médecins et les chercheurs pour le traitement de maladies et l'étude de la santé humaine. Ces images, prises individuellement, révèlent de l'information précieuse qu'il serait impossible d'obtenir autrement à propos de l'état de santé d'un patient. Cependant, la valeur collective de ces images dépasse largement la somme de leurs valeurs individuelles.

Les nouvelles avancées des technologies de l'information permettent maintenant d'accumuler et de centraliser des quantités impressionnantes de données. Il est donc possible de constituer de grandes bases de données d'images médicales. Les applications possibles de ces bases de données sont nombreuses. On peut penser à des systèmes experts d'aide au diagnostic, à la chirurgie assistée par ordinateur ou encore à la fouille de données ("data mining"). Il est cependant nécessaire d'intégrer de façon intelligible l'information pour en tirer profit. Il s'agit là d'un défi important auquel sont confrontés de nombreux médecins, chercheurs et ingénieurs.

Une représentation abstraite de la structure anatomique ou du phénomène physiologique d'intérêt est généralement utilisée pour mettre en évidence les faits désirés tout en écartant les distractions. Cette représentation abstraite, aussi nommée modèle, permet de rendre comparable l'information provenant d'images médicales indépendamment de facteurs externes, comme le type particulier d'imageur utilisé ou encore le centre hospitalier ayant réalisé l'acquisition des images. Il n'existe malheureusement pas une solution unique quant au choix du modèle utilisé et chaque situation doit être évaluée individuellement.

Une fois le modèle choisi, il est possible d'ajuster le modèle aux observations contenues dans une banque de données d'images. Il est alors possible de transcender les images individuelles et de mettre en lumière des faits qui auraient été difficiles ou impossibles à découvrir par la visualisation successive des images de la banque. L'étude de la forme moyenne de structures anatomiques et des écarts individuels par rapport à cette forme moyenne est un exemple commun d'analyse. Il est aussi possible d'analyser l'effet de traitements chez de grands groupes de patients ou encore de rechercher des schémas récurrents dans les

symptômes des patients.

Au cours de cette thèse, nous nous intéressons à l'étude des déformations de la colonne vertébrale et plus spécifiquement l'étude des déformations associées à la scoliose idiopathique adolescente. Comme son nom l'indique, la scoliose idiopathique adolescente est une pathologie qui afflige principalement les adolescents et pour laquelle il n'existe pas de cause connue. L'absence de cause connue rend l'étude statistique de la forme de la colonne vertébrale fort intéressante. En effet, l'étude statistique est indépendante de la (ou des) cause(s) de la pathologie et de ses mécanismes de progression, mais elle peut permettre de mettre en évidence des sous groupes qui y sont reliés.

De plus, les applications potentielles d'un modèle statistique efficace de la forme du rachis scoliotique sont importantes. Une connaissance plus précise et plus intuitive de la variabilité anatomique présente chez les patients scoliotiques permettrait des améliorations notables dans la conception d'appareils correcteurs (corset ou instrumentation chirurgicale). De plus, l'étude de l'effet de ces traitements correcteurs pourrait bénéficier d'une modélisation efficace de la forme du rachis. La recherche de déformations typiques est aussi très importante, car des catégories *ad hoc* sont déjà utilisés par les chirurgiens afin de classifier les cas cliniques. Ces classifications sont ensuite utilisées pour la planification des traitements chirurgicaux.

Les applications de la modélisation statistique ne sont cependant pas limitées à l'analyse descriptive de la forme du rachis des patients scoliotiques. La modélisation statistique permet de reconstruire des modèles 3D du rachis dans des situations où cela serait impossible autrement. Elle permet aussi d'augmenter la précision des reconstructions dans d'autres situations.

De plus, la modélisation statistique du rachis est un enjeux très important pour les chirurgies du rachis guidées par l'image. En effet, des systèmes de chirurgies guidées par l'image font leur apparition dans plusieurs spécialités de la médecine. Ces systèmes permettent une plus grande précision et mettent en contexte les actions d'un chirurgien à l'aide d'images préopératoires. Ainsi, un chirurgien peut, par exemple, durant une intervention critique, visualiser en 3D la position des instruments chirurgicaux par rapport aux organes du patient imagés avant l'intervention grâce à une tomodensitométrie. Cette technologie réduit les risques qu'un chirurgien endommage des structures anatomiques fragiles.

Ce type de technologie est déjà utilisé dans plusieurs spécialités de la chirurgie. Cependant, le fonctionnement de ces systèmes repose sur l'hypothèse qu'une transformation rigide permet de superposer les images pré-opératoires et per-opératoires. Cette hypothèse n'est pas respectée lors d'interventions sur la colonne vertébrale puisque celle-ci est une structure articulée qui change significativement de forme lorsque le patient change de position ou que le chirurgien effectue des manipulations. Les systèmes actuels de chirurgie guidée par l'image contournent cette limitation en considérant les vertèbres de façon individuelle. Autrement dit, des marqueurs percutanés sont installés sur chacune des vertèbres instrumentées. Cette pratique est invasive et ralentit le déroulement de l'intervention. Une étude approfondie de la variabilité associée à la forme du rachis permettra de diminuer cet inconvénient en réduisant le nombre de marqueurs nécessaire pour obtenir une précision équivalente.

Le défi principal de la modélisation statistique du rachis est de modéliser la forme du rachis d'une manière qui soit cohérente avec les mécanismes de déformations. En effet, une modélisation cohérente avec les mécanismes de déformations permet une analyse intuitive. L'interprétation physique des résultats est alors aisée, ce qui augmente la crédibilité des résultats obtenus et la possibilité d'utiliser ceux-ci dans un contexte clinique.

Dans cette optique, cette thèse se penchera sur l'utilisation d'un modèle articulé pour la modélisation de la colonne vertébrale. La justification pour l'utilisation de ce type de modèle est simple. La colonne vertébrale étant constituée d'un ensemble de vertèbres rigides, la forme de celle-ci peut être décrite par la position et l'orientation relatives des vertèbres. Cependant, les vertèbres ne sont pas indépendantes les unes par rapport aux autres. Une série d'interactions complexes entre plusieurs structures anatomiques, dont les muscles, les ligaments, les nerfs et la moelle épinière, contraignent les mouvements relatifs des vertèbres.

Ainsi, en modélisant les positions et orientations relatives des vertèbres, ainsi que les relations existantes entre les positions et orientations de plusieurs vertèbres, il est possible d'obtenir une modélisation très puissante pour résoudre plusieurs problèmes importants auxquels les chercheurs oeuvrant dans le domaine de l'étude des déformations du rachis sont confrontés.

Le format d'une thèse par articles a été choisi afin de maximiser la diffusion des résultats et des méthodes développées. Les articles soumis à des journaux évalués par les pairs

ont été rédigés en anglais puisque leur contenu s'adresse à une communauté qui n'est pas entièrement francophone. Cependant, les chapitres complémentaires ont été rédigés en français. Ainsi, le reste de la thèse est donc structuré comme suit : le chapitre 1 est consacré à une revue de la littérature pertinente. Le chapitre 2 présente la problématique, les objectifs de recherche ainsi que la méthodologie générale adoptée. Les trois chapitres suivants (chapitre 3, 4 et 5) détaillent les contributions originales et sont des reproductions d'articles soumis à des journaux évalués par les pairs. Le chapitre 3 présente l'étude de la variabilité anatomique ainsi que la modélisation de l'effet de traitements orthopédiques. Le chapitre 4 est consacré à l'étude des déformations scoliotiques à partir d'une généralisation de l'analyse par composantes principales appliquée aux modèles articulés. Le chapitre 5 sera quant à lui dédié à l'estimation de modèles articulés de la colonne vertébrale à partir de données radiologiques partielles. Le chapitre 6 expose une série de résultats complémentaires concernant la reconstruction de modèles 3D du rachis à partir d'une seule radiographie. Finalement, les deux derniers chapitres présentent respectivement une discussion globale des méthodes et résultats obtenus ainsi que la conclusion des travaux.

CHAPITRE 1

REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une revue de la littérature pertinente vis à vis des sujets abordés au cours de la thèse. Les buts poursuivis par ce chapitre sont nombreux. Premièrement, il vise à fournir au lecteur les informations nécessaires pour comprendre les méthodes qui seront présentées dans les chapitres subséquents. Deuxièmement, la revue critique de la littérature scientifique pertinente permet d'introduire le contexte scientifique dans lequel s'inscrit la présente thèse. Troisièmement, ce chapitre offre au lecteur des éléments essentiels à l'interprétation des résultats. Cependant, ce chapitre n'est pas un substitut aux sections consacrées à la revue de la littérature inclus dans chacun de nos articles ; il s'agit plutôt d'un complément qui cimente les différents sujets abordés.

Ce chapitre aborde plusieurs thèmes. Pour commencer, le contexte médical des travaux est présenté. L'anatomie de la colonne vertébrale est introduite. Par la suite, la scoliose qui est la pathologie étudiée est présentée. Les méthodes couramment utilisées afin d'évaluer les déformations scoliotiques ainsi que l'effet de traitements sur celles-ci sont discutées. Finalement, la dernière portion de ce chapitre est consacrée aux méthodes permettant de reconstruire des modèles géométriques du rachis à partir d'images médicales. Une attention particulière est portée aux méthodes de reconstruction à partir de radiographies puisqu'il s'agit de la modalité d'imagerie la plus commune dans l'étude des déformations du rachis.

1.1 Anatomie de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale, aussi appelée rachis, est composée d'un ensemble d'os emboîtés nommés vertèbres. On distingue généralement cinq segments à l'intérieur du rachis (voir Figure 1.1) :

1. Le segment cervical, qui comprend sept vertèbres. Ces vertèbres sont numérotées de haut en bas de C1 à C7. Les deux premières vertèbres (C1 et C2) sont aussi appelées

atlas et axis.

2. Le segment thoracique, qui regroupe douze vertèbres numérotées de haut en bas de T1 à T12.
3. Le segment lombaire, qui est constitué de cinq vertèbres (L1 à L5).
4. Le sacrum, qui est composé des cinq vertèbres sacrées (S1 à S5). Ces vertèbres sont généralement soudées en une pièce.
5. Le coccyx, qui est le résultat de la soudure de quatre à six vertèbres atrophiées (les vertèbres coccygiennes).

Une colonne vertébrale saine est rectiligne sur le plan frontal. Sur le plan sagittal, on distingue une séquence de quatre courbures. La première courbure, nommée lordose cervicale, se situe au niveau du segment cervical. C'est une courbure dont la concavité est postérieure. La seconde courbure, appelée cyphose thoracique, se trouve au niveau du segment thoracique et forme une concavité antérieure. La lordose lombaire est la troisième courbure et est située au niveau des vertèbres lombaires. Elle décrit une courbe dont la concavité est inverse à celle du segment thoracique, soit une courbe de concavité postérieure. Finalement, le sacrum et le coccyx décrivent la dernière courbe appelée cyphose sacrée.

Chaque vertèbre de la colonne vertébrale possède des caractéristiques qui lui sont propres. Cependant, les vertèbres de C3 à L5 (fin du segment cervical, segment thoracique et segment lombaire) possèdent une structure générale commune. D'ailleurs, lors de l'étude des déformations scoliotiques, seules les vertèbres thoraciques et lombaires (parfois combinées à quelques vertèbres cervicales) sont utilisées.

La figure 1.2 illustre une vertèbre. On peut observer deux parties distinctes de la vertèbre : la partie antérieure qui est constituée d'un bloc d'os massif appelé le corps vertébral et l'arc osseux postérieur. Le corps vertébral est constitué d'os spongieux au centre et d'os cortical en périphérie. L'arc osseux postérieur est formé des apophyses (4 apophyses articulaires, 2 apophyses transverses et une apophyse épineuse), des lames vertébrales, ainsi que des pédicules. De part et d'autre des pédicules se trouvent les fossettes costales qui permettent la liaison avec les côtes de la cage thoracique. Évidemment, les vertèbres qui ne sont pas reliées aux côtes ne possèdent pas de fossettes costales. Les fossettes articulaires permettent, quant à elles, d'établir des liens entre vertèbres adjacentes.

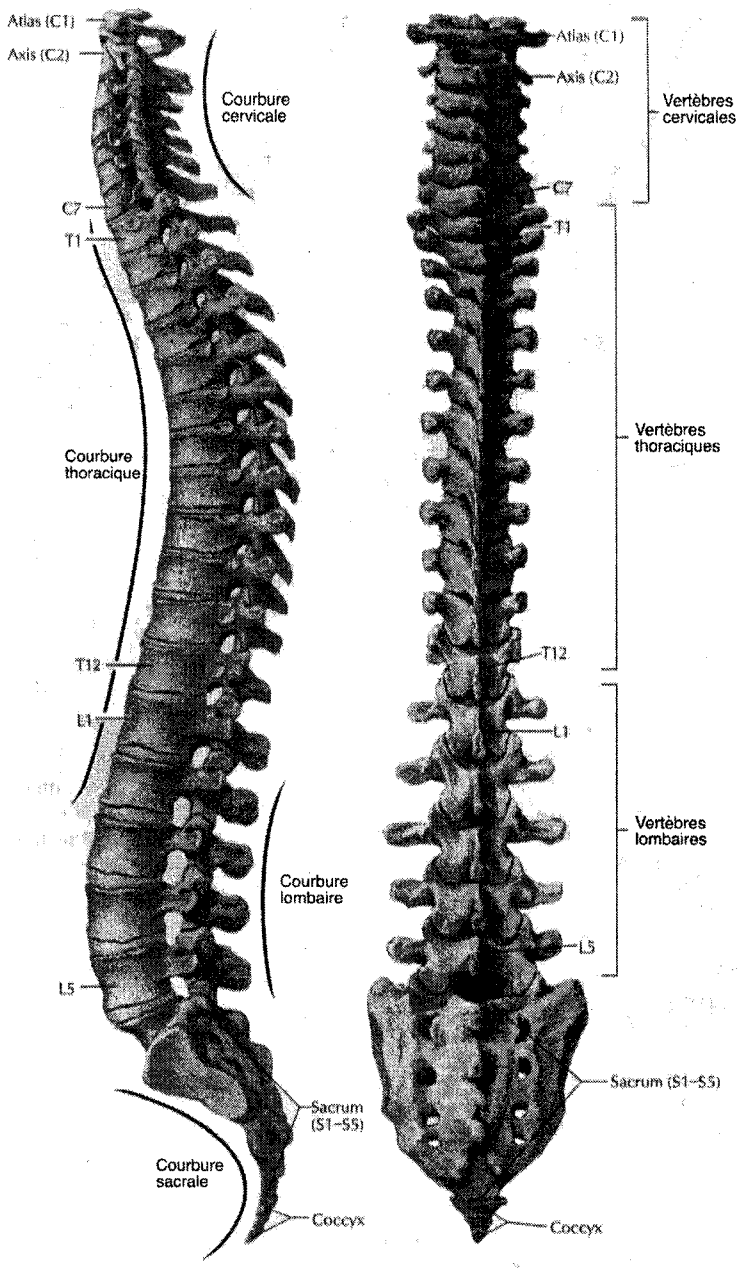


Figure 1.1 Vue d'ensemble de la colonne vertébrale (adapté de Netter [137]).

L'anatomie relativement complexe des vertèbres donne lieu à plusieurs points saillants. Ceux-ci sont identifiables de façon fiable sur des images médicales et peuvent donc servir de repères anatomiques. Grâce à l'identification de ces repères, il est aussi possible de définir des systèmes de coordonnées standards. La définition de systèmes de coordonnées standards est importante puisque l'analyse des déformations scoliotiques peut être effectuée à divers niveaux. Il faut donc disposer de systèmes de coordonnées adaptés aux mesures qui seront effectuées. De plus, l'utilisation de systèmes de coordonnées standards rend les résultats provenant de divers groupes de recherche comparables et/ou complémentaires. Dans ce contexte, un comité de la SRS (Scoliosis Reasearch Society) proposa les systèmes de coordonnées illustrés à la Figure 1.4 [181]. On distingue quatre types de systèmes de coordonnées en fonction du niveau de détails souhaité :

1. Système de coordonnées global du patient. Il s'agit d'un système d'axe traditionnel basé sur la gravité. L'origine du système de coordonnées se trouve au centre du plateau supérieur de S1. L'axe « Z_G » est parallèle à la direction de la gravité. L'axe « Y_G » est parallèle à la droite joignant les épines iliaques antérosupérieures et l'axe « X_G » complète un système d'axe orthonormé.
2. Système de coordonnées global de la colonne vertébrale. Il s'agit d'un système ayant pour origine le centre du plateau supérieur de S1. L'axe « Z_S » passe par l'origine et le centre du corps vertébral d'une vertèbre donnée (généralement C7 ou T1). L'axe « Y_S » est parallèle à la droite joignant les épines iliaques antérosupérieures et l'axe « X_S » complète un système d'axe orthonormé.
3. Systèmes de coordonnées locaux le long du rachis. Pour ces systèmes de coordonnées, l'origine est un point arbitraire le long d'une fonction interpolant le centre des corps vertébraux. L'axe « Z_R » est la tangente de cette fonction, l'axe « Y_R » est sa binormale et l'axe « X_R » est sa normale.
4. Systèmes de coordonnées locaux des vertèbres. L'origine des systèmes de coordonnées locaux des vertèbres sont les centroïdes des corps vertébraux. Les axes « Z_L » locaux associés à ces systèmes de coordonnées passent par le centre des plateaux vertébraux inférieurs et supérieurs. Les axes « Y_L » sont définis comme étant parallèles à des droites joignant les bases des pédicules droits et gauches de chaque vertèbre. Il est possible, pour une vertèbre déformée donnée, que les axes « Z_L » et « Y_L » ne soient pas complètement perpendiculaires. Dans cette éventualité, la procédure de Gram-Schmidt est utilisée pour définir un axe « Y_L » perpendiculaire à

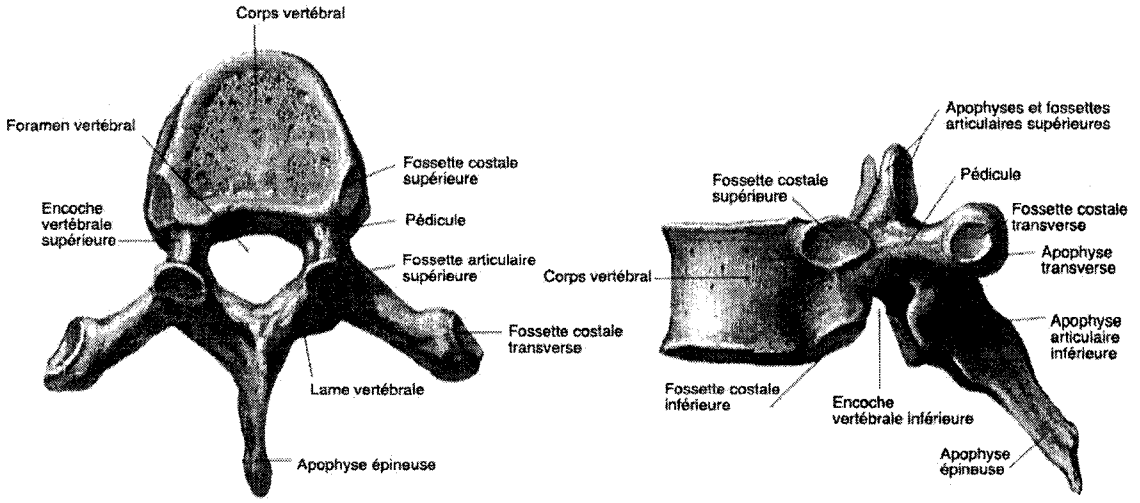


Figure 1.2 Description de l'anatomie d'une vertèbre type (adapté de Netter [137]). Vue axiale à gauche et sagittale à droite.

l'axe Z_L. Finalement, l'axe « X_L » est choisi de façon à compléter le système d'axes orthonormé.

La définition des repères standards, ainsi que la description de l'anatomie du rachis présentée jusqu'à maintenant, étaient surtout concentrées sur la partie osseuse du rachis. Cette partie du rachis constitue souvent la seule qui puisse être observée sur les images radiologiques du rachis. Pourtant, les vertèbres sont entourées de tissus mous qui contraignent les mouvements du rachis. La figure 1.3 présente un aperçu de cet ensemble complexe de tissus qui contribuent de différentes manières aux mouvements et aux déformations du rachis. Les disques intervertébraux occupent l'espace qui sépare les corps vertébraux des vertèbres adjacentes. Ceux-ci absorbent une partie de la charge lors de chocs ou de mouvements brusques de la colonne vertébrale. L'articulation entre les corps vertébraux est complétée par les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur. La partie postérieure des vertèbres est aussi entourée de plusieurs ligaments. Les ligaments interépineux et surépineux relient les apophyses épineuses, les capsules zygapophysaires relient les apophyses articulaires et le ligamentum flavum (aussi appelé ligament jaune) relie les lames vertébrales. Ces structures sont très difficiles à identifier sur les images radiologiques, mais contribuent au couplage apparent entre le mouvement des vertèbres.

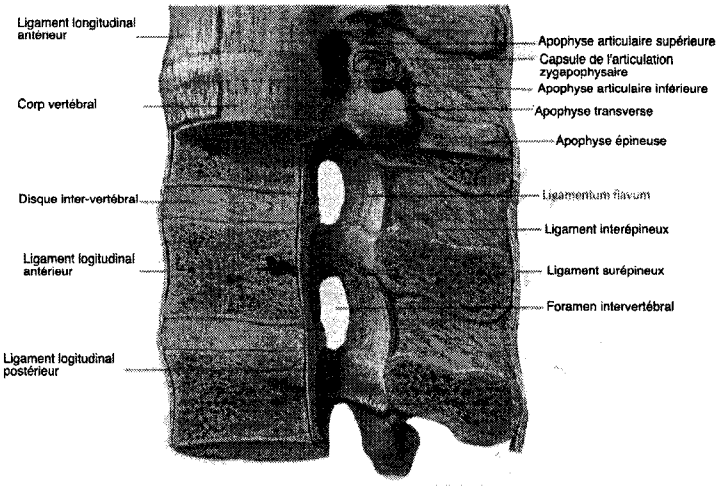


Figure 1.3 Tissus ligamentaires entourant la colonne vertébrale (adapté de Netter [137]).

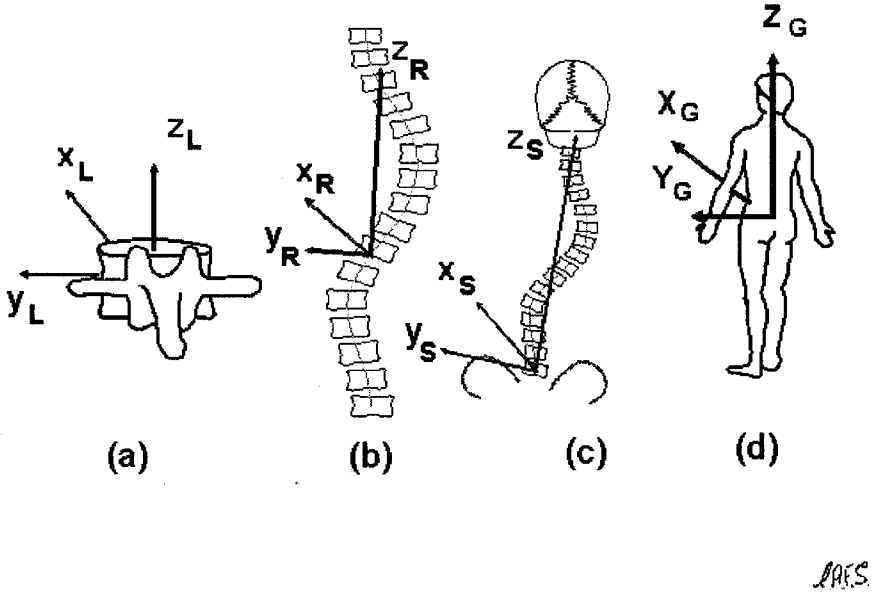


Figure 1.4 Repères standards utilisés pour l'étude des déformations de la colonne vertébrale (tiré de Stokes [181]). De gauche à droite : repère local standard pour les vertèbres (a), repère standard pour une courbure de la colonne vertébrale (b), repère global standard pour la colonne vertébrale (c), repère standard pour le corps complet du patient.

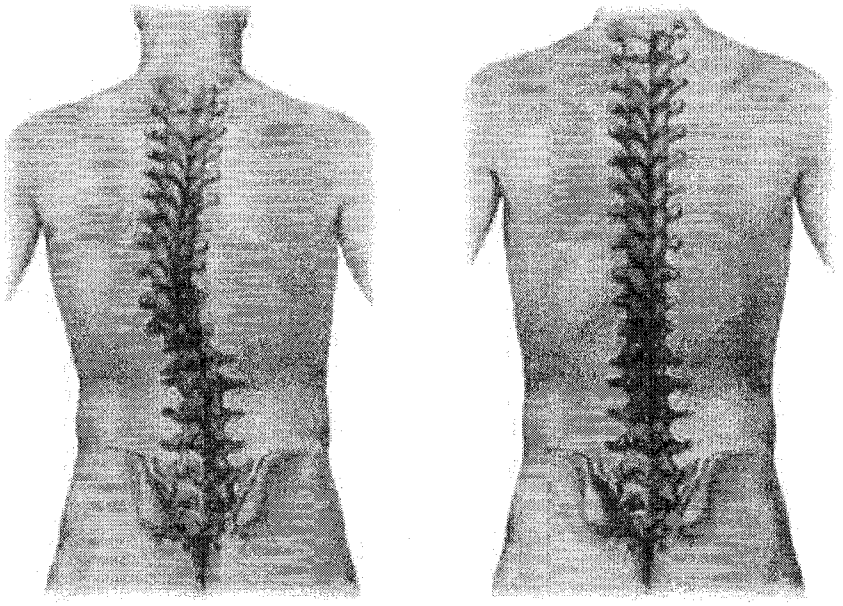


Figure 1.5 Exemple d'une déformation scoliotique (tiré de http ://www.nlm.nih.gov/ medlineplus, consulté le 27/08/07). À gauche : colonne vertébrale scoliotique. À droite : colonne vertébrale normale.

1.2 La scoliose

La présente section à pour but de permettre au lecteur de se familiariser avec certains aspects médicaux reliés à la scoliose, qui est la pathologie abordée au cours de cette thèse. Nous présenterons donc, dans un premier temps, la pathologie elle-même. Dans un deuxième temps, les méthodes couramment utilisées afin d'évaluer les déformations scoliotiques seront décrites. La classification des déformations sera abordée dans un troisième temps et, finalement, certains traitements orthopédiques de la scoliose seront introduits.

1.2.1 Définition

La scoliose est caractérisée par une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale (voir Figure 1.5). Cette déformation peut être accompagnée de déformations de la cage thoracique et du tronc en général. Elle apparaît normalement à l'adolescence en raison de la croissance rapide subie par le patient. La prévalence des déformations scoliotiques est d'environ 4,5 %, et près de 80 % des personnes atteintes sont de sexe féminin. De plus, la

majorité des cas sont idiopathiques (sans cause connue) [168]. La gravité des déformations subies par les patients est très variable, mais près de 10 % de ceux-ci nécessiteront un traitement [168].

La principale conséquence des déformations légères est d'ordre esthétique. Cependant, il ne faut pas négliger l'impact psychologique de ces désagréments esthétiques puisque cette maladie atteint principalement des adolescentes durant une période de leur vie où l'estime de soi est particulièrement fragile. Les déformations plus importantes peuvent résulter en l'apparition de douleurs chroniques au dos. De plus, les déformations de la cage thoracique peuvent aussi se traduire par des perturbations du fonctionnement des organes vitaux, tel que l'insuffisance respiratoire. Les capacités motrices des patients peuvent aussi être diminuées par des déformations importantes.

Bien que la forme et la sévérité des déformations scoliotiques soient très variables, on constate que la scoliose idiopathique est plus souvent thoracique (typiquement droite et plus rarement gauche) ou à double courbure thoracique droite lombaire gauche.

Les déformations scoliotiques ne sont pas fixes et peuvent évoluer avec le temps. La croissance encourue à l'adolescence semble jouer un rôle prépondérant dans la progression de cette maladie. En effet, les déformations scoliotiques modifient la posture et la répartition des charges sur la colonne vertébrale. Ces modifications altèrent le processus normal de croissance osseuse, ce qui accroît les déformations en générant une croissance asymétrique. Il s'en suit un « cercle vicieux » où les déformations scoliotiques entraînent une répartition assymétrique des charges au niveau de la colonne vertébrale qui amène une croissance assymétrique et des déformations [154, 183].

1.2.2 Évaluation de la scoliose et analyse de la forme du rachis scoliotique

La majorité des patients scoliotiques consultent d'abord en raison d'une déformation du tronc jugée inesthétique. Ainsi, l'une des méthodes d'évaluation de la scoliose les plus communes vise à quantifier cette déformation du tronc par des mesures externes. Cette déformation externe est en partie due à une déformation des côtes appelée gibbosité. En effet, les côtes subissent généralement un déplacement postéro-antérieur du côté convexe de la courbure scoliotique ainsi qu'un déplacement antéro-postérieur du côté opposé de la courbure. Cette situation crée une asymétrie de la cage thoracique qui est aisément obser-

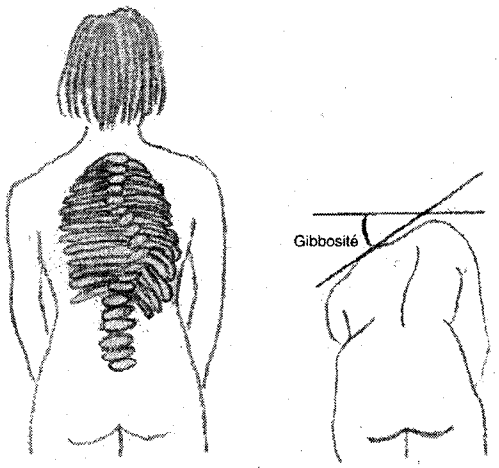


Figure 1.6 Illustration de la mesure de la gibbosité (inspiré de http :// www.scheuermann.nl/).

vable sans moyen radiologique. La gibbosité se mesure généralement lors d'une flexion du patient grâce à l'angle entre la surface du dos du patient et l'horizontale (voir Figure 1.6). La mesure de la gibbosité offre l'avantage indéniable d'être d'une grande simplicité. Cependant, il s'agit là d'une mesure bien indirecte de la déformation de la colonne vertébrale.

Une méthode de mesure plus directe de la déformation du rachis est l'angle de Cobb [34]. Celui-ci est défini par l'angle entre les plateaux vertébraux des vertèbres se situant aux limites de la courbure scoliotique observée à l'aide d'une radiographie postéro-antérieure (voir Figure 1.7). Un angle de Cobb informatisé peut aussi être calculé à partir d'une courbe décrivant les positions des vertèbres. Cette mesure informatisée vise à réduire l'incertitude inhérente au processus de mesure manuelle sur les radiographies. Les mesures informatisées et manuelles de l'angle de Cobb sont généralement considérées comme étant équivalentes (après l'application d'un facteur de conversion) [42].

L'angle de Cobb est le standard *de facto* dans l'évaluation de la scoliose. La facilité avec laquelle celui-ci peut être mesuré et interprété est très appréciée par les médecins. Cependant, l'irradiation répétée des patients scoliotiques entraîne des risques supplémentaires sur la santé de ces jeunes patients [80]. Dans cette optique, Jaremko et coll. [95] ainsi que Liu et coll. [117] ont démontré qu'il était possible de prédire l'angle de Cobb à partir de

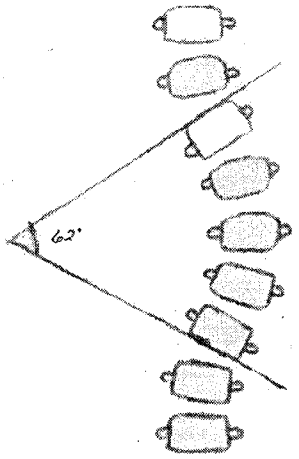


Figure 1.7 Calcul de l'angle de Cobb.

mesures externes.

Malgré sa popularité, l'angle de Cobb demeure néanmoins une mesure basée sur une représentation bidimensionnelle de déformations tridimensionnelles complexes. Certains auteurs ont donc proposé des indices cliniques tridimensionnels. Ceux-ci sont mesurés à partir de reconstructions 3D du rachis. Le plan de courbure maximale et la torsion géométrique du rachis sont deux exemples de cette démarche [181]. Dans le premier cas, on cherche à trouver le plan 3D où la mesure de la courbure 2D est maximale. Dans le second cas, c'est l'enroulement de la colonne vertébrale autour de l'axe vertical qui est mesuré. Les indices cliniques 2D ou 3D visent à réduire à quelques nombres intuitivement compréhensibles une déformation complexe. L'utilité clinique de ces mesures pour l'évaluation des déformations du rachis est manifeste. De plus, il est possible de produire des études transversales ou longitudinales à partir de ces indices [195, 196].

Cependant, les indices cliniques présentent plusieurs problèmes lorsque l'on souhaite étudier la forme du rachis. Dans un premier temps, les indices cliniques sont une simplification des déformations étudiées. On tente, par leur intermédiaire, de simplifier les déformations scoliotiques à quelques nombres. En général, il est difficile (voir impossible) de convertir un ensemble d'indices cliniques en un modèle géométrique du rachis. De plus, les indices cliniques sont développés et choisis de façon *ad hoc*. Ainsi, les études statistiques qui sont alors produites à partir de ces indices ne sont pas des études de la forme du rachis, mais bien des études d'un ensemble d'indices cliniques.

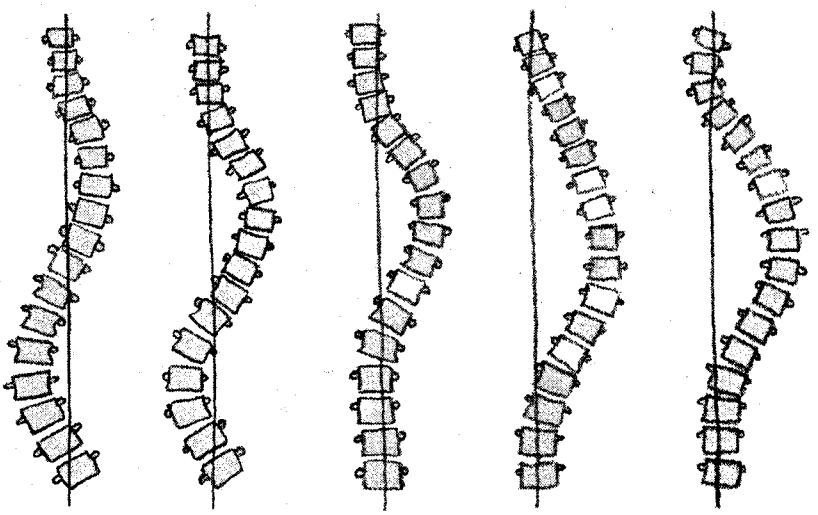


Figure 1.8 Classification de King (inspiré de Schlenk et coll. [175]). De gauche à droite : Type I qui est une double courbure où la courbe lombaire est plus importante, type II qui est une double courbure où la courbure thoracique est prédominante, type III qui est une courbe thoracique, type IV qui est une courbe thoraco-lombaire et type V qui est une double courbure thoracique.

Les indices cliniques prennent aussi diverses formes (angles, ratio, longueurs) et les méthodes de calcul associées sont parfois complexes. La structure de la matrice de corrélation décrivant les dépendances entre plusieurs indices cliniques est donc très difficile à déduire. La dépendance entre les différents niveaux vertébraux et les indices cliniques est aussi difficile à obtenir. Ainsi, il est difficile d'étudier les effets de modifications locales sur la forme de la colonne vertébrale à partir d'un ensemble donné d'indices cliniques.

Une utilisation directe de données géométriques pour l'analyse de la forme du rachis permettrait de résoudre les problèmes reliés à l'utilisation de ceux-ci. La difficulté principale devient alors de représenter la géométrie d'une façon adaptée aux déformations du rachis et suffisamment simple pour être interprétée sans formation approfondie préalable.

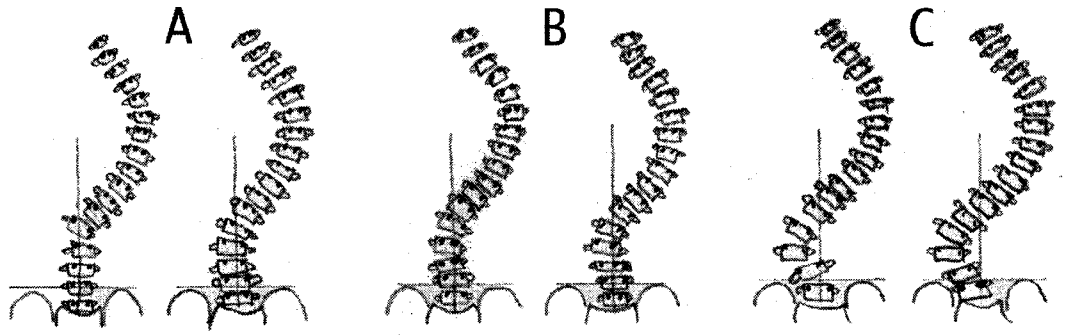


Figure 1.9 Utilisation de la ligne centrale sacrale (LCS) par la classification de Lenke (inspiré de Schlenk et coll. [175]). A : La LCS passe entre les pédicules des vertèbres de la région lombaire où aucune (ou une très légère) courbure scoliotique n'est constatée (modificateur lombaire A). B : La LCS touche le corps vertébral ou les pédicules de la vertèbre apicale lombaire (modificateur lombaire B). C : La LCS ne touche pas le corps vertébral de la vertèbre apicale (modificateur lombaire C).

1.2.3 Classifications des déformations

Malgré leur grande variabilité, les déformations du rachis peuvent être classifiées selon certains archétypes observés en clinique. La classification des déformations répond à plusieurs besoins cliniques. Premièrement, les classifications permettent de regrouper les stratégies opératoires communes pour différents types de déformations. Deuxièmement, il est important pour les chirurgiens orthopédiques de définir un vocabulaire dans le but de partager et d'améliorer les techniques et les stratégies de corrections de déformations. Les classifications agissent donc souvent en tant que vocabulaire commun lors d'études (voir par exemple Shufflebarger et coll. [178] ou Min et coll. [126]). Enfin, comme une grande proportion des scolioses sont idiopathiques, il est fort possible qu'il existe plusieurs causes et plusieurs mécanismes de progressions différents. Une classification efficace visera donc à séparer la planification de traitements de déformations n'ayant que peu de rapport entre elles.

À ce jour, plusieurs classifications des déformations scoliotiques ont été proposées. King et coll. [99, 98] ont développé une classification des déformations dans le plan frontal. Cette classification comprend cinq classes (voir Figure 1.8). Les déformations de type I sont des courbes doubles où la courbe lombaire est plus importante et plus rigide que la courbe thoracique. Les déformations de type II sont des courbes doubles où la courbe thoracique

est plus rigide que la courbe lombaire. Les déformations de type III n'incluent qu'une courbe thoracique. Les déformations de type IV sont des courbures thoraco-lombaires. Finalement, les déformations de type V correspondent à des doubles courbes thoraciques. King et coll. ont aussi proposé une série de conseils quant aux stratégies d'instrumentation à adopter lors de la correction chirurgicale de chacun de ces types de courbes.

Les différentes classes de déformations sont cependant souvent difficiles à discriminer sur des cas réels. Ainsi, des études ont révélé que les taux d'accord intra et inter-observateurs pour ce type de classification étaient faibles [111]. Stokes et Aronsson ont proposé un algorithme basé sur des règles binaires pour évaluer les sources de variabilités présentes dans cette classification [185, 184].

Lenke proposa plus tard une nouvelle classification où un ensemble de six motifs de base (la classification de Lenke inclue une classe pour les triples courbures) sont modulés par un modificateur lombaire et un modificateur thoracique [112]. Le modificateur thoracique évalue la cyphose thoracique par l'angle de Cobb dans le plan sagittal alors que le modificateur lombaire est plutôt utilisé pour qualifier la position de la vertèbre apicale de la courbure lombaire par rapport à la ligne sacrale centrale (voir Figure 1.9). Les taux d'accord intra et inter observateurs mesurés pour cette classification indiquent une plus grande robustesse par rapport à la classification de King [143], mais les désaccords restent néanmoins fréquents.

Des algorithmes automatisés permettent de classifier les courbures de façon déterministe [185, 184, 114, 113]. Cependant, les classifications cliniques actuelles présentent de nombreuses limitations. À l'intérieur d'une même classe, les objectifs des chirurgiens lors de corrections chirurgicales de la scoliose varient [123]. Il est donc raisonnable de penser que les chirurgiens ne conceptualisent pas les classes de déformations de la même manière. La nature discrète des classifications créent aussi des difficultés importantes autour des limites qui séparent les différentes classes. De plus, les classifications cliniques actuelles prennent en compte principalement les déformations sur le plan frontal. Or, les déformations scoliotiques sont tridimensionnelles et plusieurs indices convergent vers le fait qu'il existe une variabilité tridimensionnelle à l'intérieur des classes actuelles [28].

Plusieurs stratégies ont été mises en oeuvre pour obtenir une classification tridimensionnelle des déformations scoliotiques. Dans un premier temps, Poncet et coll. [163] proposèrent une classification basée sur la torsion géométrique du rachis. Cette classification

est simple et élégante. De plus, le concept de torsion du rachis a déjà permis d'améliorer l'instrumentation du rachis scoliotique [7]. Cependant, cette classification est limitée à un seul aspect de la variabilité tridimensionnelle du rachis. Une approche différente fut mise de l'avant par Duong et coll. [61]. Cette approche considère un ensemble important d'indices cliniques et utilise un algorithme de « clustering » pour séparer les cas d'une base de données de patients scoliotiques en groupes distincts. Les résultats obtenus avec cette approche confirment l'existence et la complexité de la variabilité tridimensionnelle des déformations scoliotiques. Cependant, les résultats obtenus sont difficiles à interpréter et ne favorisent pas une compréhension intuitive des déformations. Negrini et coll. [135, 134, 133] ont donc tenté d'obtenir une classification plus intuitive en considérant une sélection arbitraire d'indices quasi-3D (calculés à partir de projections d'un modèle 3D du rachis). Cependant, le caractère arbitraire de la sélection ainsi que la simplification de la géométrie 3D du rachis à des indices quasi-3D ne semblent pas nécessaires.

Un des aspects qui semble avoir été délaissé par les classifications proposées par le passé est la déformation des vertèbres. En effet, ces déformations peuvent aussi être classifiées [35]. De plus, la déformation des vertèbres contribue à alimenter les déformations du rachis complet. Il est donc important de les considérer. Évidemment, la prise en compte des déformations des vertèbres et de la géométrie du rachis s'accompagnera d'une représentation à plusieurs dimensions difficile à se représenter mentalement. Il sera donc nécessaire d'opter pour une méthode d'analyse complètement automatique.

Un autre aspect peu étudié est l'élimination des partitions discrètes qui caractérisent les classifications actuelles de la scoliose. Une classification continue permettrait de diminuer l'incertitude liée au classement des déformations près des frontières entre des classes discrètes. De plus, cela permettrait l'appartenance simultanée à plusieurs types de déformations.

1.2.4 Effets des traitements sur la forme du rachis

Les orthopédistes disposent de plusieurs options pour traiter la scoliose. Les deux alternatives les plus populaires sont le port d'un corset et la chirurgie corrective. Le corset vise principalement à arrêter la progression des déformations durant la période de croissance du patient, alors que la correction chirurgicale vise à corriger de façon permanente les dé-

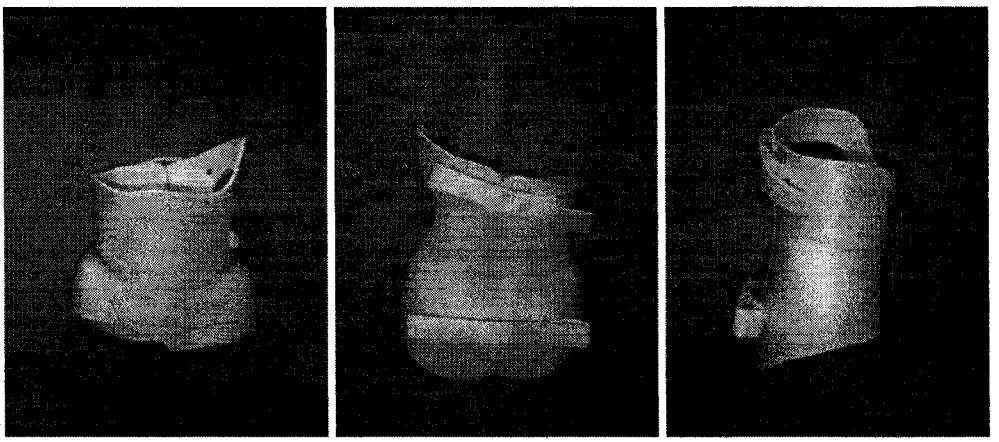


Figure 1.10 Corset de Boston. De gauche à droite : vue de face, vue de derrière et vue de côté.

formations en instrumentant directement la colonne vertébrale (installation de vis, de tiges métalliques, de crochets, *etc.*). Le traitement par corset est généralement appliqué à des déformations modérées (angle de Cobb compris entre 20 et 40 degrés). Les déformations plus importantes sont plutôt traitées à l'aide de chirurgies correctives.

1.2.4.1 Corsets

Il existe une vaste sélection de corsets disponibles pour le traitement des déformations scoliotiques (par exemple : le corset de Milwaukee, le corset de Chêneau, le corset Chêneau-Toulouse-Munster et le corset de Boston). Les figures 1.10 et 1.11 présentent un exemple de corset communément utilisé en clinique à l'hôpital Sainte-Justine de Montréal. La conception de chacun de ces différents types de corsets présente des particularités. Cependant, le mécanisme général d'action des corsets demeure toujours le même. Le corset applique une combinaison de forces sur la surface externe du tronc. Le rachis subit ensuite des forces qui ont été transmises par l'intermédiaire de la peau, des tissus musculaires, des tissus adipeux et de la cage thoracique.

Toutefois, les mécanismes d'action précis demeurent controversés. Certaines études (Wynarsky et coll. [206], par exemple) pointent vers une correction résultant des forces exercées par le corset, alors que d'autres études (Odermatt et coll. [142], par exemple) suggèrent plutôt que la correction serait le résultat de l'action des muscles du tronc en réponse

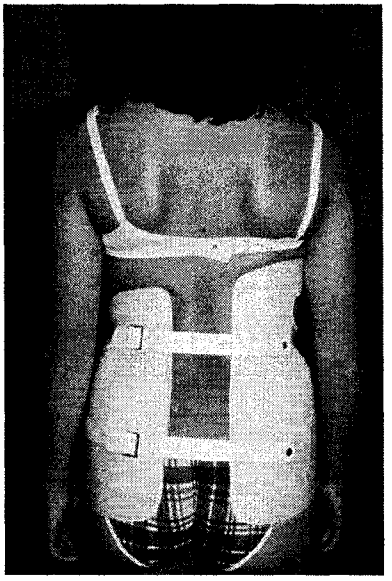


Figure 1.11 Corset de Boston porté par un patient (tiré de http ://www.sauk.org.uk /spinal_braces.htm, consulté le 27/08/07)

au port du corset. Cette ambiguïté quant au rôle de la masse musculaire rend la modélisation biomécanique des corsets difficiles. Des études réalisées par Aubin et coll. [10] et par Périe et coll. [155, 156, 157] ont tout de même simulé l'action du corset sans forces musculaires. Mais l'absence de certitude quant aux mécanismes physiques réels d'action du corset rend l'interprétation de leurs résultats délicate.

Des études statistiques permettent cependant d'évaluer l'efficacité des corsets. En effet, ces méthodes sont généralement indépendantes des mécanismes qui ont causé la correction. Cependant, l'évaluation statistique de l'effet du corset est loin d'être triviale. La méthode la plus utilisée consiste à définir un critère de succès (ou d'échec) du traitement et à comptabiliser le taux de succès chez les patients participants. Le critère de succès se résume souvent à vérifier que l'angle de Cobb n'a pas augmenté. Plusieurs auteurs, dont Nachemson et coll. [131], Rowe et coll. [171] ainsi que Coillard et coll. [36], ont opté pour cette approche et ont constaté que le corset est plus efficace qu'un suivi sans traitement. Toutefois, d'autres auteurs utilisant des méthodes similaires ont émis des doutes quant à l'efficacité du port du corset [52, 78, 79, 139, 118, 119, 193].

Limiter l'étude de l'efficacité de celui-ci à la courbure frontale du rachis (par l'intermédiaire de l'angle de Cobb) est considéré insuffisant par plusieurs chercheurs. En effet,

l'effet du corset est tridimensionnel. Ainsi, Labelle et coll. [104, 103] étudièrent l'effet immédiat du corset à l'aide d'un ensemble d'indices cliniques 3D. Des effets significatifs autant sur le plan frontal que latéral furent constatés. Willers et coll. [203], Pham et coll. [161] ainsi que Korovessis et coll. [101] étudièrent quant à eux l'effet tridimensionnel à long terme et conclurent que le corset contribuait à freiner la progression de déformations tridimensionnelles.

L'utilisation d'indices cliniques 3D est une amélioration notable par rapport à une analyse de radiographies bidimensionnelles et permet de prendre en compte la nature 3D des déformations scoliotiques. Cependant, le choix des indices cliniques demeure *ad hoc* et les méthodes d'évaluation actuelles ne permettent pas de localiser le (ou les) segment(s) précis du rachis où le corset a eu un effet significatif. Or, la localisation de l'effet est importante puisque le choix d'un modèle de corset peut être guidé par l'emplacement de la courbure du rachis [106] et l'ajustement du corset dépend grandement de l'emplacement de l'effet sur la courbure scoliotique.

1.2.4.2 Chirurgies

Les chirurgies correctives de la scoliose visent à redresser la colonne vertébrale du patient de façon sécuritaire et à maintenir cette correction. Ces objectifs sont généralement poursuivis par la fusion de vertèbres le long de la déformation et par l'instrumentation de la zone fusionnée. La fusion vertébrale est réalisée grâce à la pose de greffes osseuses entre les vertèbres. Ces greffes entraînent une croissance osseuse qui fusionne les vertèbres à terme. L'instrumentation de la déformation permet quant à elle de supporter la correction durant et après la fusion osseuse (voir Figure 1.12).

L'évaluation des chirurgies correctives de la scoliose est dominée par la mesure de l'angle de Cobb. Cependant, l'importance d'évaluer la forme de la colonne vertébrale en utilisant une approche tridimensionnelle fut reconnue rapidement. En effet, Duhaime et coll. [57] ont démontré au début des années 80 que l'instrumentation de Harrington (la plus populaire à l'époque) entraînait une perte des courbes latérales naturelles du rachis, en plus de corriger les déformations dans le plan frontal. Or, ces courbes naturelles sont importantes pour la santé des patients corrigés.

Cette découverte motiva d'ailleurs le développement de l'instrumentation Cotrel-Dubousset

Figure 1.12 Instrumentation chirurgicale de la colonne vertébrale pour la correction de la scoliose.

[40]. Ce type d'instrumentation permet de conserver les courbes naturelles du rachis grâce à une manoeuvre appelée « dérotation de tige ». Plusieurs études ont confirmé les corrections frontales et latérales liées à ce type d'instrumentation [7, 41]. Les corrections ont été mesurées par les angles de Cobb frontaux et latéraux à partir de deux radiographies. Cependant, l'utilisation de modèles 3D du rachis scoliotique permet le calcul d'indices cliniques purement tridimensionnels tel que le plan de courbure maximale ou la rotation axiale des vertèbres apicales. Une liste plus exhaustive de ces indices ainsi qu'une standardisation de la terminologie associée a été proposée par Stokes [181]. Papin et coll. [144] ont donc étudié les changements tridimensionnels à long terme chez des patients scoliotiques ayant subi une correction chirurgicale à l'aide de ces indices. Delorme et coll. [44] ont utilisé ces indices cliniques tridimensionnels afin de comparer deux types d'instrumentation (Cotrel-Dubousset et Colorado). Kotwicki et coll. [102] ont comparé récemment les approches antérieure et postérieure.

Les indices cliniques 3D permettent aux chirurgiens d'analyser intuitivement la géométrie 3D du rachis. Cependant, ceux-ci comportent aussi d'importants désavantages. La plupart des indices sont globaux et ne permettent pas une analyse locale de la forme du rachis.

De plus, ces indices ne décrivent ni complètement, ni directement les changements subis par le rachis. Ainsi, il est possible de déformer une colonne vertébrale sans modifier ses indices cliniques.

Afin de pallier à ces problèmes, Ghanem et coll. [73] étudièrent la position et l'orientation des vertèbres adjacentes à l'apex de courbures scoliotiques durant les chirurgies correctives. Sawatzky et coll. [174] utilisèrent une méthode similaire pour étudier la relation entre le nombre de crochets utilisés au cours d'une chirurgie et la correction obtenue. Cependant, le nombre limité de patients utilisés dans ces deux cas (8 pour l'étude de Ghanem et 32 pour l'étude de Sawatzky) rendait l'analyse statistique des données difficile. Petit et coll. [160] ont utilisé un échantillon plus important pour comparer les centres de rotation des vertèbres lors de deux types de chirurgies. Dumas et coll. [60] [59] se sont attardés à l'orientation des vertèbres des zones apicales et jonctionnelles. Cependant, aucune étude ne présente des résultats sur un nombre important de patients avec une analyse simultanée de la position et de l'orientation des vertèbres pour tout le rachis. De plus, aucune étude n'a documenté la variabilité des corrections en translation et en rotation. Or, la variabilité est très importante puisqu'elle permet d'étudier les effets personnalisés des corrections (et pas uniquement l'effet moyen).

1.3 Reconstruction et ajustement de modèles 3D du rachis

Plusieurs modalités d'imagerie sont employées pour l'étude de la scoliose dont la radiographie conventionnelle, la tomographie axiale et la résonance magnétique [51]. La radiographie conventionnelle, aussi appelée röntgenographie, constitue la modalité d'imagerie la plus couramment utilisée.

D'une part, cette modalité d'imagerie permet une grande flexibilité quant à la position du patient lors de l'examen. Ainsi, il est possible de radiographier les patients debout pour mieux visualiser des déformations du rachis. D'autre part, le faible coût des équipements nécessaires a entraîné une disponibilité quasi universelle de cette modalité d'imagerie dans les hôpitaux et cliniques médicales occidentales.

Les deux autres modalités d'imagerie mentionnées sont également utilisées dans des contextes spécifiques. La tomographie axiale permet d'étudier certaines anomalies osseuses des ver-

tèbres avec une plus grande précision. Quant à la résonance magnétique nucléaire, elle permet d'étudier les tissus mous, comme la moelle épinière, les nerfs et les disques intervertébraux, qui ne sont pas visibles sur des radiographies.

Chacune de ces modalités d'imagerie produit des images 2D ou 3D de la colonne vertébrale et des structures anatomiques avoisinantes. Généralement, les analyses ne sont pas faites directement sur les images. Il faut d'abord extraire ou ajuster un modèle géométrique. Celui-ci peut ensuite être utilisé pour le calcul d'indices cliniques ou encore pour l'assistance chirurgicale.

Cette section est dédiée à la revue des différentes méthodes reliées à l'obtention de modèles 3D du rachis à partir d'images médicales dans le contexte de la scoliose. D'abord, nous aborderons les types de modélisation géométrique utilisés dans la littérature. Par la suite, nous discuterons de la reconstruction de ces modèles géométriques 3D à partir de radiographies. Puis, nous présenterons quelques méthodes utilisées avec d'autres modalités d'imagerie.

1.3.1 Modélisation géométrique du rachis

Il existe plusieurs types de représentations géométriques qui sont utilisées pour modéliser la colonne vertébrale dans le contexte de l'étude de la scoliose. Ces différentes modélisations se distinguent les unes des autres principalement par le niveau de détail utilisé et par le modèle mathématique sous-jacent.

Les modèles géométriques les plus simples considèrent uniquement la position des centroïdes des vertèbres. On assume alors que chacun des centroïdes de vertèbre est un point d'une courbe 3D (ou 2D si uniquement une radiographie est considérée). Plusieurs méthodes ont été proposées afin de modéliser cette courbe. Les solutions proposées incluent l'estimation par la méthode des moindres carrés des coefficients de polynômes [186], de fonctions trigonométriques [54, 53] et de séries de Fourier [90, 182]. L'interpolation à l'aide de splines a aussi été proposée [49, 205, 208]. Le krigeage dual a, quant à lui, été utilisé afin de pallier aux problèmes d'oscillations qui caractérisent les méthodes basées sur l'estimation des fonctions complexes et les problèmes de sensibilité aux conditions aux limites qui affectent les splines [3, 164].

Les courbes paramétriques qui résultent des méthodes précédentes décrivent la forme de la colonne vertébrale et permettent de calculer facilement les dérivées spatiales. Celles-ci permettent alors de déterminer les points d'inflexion qui sont utilisés dans le calcul de plusieurs indices cliniques dont celui de l'angle de Cobb [42]. Il est aussi possible d'analyser ces courbes dans le domaine fréquentiel, tel qu'il a été proposé par Bergeron et coll. [19, 18] dans le cadre d'une application dont le but était de prédire la forme de la colonne vertébrale à partir de la surface externe du tronc.

L'utilisation d'une courbe 3D est fort utile dans plusieurs situations. Cependant, l'absence d'information sur la forme des vertèbres limite leur utilisation dans d'autres contextes. Les vertèbres peuvent être décrites de plusieurs façons. Il est parfois suffisant d'utiliser des nuages de points. Par exemple, le calcul de nombreuses mesures morphométriques ne nécessite que la position de marqueurs anatomiques. Parent et coll. [145] présentèrent une étude morphométrique des vertèbres de patients scoliotiques en utilisant un grand nombre de ces mesures.

Cependant, la visualisation d'un ensemble ne comprenant que quelques points par vertèbre est peu intéressante visuellement et rend difficile l'évaluation de la sévérité de la déformation du rachis pour le clinicien. Pour remédier à ces problèmes, Delorme et coll. [46, 47] ont proposé de déformer, à l'aide de la méthode du krigeage dual, un modèle surfacique de vertèbres (comprenant plus d'un millier de polygones) pour obtenir une reconstruction visuellement plus intéressante. Ghebreab et coll. [74] utilisèrent plutôt des surfaces b-splines pour décrire la forme des vertèbres, et ce, dans le but de segmenter la colonne vertébrale dans un volume 3D. Tout comme dans le cas de la forme de la colonne vertébrale, il est possible de décomposer la forme de vertèbres dans le domaine fréquentiel. Lefaix et coll. [109] proposèrent une telle approche en utilisant le concept d'harmoniques sphériques.

Il existe plusieurs problèmes communs à ces approches de modélisation géométrique de la colonne vertébrale. En effet, aucune de ces méthodes ne permet de modéliser simultanément, mais distinctement, la forme de la colonne vertébrale et la forme des vertèbres. De plus, ces approches utilisent des méthodes de modélisation géométriques générales. Les coefficients gouvernant l'allure des courbes ou surfaces obtenues ne sont donc pas directement interprétables dans le contexte de l'étude des déformations de la colonne vertébrale.

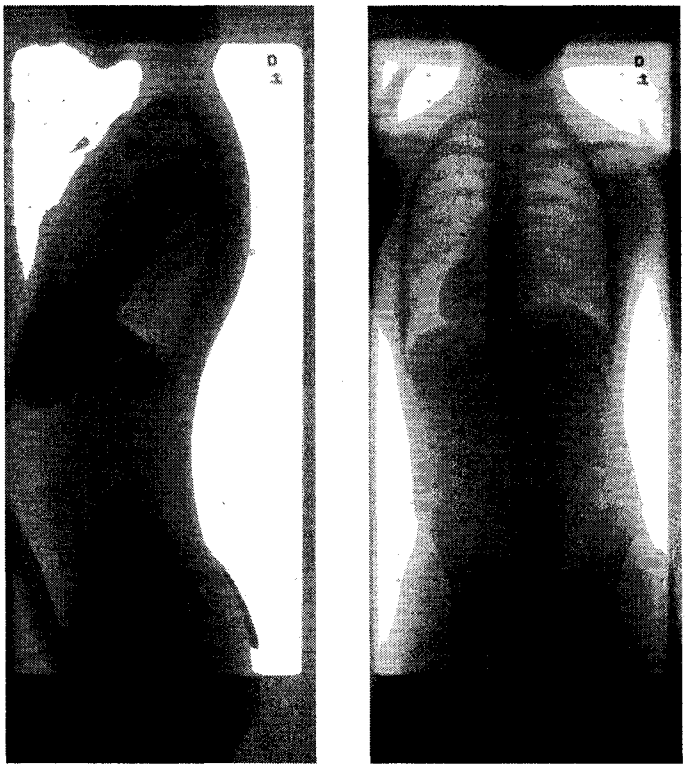


Figure 1.13 Exemple de radiographies avec billes de calibrage (à gauche : radiographie latérale, à droite : radiographie postéro-antérieure)

1.3.2 Reconstruction 3D à partir de radiographies

La modalité d'imagerie la plus utilisée par les cliniciens pour le diagnostic, la planification préopératoire et le suivi peropératoire en orthopédie est sans nul doute la radiographie. Cette modalité d'imagerie offre les avantages d'être disponible presque dans toutes les cliniques et les salles de chirurgie, d'être peu coûteuse et de ne pas exposer les patients à des doses élevées de radiations. Cependant, les radiographies ne permettent que d'observer une projection bidimensionnelle d'une réalité tridimensionnelle (voir les exemples de radiographies à la figure 1.13). Pour remédier à ce problème, plusieurs chercheurs ont développé des méthodes permettant de reconstruire un modèle 3D du rachis en utilisant un nombre réduit de projections radiographiques.

Ces reconstructions peuvent être utilisées à plusieurs fins. La création de modèles biomécaniques personnalisés [157, 194] et l'assistance à la chirurgie [122, 125] sont deux exemples d'application utilisant des reconstructions 3D du rachis. Les besoins des ap-

plications cliniques ainsi que les données disponibles ont amené le développement de différentes méthodes de reconstruction.

Les méthodes de modélisation du rachis à partir de radiographies peuvent être subdivisées en deux grandes familles : soit les méthodes basées sur la mise en correspondance de repères dans plusieurs radiographies et les méthodes basées sur le recalage d'un modèle préexistant. Les méthodes de la première famille nécessitent en pratique plus d'interventions manuelles, mais moins de connaissances *a priori* à propos de la structure à reconstruire. Les deux sections qui suivent décrivent les méthodes associées à ces deux grandes catégories.

1.3.2.1 Mise en correspondance multiplan

Lors du diagnostic et du suivi de pathologies du rachis comme la scoliose, deux radiographies sont généralement acquises, soit une vue latérale et une vue postéro-antérieure sans élévation. Dans certains cas, une radiographie postéro-antérieure avec un angle de vingt degrés d'élévation est aussi acquise (voir la figure 1.14).

Les radiographies sont obtenues grâce à l'exposition du patient à des radiations provenant d'une source de rayons X que l'on suppose généralement ponctuelle. La quantité de radiations traversant le patient est alors enregistrée en plusieurs endroits sur un film ou un capteur numérique (avec amplificateur de brillance). Comme certaines structures du corps humain ont tendance à absorber une plus grande portion des radiations, l'image recueillie permet de distinguer clairement les structures denses du corps telles que les os. Les films et capteurs utilisés en radiographie ressemblent beaucoup à ceux utilisés dans les appareils photos. La taille des capteurs et la longueur d'onde des photons détectés sont évidemment différentes, mais les principes de fonctionnement restent les mêmes. Comme dans le cas de la photographie, les capteurs numériques remplacent maintenant la plupart des films conventionnels dans les hôpitaux.

Les ressemblances entre la photographie et la radiographie ne s'arrêtent pas à la nature des capteurs utilisés. En effet, le modèle de caméra sténopé, qui est utilisé de façon courante dans le domaine de la vision par ordinateur pour traiter des photographies, permet de décrire la relation entre les positions tridimensionnelles des repères anatomiques et leur position sur une radiographie. Dans le cas d'une caméra ordinaire, le point focal est une

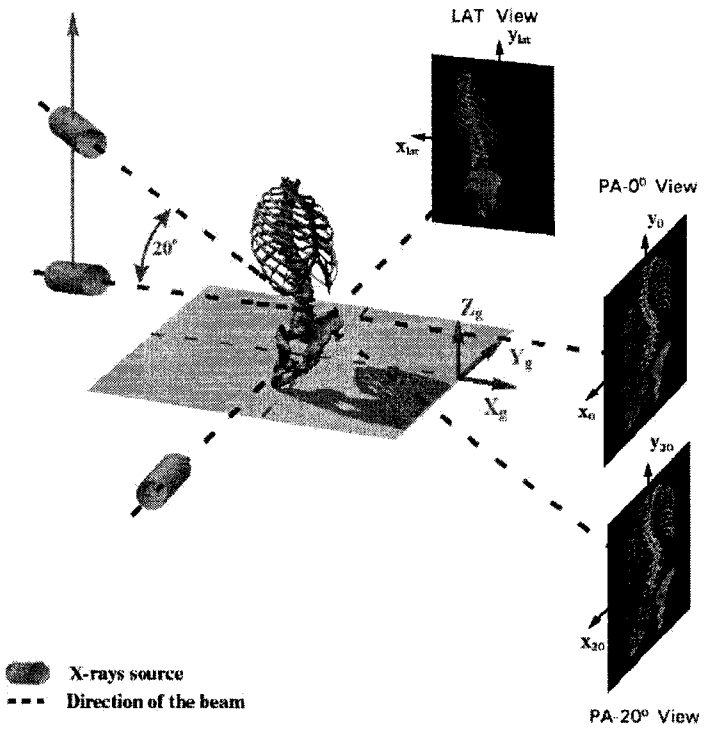


Figure 1.14 Radiographies acquises lors du diagnostic et du suivi de pathologies comme la scoliose.

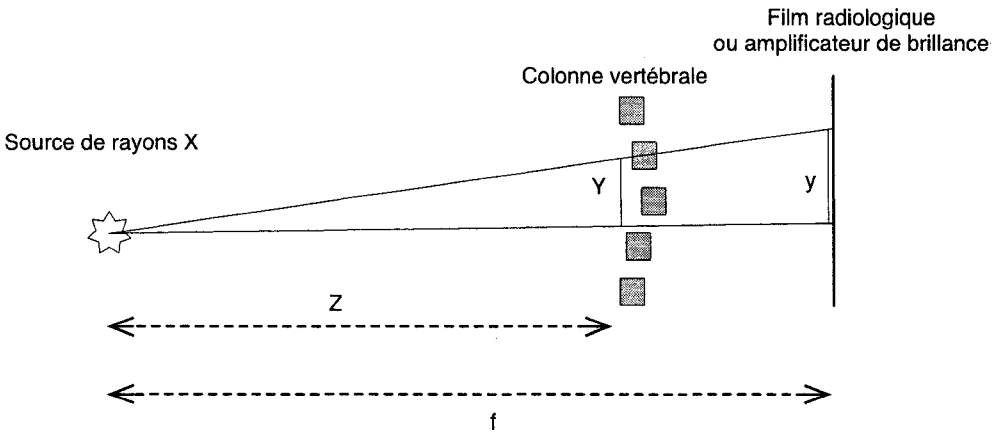


Figure 1.15 Formation d'images radiographiques par projection.

petite ouverture dans la caméra qui sépare d'un côté le sujet et de l'autre le détecteur. Cependant, dans le cas de la radiographie, l'objet imagé (le patient) se trouve entre le point focal (où se trouve la source de rayons X) et le détecteur. Cette différence conceptuelle n'a cependant aucun effet sur le modèle mathématique.

La figure 1.15 illustre les relations géométriques entre la hauteur y d'un point sur une radiographie et la hauteur Y correspondante sur la colonne vertébrale réelle. La variable Z dénote la distance entre le point considéré et la source radiologique. La distance entre la source radiologique et le détecteur est quant à elle appelée focale (ou distance principale) et est représentée par la lettre f. Les rayons X émis par la source ponctuelle de radiations traversent le patient et subissent une certaine atténuation pour finalement être détectés par le film radiologique (ou le capteur numérique). La présence de deux triangles semblables dans la figure 1.15 permet d'écrire que $\frac{Y}{y} = \frac{Z}{f}$ et donc que $y = f\frac{Y}{Z}$. Le même raisonnement s'appliquant aussi à la coordonnée x d'un repère anatomique sur une radiographie. On obtient donc les équations suivantes :

$$x = f\frac{X_C}{Z_C}$$

$$y = f\frac{Y_C}{Z_C}$$

Sachant que les coordonnées X_C, Y_C et Z_C sont les coordonnées d'un point 3D dans le repère lié à la source de rayons X.

En règle générale, on s'intéresse à la position mesurée en pixels sur la radiographie. Il faut donc prendre en compte le centre de la radiographie (o_x, o_y) (aussi nommé point principal et qui est la projection de la source de rayons X sur la radiographie) ainsi que la taille des pixels s_x et s_y. De plus, le système de coordonnées de la caméra n'est généralement pas le même que le système de coordonnées du monde. On doit donc prendre en compte la transformation rigide reliant ces deux repères. Ainsi, si l'on pose qu'un point dans le repère du monde peut être exprimé dans le repère de la caméra par $\mathbf{P_c} = \mathbf{R}\,(\mathbf{P_m} - \mathbf{T})$ (où R et T sont respectivement la rotation et la translation permettant passer du repère global au repère de la caméra), alors la position image (x, y) peut être reliée à la position 3D par l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} \alpha x \\ \alpha y \\ \alpha \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{f}{s_x} & 0 & o_x \\ 0 & -\frac{f}{s_y} & o_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{R} & -\mathbf{R}\,\mathbf{T} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}$$

Que l'on peut ensuite transformer en :

$$\begin{bmatrix} \alpha' x \\ \alpha' y \\ \alpha' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_1 & m_2 & m_3 & m_4 \\ m_5 & m_6 & m_7 & m_8 \\ m_9 & m_{10} & m_{11} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \tag{1.1}$$

Si les paramètres de projection de l'équation 1.1 sont connus et qu'un repère anatomique a été identifié sur plus d'une radiographie, alors il est théoriquement possible de retrouver les coordonnées 3D de celui-ci. Or, il existe plusieurs repères anatomiques sur les vertèbres qui peuvent être identifiés sur plusieurs radiographies par un utilisateur expert.

Le problème de la reconstruction 3D à partir de radiographies peut alors être divisé en deux étapes. Dans un premier temps, on doit déterminer les paramètres de projection m_1 à m_{11}. Cette procédure est fréquemment appelée calibrage. Elle peut être accomplie en isolant les

paramètres de projection en se servant d'un objet dont les coordonnées 3D sont connues et pour lequel les coordonnées 2D ont été mesurées. Cet objet de calibrage doit être présent dans chacune des radiographies pour déterminer les paramètres de projection associés à chacune des radiographies. Ce type de procédure n'est pas exclusif à la reconstruction de la colonne vertébrale à partir de radiographies et peut aussi être utilisée, par exemple, pour l'analyse d'images vasculaires acquises à l'aide de fluoroscopes (voir, par exemple, Gorges et al. [82]). Dans le cas de la colonne vertébrale, l'objet de calibrage peut prendre plusieurs formes, mais il s'agit souvent de deux grilles de billes de plomb dont les coordonnées 3D ont été mesurées au préalable. Dans un deuxième temps, les coordonnées 3D des repères anatomiques doivent être calculées à l'aide des coordonnées images et des paramètres de projection obtenus précédemment.

Plusieurs auteurs ont proposé l'utilisation de méthodes linéaires de calibrage [2, 159]. Celles-ci ont l'avantage d'être conceptuellement simples et efficaces en temps de calcul. Cependant, un objet de calibrage couvrant l'ensemble du rachis doit être utilisé pour éviter les mauvaises performances de ce type de méthode en extrapolation. Il est aussi possible de mettre en place une procédure de calibrage explicite où les paramètres de projection sont estimés à l'aide d'une procédure d'optimisation non linéaire qui minimise l'erreur de reprojection de l'objet de calibrage. Ce type de méthode fut proposé par Cheriet et coll. [33] lors de l'utilisation d'un objet de calibrage porté par le patient.

Si aucun objet de calibrage n'est disponible, il est toujours possible de minimiser l'erreur de reprojection des marqueurs anatomiques. On parle alors d'autocalibrage. Il est donc possible d'éviter d'utiliser un objet de calibrage qui perturbe le protocole d'acquisition normal. Cependant, la reconstruction obtenue n'est valide qu'à une transformation projective près (bien que le résultat dévie peu dans la pratique par rapport à une reconstruction métrique si on dispose d'une approximation initiale raisonnable). Cheriet et coll. [32, 31] ainsi que Novosad et coll. [140] ont proposé des approches d'auto-calibrage appliquées à la reconstruction 3D du rachis à partir de radiographies.

Le modèle obtenu à l'aide des méthodes précédentes n'est constitué que de quelques points par vertèbres. Cette représentation est peu intéressante visuellement et rend difficile l'évaluation de la sévérité de la déformation du rachis par le clinicien. Ainsi, André et coll. [3] et Delorme et coll. [46, 47] ont proposé de déformer, à l'aide de la méthode du krigeage, un modèle surfacique de vertèbres plus précis (avec plus d'un millier de polygones) pour

obtenir une reconstruction visuellement plus intéressante.

Les repères anatomiques facilement identifiables dans plusieurs radiographies sont peu nombreux. Cependant, plusieurs repères anatomiques sont identifiables de façon reproductible sur une radiographie. Ainsi, Mitton et coll. [127] ont généralisé l'approche de déformation d'un modèle surfacique pour y intégrer des points non stéréo-correspondants. L'approche proposée consiste à reconstruire en 3D un ensemble de points stéréo-correspondants pour chacune des vertèbres, puis à ajuster un modèle générique de vertèbres à l'aide de points non stéréo-correspondants. Ceux-ci sont ajustés en minimisant l'énergie suivante :

$$E = \sum_{k=1}^{m} \frac{1}{2} \left(l_k - l_{ok}\right)^2$$

Où l_k et l_{ok} désignent la longueur estimée et la longueur au repos de ressorts virtuels joignant le modèle générique de vertèbre et la position estimée des repères non stéréo-correspondants. L'énergie E est minimisée en déplaçant les points non stéréo-correspondants le long de l'axe de projection de la radiographie concernée. Des repères anatomiques identifiables uniquement sur l'une des radiographies peuvent donc être utilisés pour obtenir un modèle surfacique plus précis [128, 58]. L'ajout de points non stéréo-correspondants a permis de diminuer le nombre de repères à mettre en correspondance et à accélérer la reconstruction (en diminuant le nombre d'interventions manuelles) [162].

Des efforts ont été déployés afin de détecter automatiquement des repères anatomiques sur les radiographies [48, 49], mais le faible rapport signal sur bruit des images radiographiques rend cette tâche difficile pour l'instant.

Aussi, la mise en service récente de systèmes de radiographies bases doses (tel que le système EOS) permet de diminuer la dose de radiation reçue par les patients ainsi que d'augmenter la qualité des images. Les radiographies obtenues peuvent être utilisées pour reconstruire des modèles 3D du rachis à l'aide des méthodes citées précédemment [167, 56, 170]. Malheureusement, la quantité d'interventions manuelles requises reste importante et la disponibilité de ces systèmes est actuellement faible.

1.3.2.2 Recalage de modèles

Les méthodes basées sur la mise en correspondance de repères anatomiques sont intéressantes puisqu'elles nécessitent très peu de données préalables. Cependant, elles nécessitent toutes un minimum de deux radiographies. Or, dans plusieurs circonstances, il est impossible ou très difficile de prendre deux radiographies. De plus, la mise en correspondance manuelle de points est peu précise et longue. L'intégration d'un modèle 3D préalable permet de contraindre le problème et offre la possibilité d'obtenir des reconstructions 3D, même en utilisant une seule radiographie (bien que l'ajout de radiographies supplémentaires améliore la robustesse et la précision).

Ainsi, Lavallée et coll. [107] ont montré comment déterminer la position et l'orientation d'un objet à partir de son contour sur une projection et d'un modèle surfacique préalable de celui-ci. La méthode consiste à optimiser la somme des carrés des distances minimales entre le contour reprojeté dans l'espace 3D et la surface de l'objet en fonction de sa position et de son orientation. La segmentation du contour est cependant manuelle et aucune déformation par rapport à la forme de la surface d'origine n'est possible. Hamadeh et coll. [87, 88] ont combiné la procédure de recalage à un algorithme de détection de contours, ce qui a permis d'automatiser la segmentation au niveau des vertèbres lombaires. Toutefois, la présence de nombreux contours parasites (dû à la superposition d'autres structures anatomiques) rend cette méthode imprécise au niveau du rachis thoracique.

Les méthodes de recalage citées précédemment recherchent une transformation rigide globale qui permet d'aligner un modèle surfacique préalable. Cependant, la colonne vertébrale est flexible et une transformation rigide globale n'est pas suffisante pour prendre en compte les déformations du rachis. Une solution alternative consiste à recaler chaque vertèbre individuellement pour obtenir leurs positions et orientations. Malgré cela, la petite taille des vertèbres par rapport à la distance focale du montage radiologique donne lieu à des erreurs importantes le long de l'axe de projection (voir la figure 1.16). Il est donc primordial de prendre en compte des contraintes anatomiques pour éviter d'obtenir un modèle 3D final où les vertèbres sont complètement disloquées.

Dans ce contexte, Novosad et coll. [141] proposent une méthode où des modèles 3D de vertèbres (préalablement reconstruits en 3D à l'aide d'une méthode de mise en correspondance multiplan) sont recalés avec des repères anatomiques extraits d'une seule radiogra-

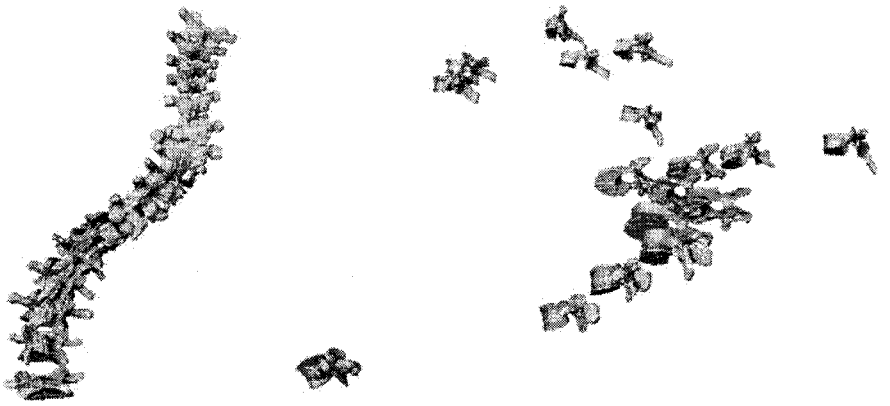


Figure 1.16 Recalage 3D-2D de vertèbres individuelles à partir d'une radiographie postéro-antérieure. À gauche : vue postero-antérieure. À droite : vue latérale (adapté de Novosad et coll. [141])

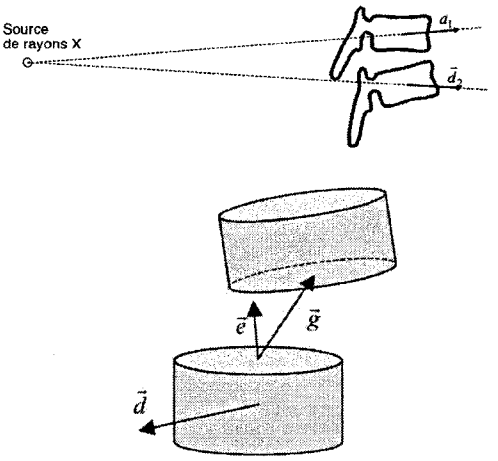


Figure 1.17 Illustration de la contrainte d'alignement. Si les plateaux vertébraux sont alignés, alors le vecteur $\vec{e}$ décrit le déplacement entre les repères anatomiques analogues de deux vertèbres contiguës. Le vecteur $\vec{g}$ donne le déplacement réel entre des repères anatomiques analogues et $\vec{d}$ correspond à l'axe de projection de la radiographie (adapté de Novosad et coll. [141]).

phie. Grâce à ces repères et à l'application d'une contrainte d'alignement, les auteurs ont été en mesure de déterminer la position et l'orientation de chaque vertèbre. La contrainte d'alignement force un déplacement le long de l'axe de projection de la radiographie à chaque itération de la procédure d'optimisation utilisée afin de maximiser l'alignement des vertèbres. Le vecteur $\vec{g}'$ de l'équation suivante correspond à ce déplacement (voir Figure **??** pour la définition de $\vec{d}$, $\vec{e}$ et $\vec{g}$).

$$\begin{bmatrix} \vec{e} & \vec{d} & \vec{e} \times \vec{d} \end{bmatrix} \vec{g}' = \vec{g}$$

Il est à noter que seule la seconde composante de $\vec{g}'$ est utilisé puisque l'alignement des vertèbres n'est contraint que dans la direction de l'axe de projection (le long duquel les erreurs de recalage sont importantes).

Les auteurs ont développé cette méthode pour la reconstruction 3D du rachis lors du test d'inflexion latérale qui vise à évaluer la flexibilité du rachis et où la prise de plus d'une radiographie est impraticable. Le temps nécessaire pour extraire manuellement les repères anatomiques de la radiographie rend cette méthode compatible avec une utilisation pour le diagnostic et la planification préopératoire, mais pas avec une utilisation peropératoire. De plus, le caractère *ad hoc* de la contrainte d'alignement laisse croire qu'une méthode plus générale permettant de prendre en charge plusieurs contraintes anatomiques pourrait améliorer les résultats obtenus.

Il est aussi possible de recaler un modèle de la colonne vertébrale si l'on possède une tomodensitométrie préalable d'un patient. La procédure de recalage se résume à optimiser la similarité entre la radiographie réelle et des radiographies simulées à partir des données tomodensitométriques (ou en anglais : « Digitally Reconstructed Radiography »).

La création de radiographies simulées à partir de tomodensitométrie est possible puisqu'une radiographie est le résultat de l'atténuation d'un faisceau de rayons X. Chacun des points de la radiographie correspond à l'atténuation subie par des rayons X provenant d'une source en passant à travers le patient. Les zones les plus denses du patient, telles que les os, atténuent davantage les rayons X que les zones moins denses. Ainsi, les intensités enregistrées sur la radiographie varient en fonction des tissus traversés.

On modélise fréquemment l'intensité $I(x_p, y_p)$ associée à un point (x_p, y_p) sur une radio-

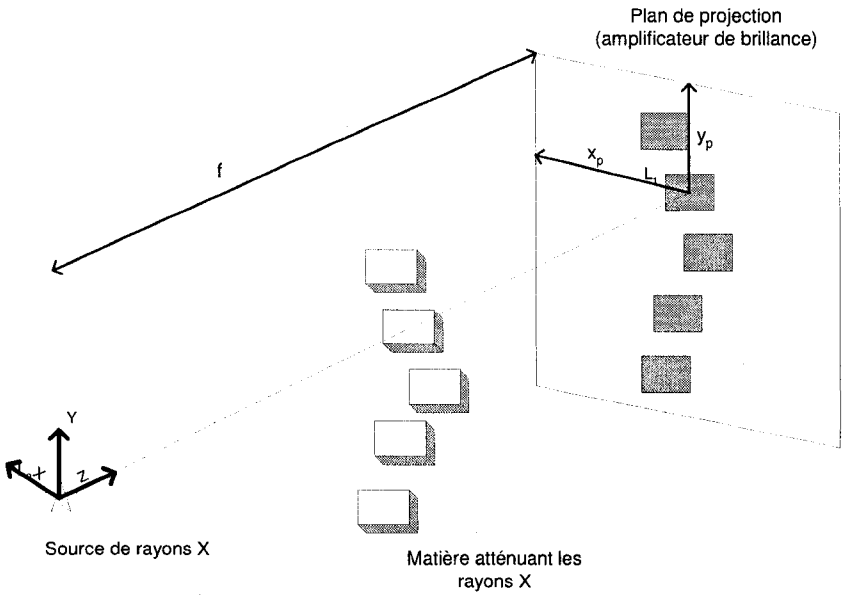


Figure 1.18 Formation d'images radiographiques par projection.

graphie par l'équation suivante :

$$I(x_p, y_p) = I_0 \exp\left(-\int_L \mu(v)dv\right)$$

Où I_0 est un facteur de proportionnalité lié à la sensibilité du détecteur, $\mu(v)$ une fonction retournant le coefficient d'atténuation pour une coordonnée v de $\Re^3$ et L le segment de droite reliant la source de rayons au point (x_p, y_p) du plan de projection.

En plaçant la source de rayons X à l'origine du repère du monde (voir la figure 1.18), on obtient :

$$I(x_p, y_p) = I_0 \exp\left(-\|L_1\| \int_0^1 \mu(vL_1)dv\right)$$

Avec $L_1 = \left(f, \frac{y_p}{f}, \frac{x_p}{f}\right)$

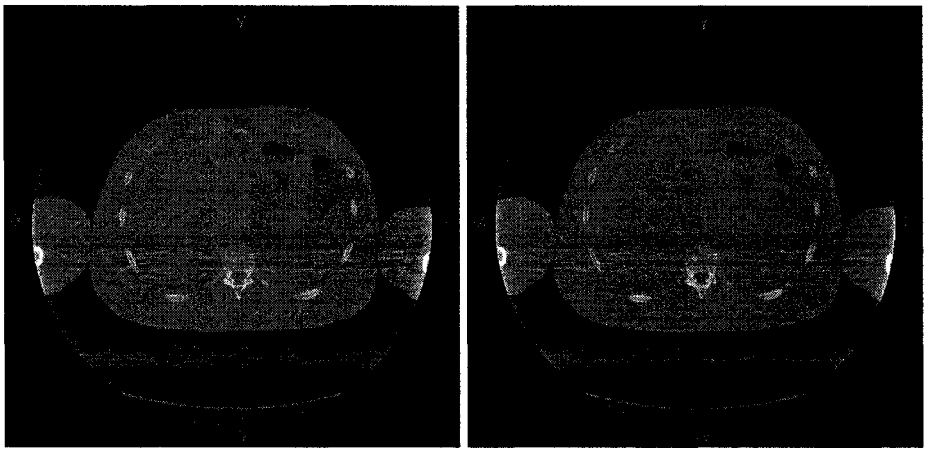
Il est donc possible de produire une radiographie simulée en spécifiant la distance entre le plan de projection et la source de rayons X, ainsi que la fonction $\mu(v)$. Bien que les longueurs d'onde des radiations utilisées soient différentes, on peut généralement approximer les coefficients d'atténuation en radiographie par les coefficients obtenus lors d'une tomo-

densitométrie. Ainsi, il est possible de produire des radiographies simulées en utilisant les données d'une tomodensitométrie (voir la figure 1.19).

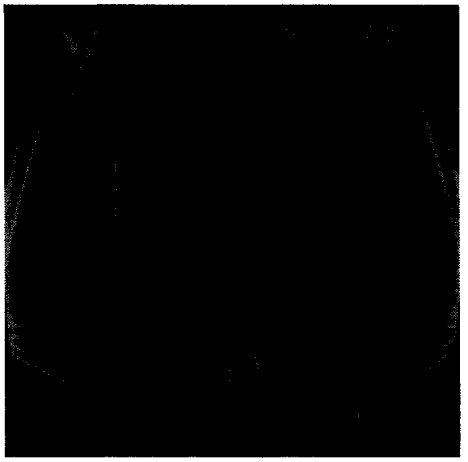
Plusieurs procédures basées sur la maximisation de la similarité entre clichés fluoroscopiques (ou radiographies) et radiographies simulées à partir de données tomodensidométriques ont été proposées pour recaler des vertèbres de la région lombaire du rachis [202, 190, 153, 152, 151, 211, 172]. Cette approche est intéressante puisqu'elle ne nécessite ni segmentation préalable des données ni identification manuelle de marqueurs anatomiques. Néanmoins, le temps de calcul est important puisque la projection du volume tomodensitométrique doit être effectuée à chaque itération de la procédure de recalage.

De nouvelles méthodes permettent aujourd'hui de réduire le temps de calcul nécessaire pour produire des radiographies simulées [201, 72, 169, 197], mais ce type de méthodes demeure coûteux. De plus, il n'est pas possible de récupérer les déformations du rachis survenues entre la prise de la tomodensitométrie et le moment de la prise du cliché fluoroscopique (durant l'intervention chirurgicale). Il faut aussi disposer d'une tomodensitométrie récente du patient, ce qui n'est pas toujours possible ou souhaitable (pour limiter l'exposition des patients à des radiations ionisantes).

Si l'on ne dispose pas d'un modèle personnalisé et rigide de la structure anatomique recherchée, il faut faire appel à un modèle déformable de celle-ci. On recherche alors la reconstruction 3D la plus probable en fonction de la (ou des) radiographie(s) fournie(s). Dans ce contexte, Benameur et coll. [14, 15, 16] ont proposé d'estimer une reconstruction 3D du rachis en optimisant une fonction d'énergie comportant un terme géométrique et un second terme statistique. Fleute et coll. [70, 68, 69] ont aussi proposé une approche similaire pour la reconstruction de vertèbres lombaires. Le terme géométrique est déterminé en calculant une mesure de potentiel entre les contours présents sur les radiographies (extraits automatiquement par un filtre de Canny) et les contours rétroprojetés de l'estimation courante de la reconstruction 3D du rachis. Le terme statistique permet de pénaliser les déformations des vertèbres les plus improbables. Malheureusement, Benameur et coll. n'effectuent que des reconstructions à partir d'au moins deux radiographies. Pour appliquer cette méthode au cas où seulement une radiographie serait disponible, il faudrait intégrer un modèle statistique des déformations admissibles du rachis entier et non seulement un modèle statistique de la forme des vertèbres.



(a) (b)



(c)

Figure 1.19 Deux coupes tomodensitométriques provenant de la banque de données « Visible Human » (en haut) et une radiographie postéro-antérieure avec un angle d'élévation de vingt degrés simulée à l'aide de ces données (figure du bas).

1.3.3 Reconstruction et ajustements à partir d'autres modalités

Malgré la dominance de la radiographie conventionnelle dans l'étude des déformations de la colonne vertébrale, d'autres modalités d'imagerie sont aussi utilisées en clinique et des modèles géométriques sont parfois extraits à partir des images capturées.

La chirurgie guidée par l'image est sans doute l'application la plus commune qui nécessite l'utilisation de modèles géométriques issus de diverses modalités. Les images volumétriques issues de la tomodensitométrie ou de la résonance magnétique sont couramment utilisées pour guider les chirurgiens lors de manipulations délicates. Cependant, ces images doivent être recalées avec l'anatomie du patient sur la table d'opération. Plusieurs systèmes de navigation dépendent de la pose de marqueurs per-cutanés vissés aux vertèbres d'intérêts pour effectuer cette opération de recalage [86, 8, 9]. Une solution moins invasive consiste à mettre en correspondance manuellement des marqueurs anatomiques 3D. La transformation rigide qui minimise l'erreur quadratique peut alors être calculée à l'aide d'une décomposition en valeurs singulières (SVD) [6]. Cependant, la mise en correspondance manuelle risque de ralentir l'intervention et l'identification de marqueurs anatomiques est parfois difficile en cours de chirurgie. Besl et McKay [20] proposèrent l'algorithme ICP (iterative closest points) qui permet de recaler des nuages de points sans mise en correspondance préalable. L'absence de mise en correspondance explicite permet au chirurgien de faire l'acquisition d'un grand nombre de points à la surface de l'os en peu de temps sans se soucier du positionnement exact de ceux-ci.

Herring et coll. [92] ont démontré qu'une approche basée sur l'algorithme ICP peut être utilisée avec succès pour recaler la surface de vertèbres. Il est toutefois nécessaire de détenir une approximation initiale de qualité pour éviter que la méthode ne converge vers un minimum local. Ainsi, certains auteurs ont proposé d'opter pour une combinaison de recalage basée sur un ensemble réduit de points mis en correspondance et d'ICP pour tirer profit des avantages des deux approches [77, 76]. Les points identifiés durant la chirurgie peuvent provenir de différentes sources comme un stylet suivi en 3D [122, 92] ou d'une sonde ultrasonore suivie en 3D [29, 200, 92]. Néanmoins, les nuages de points nécessaires au recalage des surfaces nécessitent la segmentation de la colonne vertébrale à partir d'images préopératoires 3D.

La segmentation des images tomodensitométriques est relativement simple puisque les os

sont plus denses que le reste des structures du corps humain. Ainsi, une simple opération de seuillage ou d'extraction d'isosurfaces est généralement suffisante. Herring et coll. [93] ont montré que cette approche est généralement viable pour la colonne vertébrale. Naegel [132] proposa récemment l'utilisation d'opérateurs de morphologie mathématique afin d'assurer la séparation des vertèbres et ainsi permettre leur étiquetage. Certaines applications, telles que la mesure de la densité minérale osseuse, nécessitent une segmentation très précise. Des méthodes plus complexes furent donc aussi proposées. Par exemple, Fleute [70] proposa une méthode basée sur la déformation de modèles vertébraux de référence. De plus, Mastmeyer et coll. [124] proposèrent donc une méthode hiérarchique pour la segmentation des vertèbres dans des images tomodensitométriques visant particulièrement les méthodes de calcul de la densité minérale osseuse.

La segmentation de la colonne vertébrale est plus difficile à partir d'images de résonance magnétique nucléaire, puisque les intensités des voxels dépendent du protocole d'imagerie choisi (par exemple : T1, T2 ou densité de protons) et puisque plusieurs types de tissus peuvent être associés à la même valeur d'intensité. Une simple opération de seuillage n'est donc plus possible. L'utilisation de la texture des images est une avenue potentielle (voir, par exemple, la méthode proposée par Bourgeat et coll. [24]). Une segmentation semi-automatique obtenue à l'aide de modèles déformables est une autre solution. Dans ce contexte, Ghebreab et coll. [74] proposèrent d'ajuster interactivement une série de surfaces b-splinaires décrivant la forme des vertèbres et liées entre elles par une « ficelle » imaginaire. Une autre approche consiste à modéliser les images comme des graphes où le poids des arcs est fonction des différences d'intensités. Le problème de segmentation est alors converti en un problème de coupe minimale du graphe. Carballido et coll. [27] utilisèrent cette approche pour segmenter la colonne vertébrale dans des images de résonance magnétique en utilisant l'algorithme de la coupe normalisée. La théorie des graphes peut aussi être utilisée dans certains cas pour garantir que la solution obtenue soit optimale et que la procédure de segmentation ne s'arrête pas dans un minimum local. Schmidt et coll. [176] démontrèrent récemment que l'algorithme A* (algorithme de recherche de chemin dans un graphe) combiné à une heuristique efficace permettait d'étiqueter les vertèbres sur des images de résonance magnétique de façon globalement optimale.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES, OBJECTIFS ET MÉTHODE GÉNÉRALE

2.1 Problématique

Dans le chapitre précédent, nous avons mis en évidence plusieurs problèmes avec les méthodes actuellement utilisées pour l'étude des déformations scoliotiques. Un grand nombre de ces problèmes sont liés à l'absence d'une modélisation statistique adaptée à la colonne vertébrale.

D'un côté, les études médicales et biomédicales consacrées à la forme du rachis utilisent un ensemble d'indices cliniques *ad hoc*. Ces indices fournissent une évaluation globale et concise de la nature de la déformation. Ils sont adaptés à de nombreuses applications cliniques, mais sont inutilisables dans le contexte de la reconstruction 3D, de la segmentation ou du recalage d'images du rachis. En effet, ceux-ci prennent en charge la forme globale du rachis en délaissant généralement les changements locaux.

D'un autre côté, les chercheurs oeuvrant dans le domaine de l'analyse d'images médicales ont développé des méthodes basées sur des primitives de bas niveau pour l'analyse et la création de modèles géométriques de la colonne vertébrale. L'avantage de ces primitives de bas niveau est leur intégration facile à l'intérieur de logiciels d'analyse d'images. La forme des vertèbres est alors prise en charge explicitement à l'aide de marqueurs anatomiques. Cependant, la forme de la colonne vertébrale n'est généralement pas traitée directement. Le caractère local de ces primitives rend l'interprétation clinique des résultats très difficile tout en empêchant les algorithmes d'analyse d'images de régulariser correctement la forme globale du rachis.

Ces observations nous conduisent à une première question de recherche. *Est-il possible de créer un modèle statistique de la géométrie du rachis complet combinant les avantages des approches globales et locales ?* Un modèle statistique n'est cependant pas une fin en soi. Il est important de considérer sa valeur ajoutée lors de la résolution de problèmes ou de l'analyse de données.

Une connaissance approfondie des caractéristiques des déformations du rachis observées en clinique est critique pour assurer la qualité des soins et pour la conception de traitements. Jusqu'à maintenant, les caractéristiques des déformations ont été étudiées principalement à partir d'indices globaux. Or, la variabilité anatomique et la localisation des effets de traitements sont très importantes. Une deuxième question de recherche peut donc être formulée. *Un modèle statistique de la géométrie du rachis peut-il contribuer à l'analyse descriptive de la forme du rachis chez de grands groupes de patients ?*

L'étude des déformations du rachis repose en grande partie sur l'analyse de modèles 3D estimés à partir de radiographies. Cependant, les radiographies présentent généralement des niveaux de bruits importants et comportent de nombreux artéfacts. Ces caractéristiques rendent leur interprétation difficile et causent de nombreux problèmes lors de la reconstruction de modèles 3D. De plus, les systèmes d'acquisition et les méthodes de reconstruction actuels imposent de nombreuses contraintes qui limitent plusieurs applications. Ainsi, il est pertinent de se demander : *peut-on utiliser les connaissances anatomiques codifiées par un modèle statistique du rachis complet pour faciliter la reconstruction de modèles 3D du rachis ?*

2.2 Hypothèses de recherche

La problématique présentée à la section précédente conduit directement à la formulation de nos hypothèses de recherche.

2.2.1 Hypothèse # 1

Nous avons constaté que l'utilisation de repères anatomiques ponctuels ne permettait pas de décrire les changements de formes du rachis de façon suffisamment naturelle pour permettre une analyse intuitive. La colonne vertébrale étant une structure articulée où un ensemble de structures anatomiques rigides (les vertèbres) sont assemblées pour donner lieu à une structure déformable, il apparaît raisonnable de procéder en analysant les positions et les orientations des vertèbres. Notre première hypothèse est donc la suivante :

Hypothèse : *Une étude statistique des systèmes de coordonnées locales des vertèbres per-*

met d'analyser la forme du rachis.

Cette hypothèse plutôt générale est précisée grâce à deux sous-hypothèses.

2.2.1.1 Sous-Hypothèse # 1.1

L'analyse de la forme locale du rachis peut être mise à profit pour analyser l'étendue des variations locales de la forme du rachis ainsi que pour étudier les effets locaux de traitements orthopédiques. Ainsi, une première sous-hypothèse à tester est la suivante :

Sous-hypothèse : *La variabilité anatomique et l'effet de traitements orthopédiques sur la forme locale du rachis peuvent être analysés à partir de l'orientation et de la position des systèmes de coordonnées locales des vertèbres d'intérêt.*

2.2.1.2 Sous-hypothèse # 1.2

La classification tridimensionnelle des déformations du rachis est étudiée activement par plusieurs groupes de recherche en ce moment. L'un des défis important pour les cliniciens est d'extraire les similarités et les différences entre les déformations se trouvant à l'intérieur de bases de données de patients scoliotiques. Or, il est généralement possible de trouver automatiquement des motifs de déformations typiques à l'intérieur de données lorsque l'on dispose d'un modèle statistique adapté.

Sous-hypothèse : *Les déformations du rachis (et des vertèbres) les plus communes chez un groupe de patients peuvent être extraites et visualisées automatiquement grâce à un modèle articulé du rachis.*

2.2.2 Hypothèse # 2

Un autre défi important lié à l'étude des déformations du rachis est la présence de bruits et d'artéfacts dans les radiographies. En effet, la reconstruction de modèles 3D est très souvent limitée par ces problèmes. Une connaissance préalable de l'anatomie moyenne des patients et des variations normales devrait faciliter le processus de reconstruction.

Hypothèse : *Il est possible de combiner des mesures empiriques ainsi que des connaissances anatomiques codifiées par un modèle statistique du rachis complet à l'aide d'une procédure d'optimisation numérique pour reconstruire des modèles 3D du rachis.*

2.3 Objectifs

La problématique ainsi que les hypothèses de recherche nous permettent maintenant de dégager des objectifs plus spécifiques. Dans un premier temps, nous détaillons les objectifs de recherche liés aux statistiques descriptives tirées d'un modèle géométrique du rachis complet. Par la suite, nous expliquons les objectifs poursuivis quant à l'estimation de modèles géométriques du rachis.

2.3.1 Statistiques descriptives de la géométrie du rachis

Un modèle statistique du rachis complet permet de mieux comprendre comment et à quel niveau la forme de la colonne vertébrale varie. Nous nous intéressons dans le cadre de cette thèse à trois types de variations : les variations anatomiques locales, l'effet de traitements ainsi que les motifs de déformations typiques.

2.3.1.1 Variabilité anatomique locale du rachis

La variabilité anatomique ou variabilité inter-individus exprime le degré et la nature des variations de la forme du rachis observables chez un groupe. Plus précisément, elle vise à explorer les variations locales de la forme du rachis qui sont calculées autour d'une forme centrale.

Celle-ci a été peu étudiée jusqu'à maintenant en raison de problèmes techniques et méthodologiques. Nous proposons donc une série de solutions afin de surmonter ces différents problèmes. Les méthodes et les résultats issus de cet effort sont présentés dans le chapitre 3.

Les objectifs particuliers poursuivis sont les suivants :

- Développer un modèle représentant intuitivement la forme du rachis.
- Développer des outils statistiques adaptés pour la mesure de la centralité et de la dispersion des données.
- Développer une méthode de visualisation appropriée.

2.3.1.2 Effets de traitements orthopédiques sur la géométrie du rachis

L'effet de traitements orthopédiques est un sujet très étudié d'un point de vue médical. Comme nous l'avons mentionné dans le chapitre précédent, les études réalisées à propos des différents traitements orthopédiques analysaient l'effet de ces traitements grâce à des indices cliniques. Par contre, l'effet de traitements orthopédiques sur la géométrie 3D elle-même n'a pas été examiné jusqu'à maintenant.

L'étude de la variabilité anatomique visait à analyser les variations de la forme du rachis chez un groupe d'individus. De façon similaire, l'étude de l'effet géométrique de traitements analyse les variations de la forme du rachis. Cependant, nous devons considérer les variations observées chez un individu.

Les méthodes proposées pour l'étude de l'effet de traitements et pour l'étude de la variabilité anatomique sont similaires. Ainsi, les méthodes et les résultats relatifs à l'effet de traitements orthopédiques sont aussi présentés dans le chapitre 3.

Les objectifs particuliers liés à la modélisation de l'effet des traitements sont les suivants :

- Modéliser l'effet des traitements sur la forme du rachis.
- Développer des outils statistiques adaptés à l'analyse de plusieurs instances de ce modèle.
- Développer une méthode de visualisation appropriée.
- Proposer une méthode permettant de comparer l'effet local de plusieurs traitements.

2.3.1.3 Déformations typiques

L'étude de la variabilité du rachis permet d'analyser intuitivement la variabilité locale de la forme du rachis. Cependant, les déformations locales sont liées les unes aux autres, ce

qui explique la présence de déformations typiques dans la forme des rachis scoliotiques.

Traditionnellement, les déformations du rachis sont classées manuellement par les chirurgiens. Chacune des classes est généralement associée à certaines recommandations quant à la nature de l'instrumentation à choisir pour le traitement. La classification des déformations est donc une partie importante de la planification préopératoire.

Les méthodes existantes de classification des déformations du rachis proposent des regroupements discrets. Cependant, les déformations sont plutôt continues. En effet, il est possible de passer d'une classe à une autre en modifiant continûment la forme du rachis sans devoir passer par une configuration invraisemblable.

Une autre faiblesse des méthodes actuelles de classification et d'analyse des déformations typiques est que celles-ci sont basées uniquement sur la forme de la colonne vertébrale. Or, les déformations des vertèbres affectent les déformations de la colonne vertébrale et vice-versa.

Finalement, les classifications utilisées en clinique actuellement sont basées sur une analyse bidimensionnelle de déformations tridimensionnelles. Or, plusieurs études confirment l'existence d'une variabilité 3D nécessitant des méthodes d'analyses 3D [28, 22, 61].

Dans ce contexte, nous souhaitons proposer une méthode d'analyse automatique permettant de déduire les déformations typiques chez des patients scoliotiques. Cette méthode doit combiner la forme 3D des vertèbres et la forme 3D de la colonne vertébrale, tout en considérant le spectre continu des formes possibles (et non des ensembles discrets et disjoints).

En plus de proposer une méthode d'analyse automatique, nous désirons démontrer la pertinence d'un tel outil. L'objectif n'est pas de proposer une méthode d'analyse automatique qui remplace les classifications cliniques. Il s'agit plutôt de proposer une méthode d'assistance à l'analyse des déformations et à la définition de nouvelles classifications cliniquement pertinentes en permettant au clinicien d'analyser efficacement et intuitivement de grandes quantités de modèles 3D du rachis. Ces éléments sont présentés dans le chapitre 4.

En résumé, les objectifs relatifs à la recherche de déformations typiques du rachis sont les suivants :

- Développer une méthode d'analyse continue des modes de déformations 3D du rachis.
- Analyser simultanément la forme du rachis et des vertèbres.
- Présenter les déformations typiques les plus importantes chez les patients scoliotiques.
- Présenter comment cette méthode peut être utilisée pour la sous-classification de classes existantes et pour l'assistance à la définition de nouvelles classifications cliniques.

2.3.2 Estimation de la géométrie à l'aide de modèles articulés

Les méthodes actuelles de reconstruction 3D et de recalage de modèle 3D du rachis à partir de radiographies présentent de nombreux problèmes. La sensibilité au fort bruit qui caractérise les radiographies, la nécessité d'acquérir un minimum de deux radiographies et l'absence de méthode permettant de prendre en considération des valeurs manquantes ne sont que quelques exemples de ces problèmes.

La prise en compte d'un modèle *a priori* du rachis complet permettrait d'améliorer la situation. Cependant, les modèles statistiques utilisés actuellement [69, 15, 14, 16] modélisent la forme des vertèbres et non la forme complète du rachis.

Une méthode de reconstruction basée sur un modèle statistique de la forme du rachis complet est intéressante puisque l'influence du modèle de la forme du rachis est beaucoup plus étendue que l'influence d'un modèle de la forme de vertèbres. Les informations recueillies dans une portion de l'image permettent ainsi d'améliorer l'estimation dans des régions difficiles à interpréter.

La prise en charge d'un modèle statistique du rachis complet permet aussi de réduire le problème d'ouverture (« aperture problem ») dont souffrent les méthodes de recalage qui considèrent chaque vertèbre individuellement. Ce problème est dû au fait que déplacer une vertèbre le long de l'axe de projection d'une radiographie modifie peu sa projection. Un modèle statistique du rachis complet permet de régulariser les erreurs le long de l'axe de projection en considérant simultanément plusieurs vertèbres et en limitant le recalage à des configurations vraisemblables de la colonne.

Le troisième et dernier article présenté dans cette thèse vise donc à démontrer l'utilisation d'un modèle de la géométrie complète du rachis dans le contexte de l'estimation de modèles 3D. Les objectifs spécifiques poursuivis sont énumérés ci-dessous.

- Développer une méthode de reconstruction permettant de prendre en compte les vertèbres manquantes.
- Développer une méthode de recalage permettant de reconstruire un modèle 3D du rachis à partir d'une ou de plusieurs radiographies.
- Caractériser les performances de ces deux méthodes avec un niveau de bruit compatible avec le niveau généralement observé sur des radiographies utilisées en clinique.

2.4 Méthode générale

Les chapitres 3, 4 et 5 présentent de façon détaillée les méthodes déployées afin d'atteindre nos objectifs de recherche ainsi que les résultats obtenus. Cependant, dans le but de faciliter la lecture de ces chapitres, nous présentons ici un aperçu de la méthodologie générale à l'intérieur de laquelle s'inscrit ces chapitres.

2.4.1 Modélisation du rachis

La colonne vertébrale n'est pas une structure rigide. La gamme des déformations admissibles par cette structure n'est pas aussi variée que celle des tissus mous. La colonne vertébrale est plutôt une structure rigide par morceaux. Ces morceaux, les vertèbres, sont liés les uns aux autres pour former une structure articulée.

Ainsi, nous proposons de représenter la colonne par un modèle articulé (Article # 1). La forme de la colonne vertébrale est alors encodée par l'ensemble des transformations rigides intervertébrales (transformations qui permettent de passer du système de référence d'une vertèbre à celui d'une voisine).

Les changements de forme de la colonne vertébrale (résultant par exemple d'un traitement orthopédique) sont alors naturellement exprimés par les transformations rigides permettant de transformer un modèle articulé donné en un modèle articulé de forme différente (Article # 1).

Certaines applications nécessitent la forme des vertèbres en plus de la forme du rachis. Il est donc nécessaire d'adjoindre une représentation de la forme des vertèbres à la modélisation utilisée. Nous proposons de résoudre ce problème par l'addition d'un second niveau

de détails aux modèles articulés. Ainsi, la position de repères anatomiques mesurés par rapport au système de coordonnées standards des vertèbres est utilisée afin de modéliser la forme des vertèbres, en plus de la forme du rachis (Articles # 2 et # 3).

2.4.2 Outils statistiques adaptés

Les modèles articulés du rachis ainsi que la représentation de l'effet de traitements orthopédiques utilisent des transformations rigides. Cependant, les méthodes statistiques traditionnelles ne sont pas directement applicables à ces transformations. En effet, les opérations d'additions et de multiplications par un scalaire nécessaires à la plupart des calculs statistiques traditionnels ne sont pas définies sur les transformations rigides. Nous proposons de tirer profit du fait que les transformations rigides appartiennent à une variété riemannienne afin d'utiliser des outils statistiques développés autour du concept de distance pour l'analyse des modèles articulés.

Cette approche s'inspire de la tendance récente visant à prendre en considération la nature de la variété de laquelle sont issues les données. À l'aide de ce type d'approche, il est possible de contrôler les invariants tel que proposé par Dryden et Mardia [55] ou encore de calculer des statistiques intrinsèques à la variété tel que proposé par Pennec [149, 147]. Cette tendance a donné lieu à plusieurs méthodes de traitements très performantes pour le traitement des images de tenseurs de diffusion [13, 110, 64, 150], pour l'analyse de surfaces représentées à l'aide de M-Reps (« Medial-Axis Representation ») [65, 189] ou pour l'analyse de formes planaires [100, 180].

Ainsi, nous utilisons la moyenne de Fréchet [71], qui est une généralisation de la moyenne conventionnelle appliquée aux variétés riemanniennes, afin de calculer la moyenne de modèles articulés de rachis (Article # 1, 2 et 3). Celle-ci est calculée grâce à la distance invariante à gauche des transformations rigides (voir Pennec et Thirion [148] pour plus de détails). Les variations autour de cette valeur moyenne sont ensuite quantifiées à l'aide d'une matrice de covariance calculée dans le plan tangent de la moyenne de Fréchet (Article # 1, 2 et 3).

La visualisation de la moyenne de Fréchet ainsi que des variations autour de celles-ci permet d'analyser la variabilité anatomique du rachis ainsi que la variabilité intra-individuelle (Article # 1). De plus, il est aussi possible d'appliquer des tests d'hypothèse pour compa-

rer plusieurs groupes (Article # 1). Finalement, une analyse par composantes principales effectuée dans le plan tangent de la moyenne de Fréchet permet d'extraire les modes de variations (ou modes de déformations) les plus communs à l'intérieur d'une base de données de modèles (Article # 2).

La moyenne de Fréchet ainsi que la matrice de covariance associée peuvent aussi être utilisées pour calculer la distance de Mahalanobis associée à un modèle articulé du rachis. La minimisation de cette distance combinée avec une mesure de la vraisemblance des données radiographiques permet d'estimer des modèles 3D du rachis (Article # 3).

2.4.3 Analyse de données cliniques

L'atteinte des différents objectifs de recherche nécessite l'analyse de données réelles provenant de patients scoliotiques. Les données utilisées proviennent de la clinique de scoliose de l'hôpital Sainte-Justine de Montréal (Montréal, Canada). Nous avons pu regrouper un ensemble d'environ 300 patients ayant été examinés à l'aide de radiographies biplanaires au moins une fois. Ce groupe important de patients a permis l'étude de la variabilité anatomique (Article # 1), des déformations principales (Article # 2) ainsi que la validation des méthodes statistiques de reconstruction 3D et de recalage (Article # 3).

Des groupes de patients plus restreints ont aussi été créés pour l'étude de l'effet de traitements. Les changements de forme du rachis ont été étudiés pour 39 patients traités à l'aide d'un corset de Boston, 33 patients ayant subi l'installation d'une instrumentation corrective de type Cotrel-Dubousset et 26 patients contrôles non traités (Article # 1).

La plupart des modèles 3D reconstruits à partir de radiographies biplanaires comprennent six repères anatomiques par vertèbre. Ce nombre est insuffisant pour l'observation de certaines déformations des vertèbres. Ainsi, un groupe de 117 patients reconstruits en 3D avec 14 repères par vertèbre est utilisé pour démontrer que la méthode des modes principaux de déformations permet de mettre en relation les déformations des vertèbres ainsi que les déformations de la colonne vertébrale (Article # 2).

Finalement, les résultats obtenus à l'aide d'un groupe de 86 patients présentant une courbure de type Lenke I et d'un groupe de 47 patients présentant une courbure de type Lenke V démontrent que les déformations principales permettent de mettre en évidence les varia-

tions 3D intragroupe (Article # 2). La présence et la nature de ces variations 3D intragroupe permettront le développement futur de nouvelles sous-classifications cliniques.

CHAPITRE 3

ARTICLE 1 : GEOMETRIC VARIABILITY OF THE SCOLIOTIC SPINE USING STATISTICS ON ARTICULATED SHAPE MODELS

Jonathan Boisvert*+−, Farida Cheriet*−, Xavier Pennec+, Hubert Labelle− and Nicholas Ayache+

* *École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Suc. Centre-Ville, H3C 3A7, Montréal, Canada*

+ Asclepios Project Team, INRIA, 2004 route des Lucioles - BP 93 06902 Sophia Antipolis Cedex, France

− *Sainte-Justine Hospital, 3175, Chemin de la Côte-Ste-Catherine, Montréal, Canada*

3.1 Présentation

Cet article a été accepté pour publication dans « IEEE Transaction on Medical Imaging » le 8 octobre 2007. Son objectif général est l'étude géométrique de la variabilité du rachis et de l'effet de traitements orthopédiques. Les objectifs particuliers associés ont été présentés à la section 2.3.1.

3.2 Abstract

This paper introduces a method to analyze the variability of the spine shape and of the spine shape deformations using articulated shape models. The spine shape was expressed as a vector of relative poses between local coordinate systems of neighbouring vertebrae. Spine shape deformations were then modeled by a vector of rigid transformations that transforms one spine shape into another. Because rigid transformations do not naturally belong to a vector space, conventional mean and covariance could not be applied. The Fréchet mean and a generalized covariance were used instead. The spine shapes of a group of 295 scoliotic patients were quantitatively analyzed as well as the spine shape deformations associated with the Cotrel-Dubousset corrective surgery (33 patients), the Boston

brace (39 patients) and the scoliosis progression without treatment (26 patients). The variability of inter-vertebral poses was found to be inhomogeneous (lumbar vertebrae were more variable than the thoracic ones) and anisotropic (with maximal rotational variability around the coronal axis and maximal translational variability along the axial direction). Finally, brace and surgery were found to have a significant effect on the Fréchet mean and on the generalized covariance in specific spine regions where treatments modified the spine shape.

3.3 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis is a disease that causes a three dimensional deformation of the spine. As suggested by its name, the cause of the pathology remains unknown. Furthermore, the shape of a scoliotic spine varies greatly from a patient to another (see Fig. 1).

Previous statistical studies (such as [193, 45, 43, 144]) investigated the outcome of different treatments in term of the variation of clinical indices used by physicians to quantity the severity of the deformation. However, the variability of the spine geometry was not extensively studied. Two important reasons explain the limited number of studies interested in the geometric variability of the scoliotic spine : the availability of significant data and the lack of statistical tools to handle geometric primitives that do not naturally belong to vector spaces. In the past, the vast majority of the studies analyzed the geometry of the spine using indices derived from the patient's radiographs or from 3D reconstructions of his/her spine. Those indices were used to classify the spines' curves [112, 143, 165, 185] and also to compare the outcome of different orthopaedic treatments [193, 45, 43, 144, 44]. The most popular index is certainly the Cobb angle [34], but there are several other indices such as the orientation of the plane of maximal deformity or the spine torsion [181]. Those indices have the advantage of enabling physicians to assess quickly and easily the severity of the scoliosis. However, they also present many problems. First of all, most clinical indices are global to the whole spine and thus do not provide spatial insight about the local geometry. Furthermore, most of the indices (including the Cobb angle) are computed on 2D projections, where a significant part of the curvature could be hidden (since the deformity is three–dimensional).

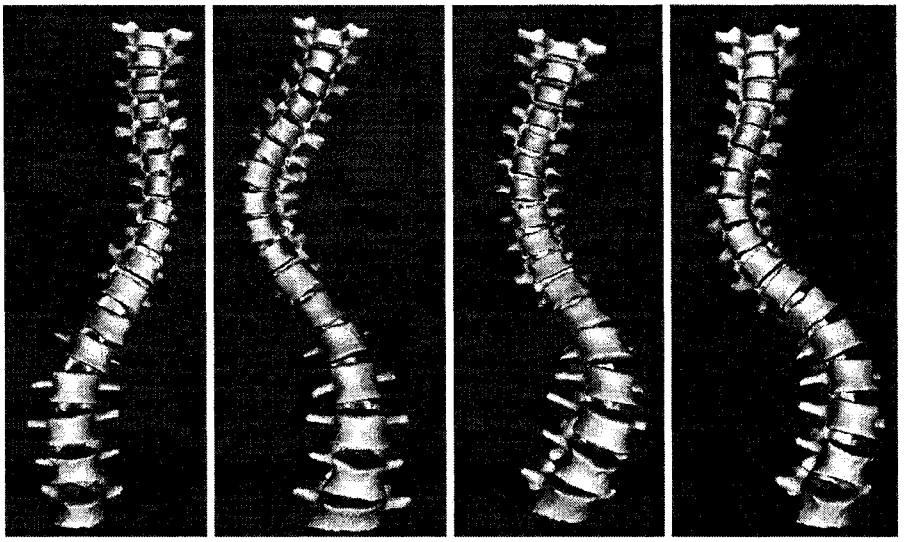


Figure 3.1 Some examples of scoliotic spine shapes from our patient database

To overcome those limitations, some authors investigated the scoliotic spine geometry or the effect of orthopaedic treatments by measuring the position and orientation of vertebrae. Those descriptors provide insights that are both local and geometric. Ghanem et al. [73] proposed a method to compute vertebrae translation and orientation during a surgery using an opto-electronic device. Unfortunately, it was a preliminary study and measures were only performed on a group of eight patients. Furthermore, translation and orientation were computed just for the vertebrae adjacent to the apex of the curvature.

Sawatzky et al. [174] performed a similar study, but their goal was to find a relation between the number of hooks installed during a corrective surgery and the position and orientation of the vertebrae. This study was performed on a larger group of patients (32), which allowed the computation of more advanced statistics. However, only the results for the apical vertebra were reported in their article.

More recently, Petit et al. [160] compared inter–vertebral displacements in term of modifications of the center of rotation for two types of instrumentation used during corrective surgeries (Colorado and Cotrel-Dubousset). The patient sample used was larger than for previously cited studies (82 patients), which made statistically significant more subtle differences between the two groups of patients. Furthermore, results for all vertebrae were reported (not only vertebrae adjacent to the curve apex). However, the authors did not study extensively the variability of the displacement of the center of rotation or of the

vertebrae rotations.

One of the common limitations of those studies is that only mean values of the modifications of the positions or of the orientations of the vertebrae were extensively studied. An analysis of the mean spine shape using both orientations and positions of the vertebrae was never published. Furthermore, the variability of the spine anatomy was not studied in that context either.

Unlike surgical treatments, braces effects were never analysed using the relative positions and orientations of the vertebrae. Usually, braces effects were analyzed primarily by measuring the Cobb angle (which is only a two–dimensional measure) of the major curve in the frontal plane [209, 106]. Some studies tried to take into account the three–dimensional nature of spine deformity by measuring the curve gravity in both the frontal and the sagittal plane [191]. However, repeating a 2D analysis twice is not a substitute for a true three-dimensional analysis. Finally, three-dimensional analysis of the brace effect was also conducted [104] by using a set of clinical indices extracted from three-dimensional reconstructions of the spine. However, those clinical indices were not independent, which made effect localization and analysis difficult. Moreover, brace effect variability itself was not studied.

To overcome all these limitations, we propose to study the statistical variability of the spine shape and of the spine shape deformation using local features that describe both the position and the orientation of the vertebrae (i.e. rigid transformations). However, mathematical and computational tools need to be developed because conventional statistical methods usually apply under the assumption that the primitives belong to a vector space (where addition and scalar multiplication are defined). Unfortunately, this is not the case for rigid transformations. For example, the conventional mean is not applicable to rigid transformations since it would involve the addition of the measures followed by a division by the sample size.

Recently, many researchers have been working towards the generalization of mathematical tools on Lie groups and Riemannian manifolds. A general framework for the development of probabilistic and statistical tools on Riemannian manifolds was recently proposed [147, 149]. Riemannian manifolds are more general than Lie Groups, thus findings realised on Riemannian manifolds also apply to Lie groups (and to rigid transformations by extension). Concepts such as the mean, covariance and normal distribution have been

formalized for Riemannian manifolds. Many studies were realized more specifically for the tensors space, because of the development of Diffusion Tensor Imaging (for example : [150, 13, 5, 110, 66] and references therein). The idea of computing statistics on manifolds was also used to perform anatomical shape analysis. For example, this idea can be found in our previous work [22] where an analysis of the spine shape anatomy based on Lie groups properties was proposed and in the work of Fletcher et al. [65] where a generalization of the PCA was introduced and applied to the analysis of medial axis representations of the hippocampus. However, a Riemannian approach to the study of articulated models of the spine shape was never used.

To our knowledge, no previous work reported a variability analysis of the scoliotic spine shape and of the scoliotic spine shape deformations using rigid transformations as geometric descriptors. In that context, the contributions of this paper are : to introduce a new model of the variability of spine shapes and of spine shape deformations based on well posed statistics on a suitable articulated shape model, to suggest a method to compare the variability between different groups of patients, to propose a 3D visualization method of this variability and, last but not least, to present the resulting variability models computed using large groups of scoliotic patients.

3.4 Material and Methods

This section presents the material and methods used to construct and analyze variability models of the spine shape. We will first describe the method used to create articulated models representing the spine from pairs of radiographs. The procedure used to create variability models from samples of articulated spine shapes will then be presented. Since our articulated shape models do not naturally belong to a vector space, conventional statistical methods could not be applied. However, it is still possible to define distances between articulated shape models. Therefore, some statistical notions had to be generalized based on the concept of distance between primitives. Riemannian geometry offers a good framework for this purpose. Thus, centrality and dispersion measures applied to Riemannian manifolds and their specialization to articulated models will be introduced. Finally, the visualization and the quantitative comparison of variability models built from articulated spine shapes will be discussed.

3.4.1 Articulated Shape Models of the Spine from Multiple Radiographs

Multi-planar radiography is a simple technique where two (or more) calibrated radiographs of a patient are taken to compute the 3D position of anatomical landmarks using a stereo-triangulation algorithm. It is one of the few imaging modalities that can be used to infer the three-dimensional anatomy of the spine when the patient is standing up. Furthermore, bi-planar radiography of scoliotic patients is routinely performed at Sainte-Justine hospital (Montreal, Canada). Thus, a large amount of data is available for analysis.

In the case of bi-planar radiography of the spine, six anatomical landmarks are identified on each vertebra from T1 (first thoracic vertebra) to L5 (last lumbar vertebra) on a posterior-anterior and a lateral radiograph. The 3D coordinates of the landmarks are then computed and the deformation of a high-resolution template using dual kriging yields 16 additional reconstructed landmarks. The accuracy of this method was previously established to 2.6 mm [11].

Once the landmarks are reconstructed in 3D, we rigidly registered each vertebrae to its first upper neighbour and the resulting rigid transforms were recorded. By doing so, the spine is represented by a *vector of inter-vertebral rigid transformations* $S = [T_1, T_2, \ldots, T_N]$ (see figure 3.2). This representation is especially well adapted to an analysis of the anatomical variability since the inter-vertebral rigid transformations describe the state of the physical links that are modified by the pathology and alter the shape of the whole spine.

Most scoliotic patients are adolescents or pre-adolescents. Thus, spine length of patients afflicted by scoliosis varies considerably. In order to factor out that variability source from the statistical analysis, one could be tempted to normalize the articulated models. On the one hand, this could be desirable since the global spine size is associated primarily with patients' growth and most physicians are more interested in analyzing the variability linked to the pathology. On the other hand, the development of many musculoskeletal pathologies, for instance adolescent idiopathic scoliosis, is tightly linked with the patient growth process. Thus, normalization could discard valuable information. Furthermore, preliminary experiments revealed that, with scoliotic patients, the only notable effect of normalization was found along the axial direction where the translational variability was almost eliminated (a reduction ranging from 3.0 mm^2 in the thoracic region to 8 mm^2 in the lumbar region). In summary, normalization could be desirable in certain situations, but it did not

led to more probative results in our application. Thus, to preserve the clear physical interpretation of the variability models we chose not to normalize the articulated spine models.

The vector S enables a local analysis of the links between the vertebrae. However, it is sometimes preferable to analyze the spine shape using absolute instead of relative transformations. For example, posture analysis is simpler when one uses absolute transformations. However, it is easy to convert S into an absolute representation $S_{absolute}$ using recursive compositions (where $\circ$ is the operator of composition).

$$S_{absolute} = [T_1, T_1 \circ T_2, \ldots, T_1 \circ T_2 \circ \ldots \circ T_N] \tag{3.1}$$

The transformations are then expressed in the local coordinate system of the lowest vertebra. The choice of this reference coordinate system is arbitrary, but it can be changed easily based on the application needs.

To study spine shape deformations caused by the progression of the pathology or by a treatment, we need to compute the "differences" between shape models. This can be realised once again using a *vector of rigid transformations*. Let $S = [T_1, T_2, \ldots, T_N]$ and $S' = [T'_1, T'_2, \ldots, T'_N]$ be two vectors of rigid transformations extracted from two different radiological exams of the same patient (before and after a surgery, for instance), then another vector of rigid transformations can be defined with the transformations that turn the elements of S into the corresponding elements of S' (see figure 3.2). The resulting vector ΔS will only depend on the difference between the two 3D spine geometries and not on the anatomy of the patient.

$$\Delta S = [\Delta T_1, \Delta T_2, \ldots \Delta T_N] \quad \text{with} \quad \Delta T_i = T'_i \circ T_i^{-1} \tag{3.2}$$

Since this vector is still a vector of rigid transformations the analysis performed on S could also be performed on ΔS to study spine shape modifications.

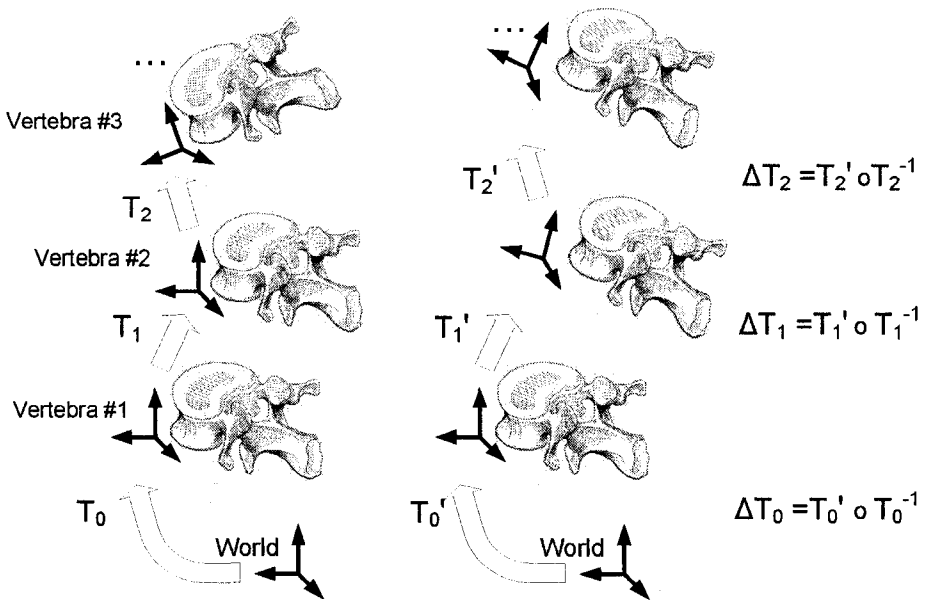


Figure 3.2 Spine shape and spine shape deformation expressed using rigid transformations

3.4.2 Statistics on Rigid Transformations and Articulated Models

The articulated shape models that are constructed from stereo-radiographs are vectors of rigid transformations and there is no addition or scalar multiplication defined between them. Therefore, conventional statistics do not apply. However, rigid transformations belong to a Riemannian manifold and Riemannian geometry concepts can be efficiently applied to generalize statistical notions to articulated shape models of the spine.

To use a Riemannian framework, we need to define a suitable distance and to find the structure of the geodesics on the manifold. To achieve this task, we introduce two representations of rigid transformations.

First, a rigid transform is the combination of a rotation R and a translation t. The action of a rigid transform on a point is usually written as $y = Rx + t$ where $R \in \mathcal{SO}^3$ and $x, y, t \in \Re^3$. Thus, a simple representation of a rigid transform would be $T = \{R, t\}$. Using this representation composition and inversion operations have simple forms (respectively, $T_1 \circ T_2 = \{R_1 R_2, R_1 t_2 + t_1\}$ and $T^{-1} = \{R^T, -R^T t\}$).

Another way to represent a rigid transformation is to use a rotation vector instead of the rotation matrix. The rotation vector representation is based on the fact that a 3D rotation

can be fully described by an axis of rotation supported by a unit vector n and an angle of rotation θ. The rotation vector r is defined as the product of n and θ. So we have a representation $\vec{T} = \{r, t\} = \{\theta n, t\}$.

The conversion between the two representations is simple since the rotation vector can be converted into a rotation matrix using Rodrigues' formula (numerical implementation details can be found in [148]) :

$$R = I + \sin(\theta).S(n) + (1 - \cos(\theta)).S^2(n) \quad \text{where} \quad S(n) = \begin{bmatrix} 0 & -n_z & n_y \\ n_z & 0 & -n_x \\ -n_y & n_x & 0 \end{bmatrix} \tag{3.3}$$

And the inverse map (from a rotation matrix to a rotation vector) is given by the following equations :

$$\theta = \arccos\left(\frac{Tr(R) - 1}{2}\right) \quad \text{and} \quad S(n) = \frac{R - R^T}{2\sin(\theta)} \tag{3.4}$$

A left-invariant distance ($d(T_1, T_2) = d(T_3 \circ T_1, T_3 \circ T_2)$) between two rigid transformations can easily be defined from the rotation vector representation :

$$d(\vec{T_1}, \vec{T_2}) = N_\lambda(\vec{T_2}^{-1} \circ \vec{T_1}) \quad \text{with :} \quad N_\lambda(\vec{T})^2 = N_\lambda(\{r, t\})^2 = \|r\|^2 + \|\lambda t\|^2 \tag{3.5}$$

The parameter λ is a real number that controls the relative weight of the translation and rotation in the computation of the distance. Because the rotation vector and the translation do not have the same units it can also be understood as a unit conversion constant. Preliminary experiments showed that our results are not sensitive to the exact value of λ (values ranging from 0.01 to 1 were assessed). Thus, unless otherwise noted, λ was set to 0.05 since this value leads to approximatively equal contributions of the rotation and the translation to the variance.

To use the Riemannian machinery described in [149], the exponential map Exp_x and the

logarithmic map Log_x associated with the distance presented at Equation 3.5 are also needed. Those two maps connect the manifold itself and its tangent spaces. They can be understood as the folding (Exp_x) and unfolding (Log_x) operations that connect the tangent space at x to the manifold. More formal definitions of those two maps based on a Riemannian metric can be found in the Appendix.

In the general case, one would have to solve a system of partial differential equations (see Equation 3.14 in the Appendix). However, in our case, there is no interaction between the translational and rotational part of the rigid transformation involved in the computation of the norm (more formally, the local representation of the metric is a block diagonal matrix formed by the local representation of the metric on rotations and the local representation of the metric on translations). Therefore, the geodesics for this distance are the Cartesian product of the geodesics of the rotation and translation parts of the rigid transformations.

The geodesics of the translational part are simply straight lines since translation belongs to a vector space. The rotational part is slightly more complex. However, because the selected distance between the rotations is left and right invariant, their Exp and Log maps correspond to the conversion between a rotation matrix and the corresponding rotation vector and, thanks to the Rodrigues' Formula (Eq. 3.3), these computations can be done very efficiently.

Moreover, $\text{Exp}_\mu(x) = \mu \circ \text{Exp}_{Id}(D(\mu)^{-1}x)$ and $\text{Log}_\mu(T) = D(\mu)\text{Log}_{Id}(\mu^{-1} \circ T)$ with $D(x) = \frac{\partial}{\partial y} x \circ y|_{y=Id}$ since the distance of Eq. 5 is left-invariant. Finally, Exp_{Id} and Log_{Id} are the conversions between the rotation vector and the rotation matrix combined with a scaled version of the translation vector.

$$\text{Exp}_{Id}(\vec{T}) = \left| \begin{array}{l} R(r) \\ t \end{array} \right. \quad \text{and} \quad \text{Log}_{Id}(T) = \left| \begin{array}{l} r(R) \\ \lambda t \end{array} \right. \tag{3.6}$$

3.4.2.1 Centrality

The next step to build a variability model is to define a centrality measure. Because scalar multiplication and addition are not defined on rigid transformations, the conventional mean cannot be used. A generalization of the mean that can be applied to Riemannian manifolds

is thus needed.

It can be observed that the conventional mean (defined on vector spaces) minimizes the Euclidian distance of the measures with the mean. Thus, when given a distance, a generalization of the usual mean can be obtained by defining the mean as the element μ of a manifold $\mathcal{M}$ that minimizes the sum of the distances with a set of elements $x_{0...N}$ of the same manifold $\mathcal{M}$.

$$\mu = \arg\min_{x \in M} \sum_{i=0}^{N} d(x, x_i)^2 \tag{3.7}$$

This generalization of the mean, called the Fréchet mean [71], is equivalent to the conventional mean for vector spaces with a Euclidian distance. However, when it is applied to more general Riemannian manifolds, the mean is no longer guaranteed to be unique. Indeed, the mean is the result of a minimisation ; therefore more than one minimum can exist. However, Kendall [97] showed that the Fréchet mean exists and is unique if the data is sufficiently localized.

The computation of the Fréchet mean directly from the definition is difficult because of the presence of a minimization operator. Hopefully, a simple gradient descent procedure can be used to compute the mean [147]. This procedure is summarized by the following iterative equation :

$$\mu_{n+1} = \mathrm{Exp}_{\mu_n}(\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N} \mathrm{Log}_{\mu_n}(x_i)) \tag{3.8}$$

The equation is guaranteed to converge toward a local minima. Moreover, in practice it converges rather quickly (for instance convergence is generally obtained in less than five iterations for rigid transformations).

To use Equation 3.8 one has to initialize the mean to start the procedure. The initial value can be one of the point of the set in which the mean is to be computed. Furthermore, more than one starting point can be tried to test the uniqueness of the mean and escape local minimums.

3.4.2.2 Dispersion

In addition to the centrality measure given by the Fréchet mean, a dispersion measure is also needed to perform most tasks of practical interest. Since the mean is computed based on the minimisation of the distance between a set of primitives and the mean, then the variance can be defined as the expectation of that distance.

$$\sigma^2 = E\left[d(\mu, x)^2\right] = \frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N} d(\mu, x_i)^2 \tag{3.9}$$

A directional dispersion measure would also be needed in most cases, because the anatomical variability is expected to be greater in some directions. The covariance is usually defined as the expectation of the matricial product of the vectors from the mean to the elements on which the covariance is computed. Thus, a similar definition for Riemannian manifolds would be to compute the expectation in the tangent space of the mean using the Log map :

$$\Sigma = E\left[\mathrm{Log}_\mu(x)^T \mathrm{Log}_\mu(x)\right] = \frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N} \mathrm{Log}_\mu(x_i)^T \mathrm{Log}_\mu(x_i) \tag{3.10}$$

This generalized covariance computed in the tangent space of the mean and the associated variance are connected since $Tr(\Sigma) = \sigma^2$, which is also the case for the usual vector space definitions.

3.4.2.3 Extrinsic Approximations

The Riemannian approach enables a statistical analysis that is intrinsic to the manifold. Furthermore, it provides a rationale to the choice of algorithms and representations used to work on rigid transformations. However, it also leads to an iterative scheme to compute the mean, while *ad hoc* but computationally more efficient methods to average 3D rotations also exist.

These methods are based on the computation of the mean of an extrinsic representation of

3D rotations. The two most frequently used are the computation of the mean rotation matrix (followed by an SVD renormalization) and of the mean unit quaternion. Theoretically, those methods do not lead to the same result and are not stable with respect to a reference frame shift. Nevertheless, simulation experiments were performed for those two extrinsic methods by Eggert et al. [62] in a registration context and by Gramkow [83] to compare the intrinsic mean and those two extrinsic methods. These simulations showed that the results were similar when the standard deviation of rotations was less than 40 degrees. Therefore, if speed is a concern and only small differences of orientation are expected for a given application, then one would be justified to approximate the Fréchet mean by a more computationally efficient approximation.

3.4.3 Visualization of the Statistical Models of the Spine

The mean spine shape model is easily visualized by reconstructing a 3D spine model with standard surface models of vertebrae separated by the associated mean inter-vertebral transforms. However, the mean spine shape deformations are small and a direct visualisation of those would be difficult. Therefore, the mean spine shape deformations are visualized by reconstructing a mean model before and after deformation.

The generalized covariance matrix associated with a single rigid transformation is a six by six matrix. Thus, an intuitive visualization of the whole covariance matrix is difficult. However, the upper left and lower right quarters of this matrix are three by three tensors and can easily be visualized in 3D using an ellipsoid. The principal axes of these ellipsoids are the eigenvectors scaled by the corresponding eigenvalues. The extent of the first ellipsoid (associated with the rotation) in a given direction is the angular variability around that axis and the extent of the second ellipsoid (associated with the translation) in a given direction is the translational variability along that direction.

Because, the first tensor is the covariance of the rotation and the second tensor is the covariance of the translation this visualisation is quite intuitive and can be understood by people without strong mathematical backgrounds. The drawback of this visualisation is that the coupling between the rotation and the translation is lost during the visualisation process.

3.4.4 Comparing Statistical Models of the Effect of Orthopaedic Treatments

In addition to the qualitative visualisation of the variability models, it would be very interesting to compare two sets of rigid transformations used to model the spine shape deformations in order to locate significant "differences".

It could be observed that, unlike inter-vertebral transformations, the rigid transformations associated with the effect of orthopaedic treatments are usually small so the manifold locally looks like a vector space. This observation enables us to approximate hypothesis tests on rigid transformations modelling spine shape deformations with hypothesis tests developed for vector spaces. More formally, it was shown that a normal distribution on a Riemannian manifold could be approximated by a vector space normal distribution on the tangent space if the Ricci curvature matrix is small compared to the inverse of the covariance [149].

The T^2 test and the Box's M test are commonly used to compare the mean and the covariance of multivariate datasets [166]. Those two tests operate under the assumption that both datasets have normal distributions. Therefore, if one finds a tangent space where both datasets can be approximated by a normal distribution, then it is justified to use those tests. For that purpose, we performed the T^2 and M tests in the tangent space of the Fréchet mean of the union of both datasets. There is no guarantee that it is the best tangent space to obtain normal distributions and other choices may be justifiable in other applications. However, this tangent space is a good compromise since it minimises the non-linearities associated with large rotations in both sets. The normality assumption was tested using Lilliefors tests [38] with a significance level of 5%. Moreover, hypothesis tests based on the T^2 statistic often assume that the covariance matrices of the two samples are equal, which is not always true in our experiments. The T^2 test described by Nel and Van der Merwe [136] was thus selected since it is not based on that assumption.

The use of non-parametric tests on distances between the primitives, like this was done by Terriberry et al. [189] on medial axis representations of the lateral ventricles, could have been a possible alternative to the T^2 test. However, the statistical power of non-parametric tests based solely on distances is generally inferior, therefore parametric tests were preferred.

The variance of the treatment effect is also relevant to analyze because it is expected to be

greater than the one of the motion observed between two reconstructions without treatment (if the treatment is efficient). A one-sided test on the variances was thus performed by applying a rank sum test [38] to the squared norm of the rigid transformations expressed in the tangent space of the mean.

In addition to testing for differences between the mean, covariance and variance, it would also be interesting to test if post-treatment groups are on average closer to the mean of a group of healthier patients than pre-treatment groups. It would be unethical to expose healthy subjects without therapeutic reasons to ionizing radiation in order to build a healthy spine model. Thus, it was decided to compare pre-treatment and post-treatment groups with the mean spine shape of an healthier group of patients. This healthier group was composed of patients that were diagnosed with very mild scoliosis (Cobb angle [34] of less than 30 degrees) and did not receive any treatment. These patients had a radiographic examination prescribed for diagnostic purposes ; therefore no additional radiation exposure was needed. The distance between the mean spine model of this group and another articulated model could be regarded as a *distance to normality*. The distance used is the one described in equation 3.5 with $\lambda = 0.005$ (to limit the bias introduced by having patient samples with different age distributions). This distance to normality was then computed on pre-treatment and post-treatment reconstructions of patients that received either a Boston brace or a Cotrel-Dubousset instrumentation. The differences between pre and post treatment groups was then tested for statistical significance using a sign test [38] which can cope with the unknown but asymmetrical distribution of the differences.

A relatively large number of hypothesis tests were performed in this study, thus false positives could become a problem and needs to be controlled. The most common method to control false positives is to control the family wise error rate (FWER), which is the probability of having one or more false positives among all the tested hypotheses (see Shaffer [177] for a review of many methods to control the FWER). However, the FWER offers an extremely strict criterion, which is not always appropriate and results in a drastic reduction of the statistical power of individual tests. Benjamini and Hochberg [17] proposed an alternative to the control of the FWER where one controls the accumulation of false positives relative to the number of significant tests. However, the original method of Benjamini and Hochberg did not take into account that an unknown proportion of the tests can be expected to be significant, which is our case since orthopedic treatments are expected to have an effect on the spine shape. Furthermore, their method assumes that all tests are

independent, which might not be true in this case if the orthopedic treatments altered the patients' standing posture. Fernando et al. [63] recently proposed a method to control the proportion of false positives (PFP) which does not depend on the correlation structure between the tests and that takes into account the proportion of true null hypothesis out of all the tested hypothesis. The numerical values of the PFP will let us determine if the significance levels chosen are stringent enough with respect to our tolerance to false positives. The PFP for a significance level α can be computed using the following equation :

$$P\hat{F}P_{\alpha} = \frac{\alpha k \hat{p_0}}{R_{\alpha}} \tag{3.11}$$

where k denotes the number of tests performed, R_{α} the number of null hypothesis rejected for a level of significance α and $\hat{p_0}$ the estimated proportion of true null hypothesis. The value of k, α and R_{α} are readily available and $\hat{p_0}$ was estimated based on the distribution of the p-values using the method described in Mosig et al. [129].

3.5 Results

The methodology described in the previous sections was applied to four groups of scoliotic patients of the Montreal's Sainte–Justine Hospital. The selection of the patients included in these groups was based on the availability of the radiographs needed to compute 3D reconstructions of the spine. The main characteristics of these groups are the following :

I. A group of 295 scoliotic patients who had biplanar radiographs at least once.

II. A group of 39 patients who had biplanar radiographs while wearing a Boston brace and without it on the same day.

III. A group of 33 patients that had a Cotrel–Dubousset corrective instrumentation surgically installed and had biplanar radiographs taken before and after the surgery (with less than 6 months between the two examinations).

IV. A group of 26 untreated scoliotic patients who had biplanar radiographs two times within 6 months.

3.5.1 Geometric Variability of the Scoliotic Spine Anatomy

A variability model of the scoliotic spine shape anatomy was computed using the group I. The mean spine shape and the variability based on relative transformations are illustrated in figure 3.3, where it can be observed that the mean shape has curvatures in the lateral and frontal plane. The curvatures in the lateral plane correspond to healthy kyphosis and lordosis, but the light curve in the frontal plane is not part of the normal anatomy of the spine and is caused by scoliosis. It is also interesting to note that the curve is on the right side because there is more right thoracic curves than left thoracic curves among scoliotic patients. The variability is also inhomogeneous (it varies from a vertebra to another) and anisotropic (stronger variability in some directions). The strongest translational variability is found along the axial direction and one can also observe from figure 3.3 that the main extension of the rotation vector covariance ellipsoid is along the anterior-posterior axis, which indicates that the main rotation variability is around this axis (as it could be expected for scoliosis).

Complementary information can also be extracted from a model based on absolute positions and orientations of the vertebrae, as illustrated in figure 3.4 (with the reference coordinate system fixed to the lowest vertebrae). As it was expected, the mean of this second model is very similar to the mean of the model based on the relative positions and orientations. However, the variabilities are greater, which is normal since the vertebrae on top are farther away from the reference frame. Furthermore, the relative contributions to the global variability of the translational variability in the coronal direction and of the rotational variability in the sagittal direction are more important. One could also notice that the rotational variability is maximal in the middle of the spine (around T10) and not on the top, which might be the result of patients' tendency to keep their head and shoulders straight during the radiological examination.

3.5.2 Geometric Variability of the Spine Shape Deformations

In addition to the analysis of the spine anatomy, the method described in this document can also be used to analyze deformations of the spine (for example, the deformations associated with the outcome of orthopaedic treatments) . To do so, one could compare the spine shape models computed for all subjects before and after the deformation (before and after

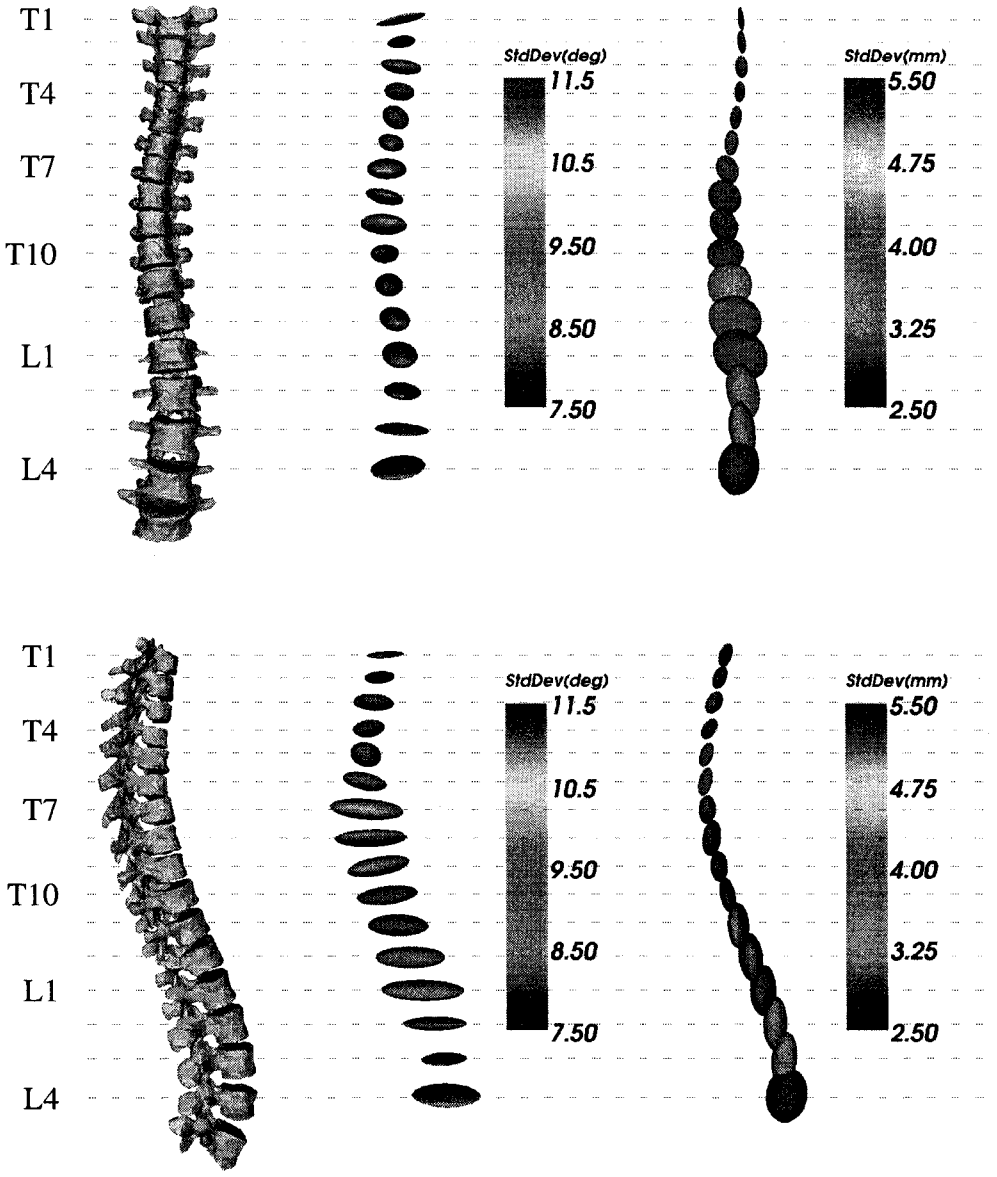


Figure 3.3 Statistical model of the inter-vertebral poses for group I. From left to right : mean spine model, rotation and translation covariance. Top : frontal view. Bottom : sagittal view.

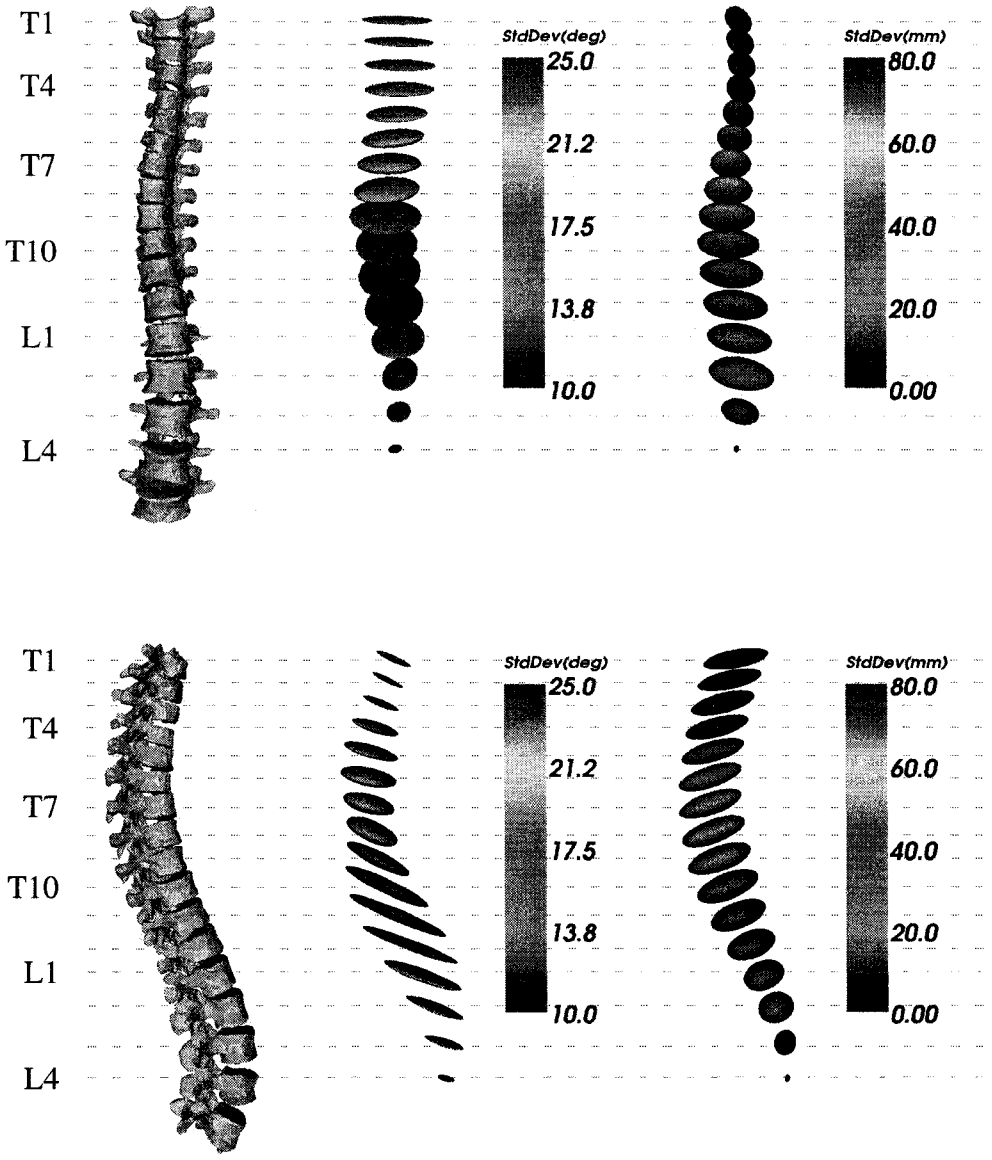


Figure 3.4 Statistical model of the absolute vertebral poses for group I (with reference frame at L5). From left to right : mean spine model, rotation and translation covariance. Top : frontal view. Bottom : sagittal view.

treatment). However, inter-patient variability would hide the variability that is intrinsic to the deformation process. To reduce the effect of the inter-patient variability, the deformation is defined as a vector of rigid transformations that transforms the spine shape before into the spine shape after deformation for a given patient (see figure 3.2 and Equation 3.2). Then, a statistical analysis of these rigid transformations is performed on each patients group. Two treatments (the Boston brace and the Cotrel–Dubousset instrumentation) and a control group (untreated patients) were analyzed that way.

3.5.2.1 Boston Brace

The Boston brace is a treatment that is prescribed for patients with mild to moderate scoliosis. In order to validate the brace design and adjustment, biplanar radiographs of the patients are taken with and without brace. We thus used those radiographs to construct a statistical model of the spine shape deformations associated with the brace without exposing the patients to additional doses of radiation. This model is illustrated by figure 3.5. It could be observed from this model that the variability of the Boston brace effect is more important in the lower part of the thoracic spine (approximately from T7 to L1, with a maximum at T11). Moreover, the mean curve in frontal view seems to be reduced by the treatment. However, the healthy kyphosis and lordosis found in the sagittal view are also reduced which is not a desirable effect (from a medical perspective).

3.5.2.2 Cotrel-Dubousset Surgery

The surgical treatment that was used is the installation of a Cotrel–Dubousset instrumentation. Other types of instrumentations also exist, however the Cotrel–Dubousset type is the most common in North America and is the type of surgery for which the highest number of cases were available. The variability model of the effect of the Cotrel-Dubousset surgery is illustrated at figure 3.6. It comes with no surprise that the variability of the treatment effect is greater for the Cotrel-Dubousset surgery than it is for the brace, since the surgery is a more invasive treatment that is reserved for severe cases. Furthermore, it is interesting to note that the variability reaches its maximum at T12, two vertebrae lower than for the Boston brace. Unlike the Boston brace, the Cotrel-Dubousset treatment preserved the mean curves in the sagittal view.

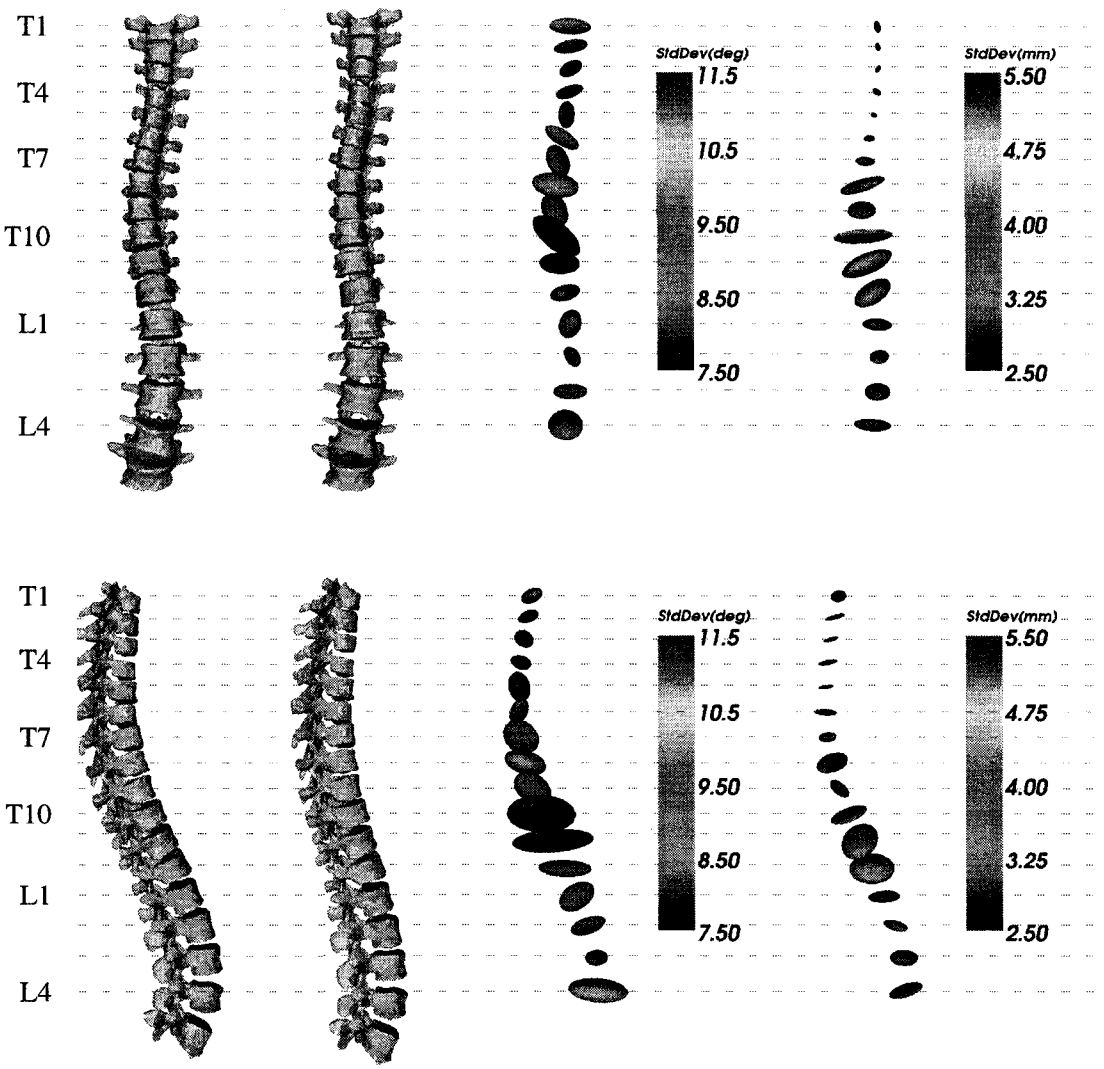


Figure 3.5 Statistical model of the spine shape deformations associated with the Boston brace. From left to right : mean shape prior treatment, mean shape with the brace, rotation and translation covariance of the spine shape deformations. Top : Frontal view. Bottom : sagittal view

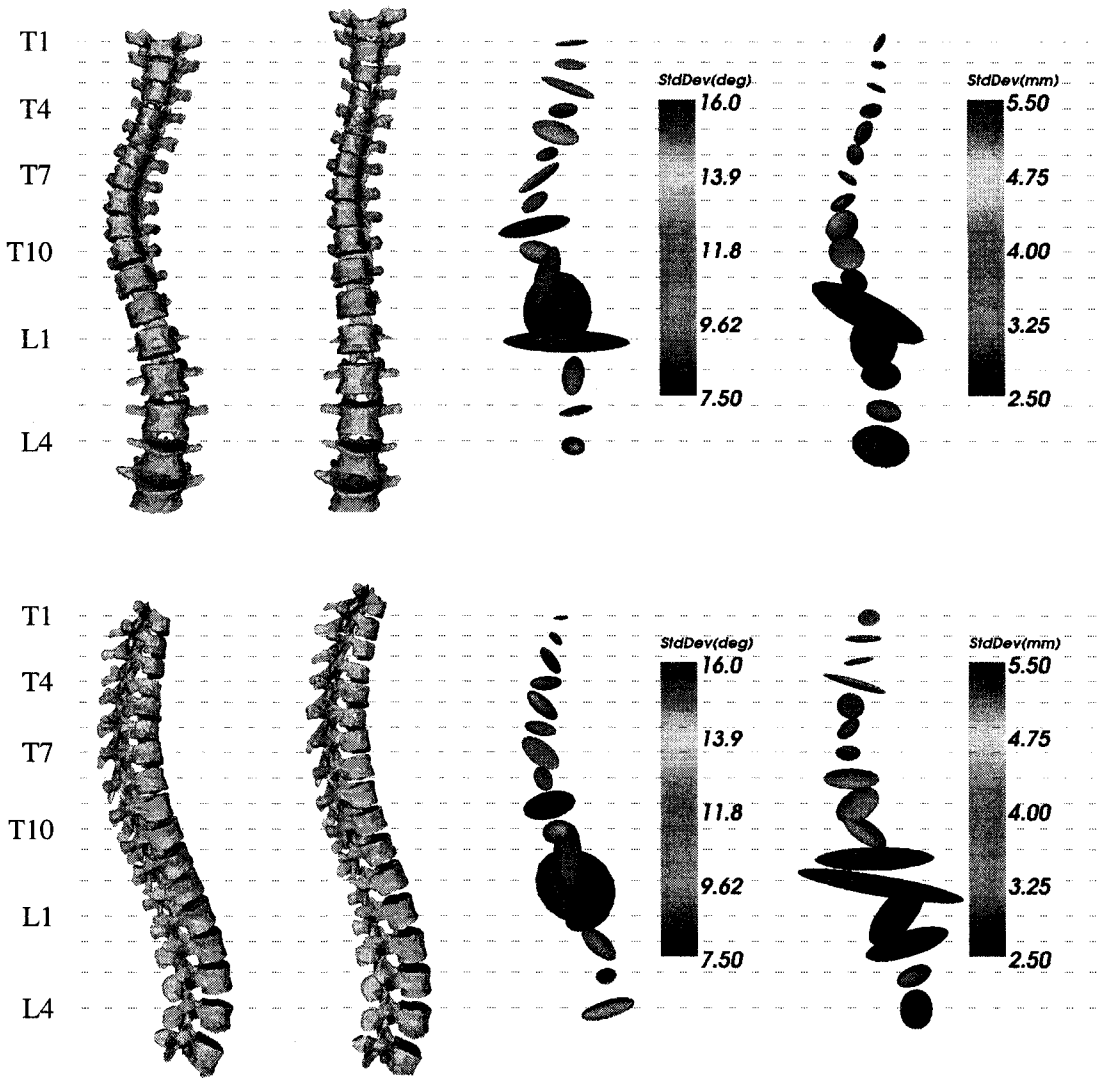


Figure 3.6 Statistical model of the spine shape deformations associated with the Cotrel-Dubousset instrumentation. From left to right : mean shape before surgery, mean shape after surgery, rotation and translation covariance of the spine shape deformations. Top : Frontal view. Bottom : sagittal view

3.5.2.3 Untreated Patients

The spine shape deformation model computed for the Boston brace and the Cotrel-Dubousset surgery were influenced by variability sources other than the treatment itself such as patient posture, growth stage and 3D reconstruction error. To assess the relative importance of those sources of variability a group of 26 untreated patients, whom had two biplanar radiographs examinations with at most six months between them, were used to analyze the deformation progression without treatment. The results are illustrated in Figure 3.7. The variability for $L5 \rightarrow L4$ was removed from Figure 3.7 because it was corrupted by an artifact of the 3D reconstruction process. As it was expected, the mean spine shapes for the two examinations are very similar and the variability of the spine shape deformation appears to be much smaller than the ones associated with the Boston brace or the Cotrel-Dubousset surgery.

3.5.2.4 Comparison of the Effect of Treatments between Groups

The presence of a group of untreated patients enables us to test for significant effect of a treatment on our centrality and dispersion measure (respectively the Fréchet mean and the generalized covariance).

Since the variances are small and the means are near zero, the non-linearities linked to the manifold curvature are small, so the Hotelling's T^2 test and Box's M test were used to test for significant differences between the untreated group and the two other groups (the null hypothesis being that they are not different). The results are reported in table 3.1 where p-values lower than 0.01 are marked with a star ("*"), p-values lower than 0.001 are marked with a two stars and p-values lower than 0.0001 are marked with a three stars.

The table 3.1 shows that the Boston brace has a significant effect on the mean shape and on the variability for two different regions of the spine, respectively from T1 to T6 and from T8 to T12. The Cotrel-Dubousset surgery appeared to have a very sparse effect on the mean shape, however it has a significant effect on the variability of the spine shape deformation for all studied vertebral levels.

Table 3.2 presents the difference between the distance to normality before receiving a treatment and after receiving the treatment. The table 3.2 also introduces the significance

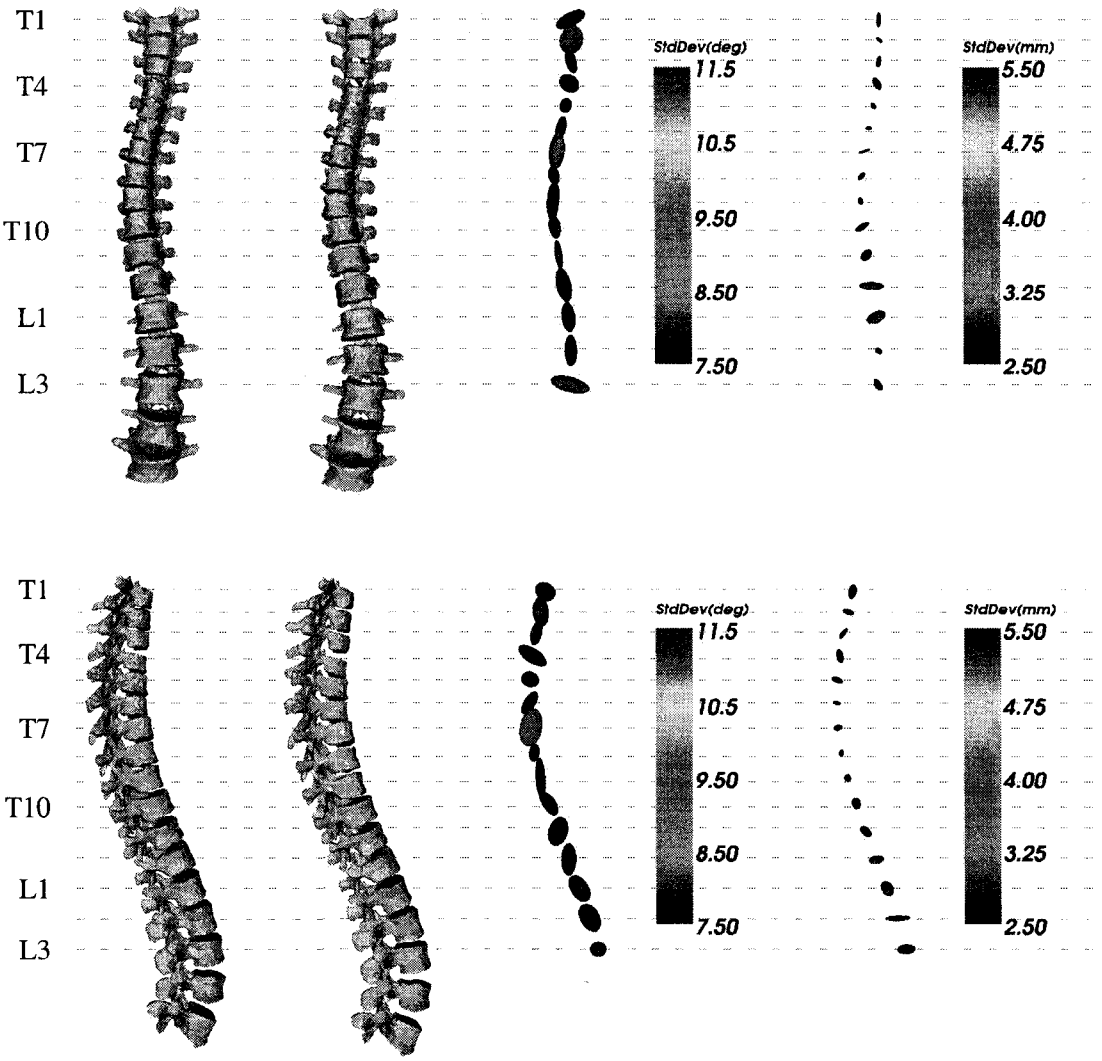


Figure 3.7 Statistical model of scoliosis progression without treatment. From left to right : mean shape at the first examination, mean shape at the second examination, rotation and translation covariance of the spine shape deformations. Top : Frontal view. Bottom : sagittal view

of this distance reduction (p-value computed from a one-sided sign test). The total row is computed by considering the summation of the distances for all inter-vertebral levels. The reduction of the distance to normality range from 3% to 34% for the Cotrel-Dubousset instrumentation and from -12 % to 11 % for the Boston brace. This table seems to indicate that a Cotrel-Dubousset instrumentation deforms the spine of the patients toward the mean shape of the healthier group. However, this reduction is not significant for many inter-vertebral levels. In the case of the Boston brace no significant reduction was found.

The PFP numerical values (Eq. 3.11) for significance level of 0.01, 0.001 and 0.0001 (the three significance levels used in this study) computed from all tests results presented are respectively of 0.00167, 0.000257 and 0.0000423. This means that a significance level of 0.01 on individual tests will lead on average (if we were to repeat this study many times) to 1 false positive for every 600 rejected null hypothesis.

Tableau 3.1 Statistical significance (expressed using p-values) of the difference between the means, the covariance matrices and the variances of a control group (IV), a group of patients wearing a Boston brace (II) and a group that had a Cotrel-Dubousset instrumentation surgically installed (III). p-values for inter-vertebral levels marked with a γ should be interpreted with caution since the normality test failed. One star indicates a p-value lower than 0.01, two stars indicates a p-value lower than 0.001 and three stars indicates a p-value lower than 0.0001

Inter-vertebral levels	IV vs II						IV vs III					
	Mean		Covariance		Variance		Mean		Covariance		Variance	
T2 →T1	2.3e–4	**	1.1e–1		3.7e–2		4.7e–3	*	3.8e–4	**	4.5e–2	
T3 →T2	2.4e–3	*	5.6e–2		1.1e–1		1.9e–3	*	6.3e–3	*	1.1e–3	*
T4 →T3	9.5e–9	***	1.4e–2		4.0e–1		6.0e–4 $^{\gamma}$	**	3.8e–8 $^{\gamma}$	***	1.5e–3	*
T5 →T4	2.2e–3 $^{\gamma}$	*	1.8e–1 $^{\gamma}$		7.4e–1		1.3e–1		1.1e–3	*	6.6e–3	*
T6 →T5	6.1e–3	*	1.7e–1		1.1e–1		7.2e–1		5.4e–6	***	1.5e–6	***
T7 →T6	1.3e–2		1.3e–1		1.4e–2		4.9e–1		7.3e–4	**	1.2e–4	**
T8 →T7	6.0e–2		4.3e–2		2.4e–2		1.1e–2		8.1e–4	**	5.9e–3	*
T9 →T8	4.9e–1		7.5e–6	***	1.1e–5	***	1.6e–1		1.5e–7	***	3.7e–6	***
T10→T9	2.4e–1		5.2e–4	**	5.1e–4	**	2.0e–2		1.5e–10	***	6.8e–6	***
T11→T10	3.7e–1 $^{\gamma}$		2.3e–5 $^{\gamma}$	***	1.3e–4	**	1.3e–1		2.2e–7	***	8.6e–7	***
T12→T11	8.2e–1 $^{\gamma}$		4.4e–6 $^{\gamma}$	***	3.3e–5	***	8.4e–2		1.0e–9	***	1.4e–6	***
L1 →T12	6.8e–1		5.3e–4	**	1.5e–3	*	3.1e–1		5.8e–11	***	2.5e–5	***
L2 →L1	9.3e–1		2.9e–1		2.4e–2		1.9e–1		2.1e–8	***	3.8e–5	***
L3 →L2	2.7e–2		2.9e–1		1.4e–1		4.5e–5	***	2.3e–6	***	4.8e–5	***
L4 →L3	2.6e–2		7.3e–2		2.0e–2		4.1e–2		1.0e–3	*	1.4e–2	

3.5.3 Quantification of the Reconstruction Error

The anatomical landmarks reconstruction error induces variability on inter-vertebral transforms. However, we are interested in the variability that is intrinsic to the patients. Thus, we ran computer simulations to assess the relative effect of reconstruction error on the computed variability.

The 3D reconstruction method used to compute the 3D coordinates of the anatomical landmarks was previously validated and the mean error on the landmarks reconstruction was evaluated to 2.6 mm [11]. So, we simulated virtual spine models with mean reconstruction errors from 0.25 mm to 5 mm and we computed the variabilities of the corresponding spine shapes and spine shape deformations models.

The augmentation of the simulated error had a linear effect on the standard deviations of the corresponding rigid transformations. In the case of spine shape model, the standard deviation of the translational part varied from the 0.1 to 2 mm and the rotational part varied from 0.2 to 3.9 degrees. The spine shape deformation model was a little bit more sensitive to the reconstruction error since the standard deviations of the translational part varied from 0.1 to 2.5 mm and the rotational part varied from 0.2 to 5.3 degrees.

In summary, with error levels compatible with the previous validation studies, all simulated variances are way below the variabilities observed from scoliotic patients. Therefore, the observed variabilities are mainly associated sources intrinsic to the patients and not with 3D reconstruction errors.

3.6 Discussion

3.6.1 Variability Sources

The models used in this study describe the variability of the observed 3D spine shape. This variability is partially the result of the anatomical variability inherent to the pathology, but other causes were also present.

Scoliosis is very often diagnosed during puberty, thus growth status is likely to be a significant variability factor. This was confirmed by the fact that the maximal translational

Tableau 3.2 Reduction of the distance to an healthier spine shape between pre and post treatment groups and the associated significance of this reduction (expressed as a p-value). One star indicates a p-value lower than 0.01, two stars indicates a p-value lower than 0.001 and three stars indicates a p-value lower than 0.0001

Inter-vertebral levels	Cotrel-Dubousset			Boston Brace	
	Reduction	p-value		Reduction	p-value
T2 →T1	3.0 %	6.3e–1		3.0 %	5.0e–1
T3 →T2	8.5 %	1.4e–1		-9.6 %	5.0e–1
T4 →T3	27.9 %	4.1e–2		5.2 %	1.0e–1
T5 →T4	24.5 %	2.5e–4	**	10.6 %	5.5e–2
T6 →T5	13.3 %	8.2e–2		9.3 %	2.7e–2
T7 →T6	24.8 %	8.2e–2		-7.9 %	5.0e–1
T8 →T7	17.4 %	1.5e–1		11.4 %	3.7e–1
T9 →T8	18.2 %	4.1e–2		-6.3 %	5.0e–1
T10→T9	34.4 %	2.5e–4	**	10.8 %	2.6e–1
T11→T10	9.3 %	4.1e–2		7.6 %	5.0e–1
T12→T11	31.2 %	7.4e–3	*	5.6 %	1.7e–1
L1 →T12	33.7 %	7.4e–3	*	0.5 %	5.0e–1
L2 →L1	24.6 %	8.2e–2		8.4 %	1.0e–1
L3 →L2	20.7 %	8.2e–2		-12.2 %	8.3e–1
L4 →L3	27.7 %	4.1e–2		7.1 %	5.0e–1
Total	23.3 %	2.5e–4	**	3.3 %	1.0e–1

variability is along the axial direction.

The posture during the acquisition was standardized, but a certain proportion of the variability might be the result of small differences between patients' postures during the stereo-radiographic exams. Scoliotic patients are however known to have postural problems, so the variability caused by differences in the posture and the variability caused by scoliosis might be hard to discern.

The anatomical landmarks 3D reconstruction error is also a source of variability. However, the variances simulated from synthetic data with a controlled 3D reconstruction error are well below the variabilities computed from real patients. The observed variabilities are thus mainly associated with spine geometry and not with 3D reconstruction errors.

3.6.2 Individual Vertebrae Positions and Orientations Variability

The inter-vertebral poses variability model illustrated in Figure 3.3 showed that the main rotational variability was found on the anterior-posterior axis. This was expected since orthopaedists routinely use the anterior-posterior radiograph to compute the Cobb angle (which is used to estimate scoliosis severity). Furthermore, the main translational variability was found in the axial direction which makes sense since the elongation of the spine that characterizes the growth process could be described using axial translations.

It was also noted that the relative contributions of the translational variability in the coronal direction and of the rotational variability in the sagittal direction are larger when absolute positions and orientations are considered. This greater variability along the natural flexion/extension motion axis of the spine tend to confirm that absolute positions and orientations are more suitable to analyse posture and motion, while relative positions and orientations are more adapted to the analysis of the anatomical variability.

Furthermore, there is also a significant proportion of the variability along all the degrees of freedom (DOF) of the inter-vertebral transforms. Thus, all the six DOF of the rigid transformations are needed to capture the variability of the spine shape. Practical implications of this improved knowledge of the variability include the design of new orthopaedic treatments (either braces or surgical instrumentations) that achieve a better balance between geometric correction and patient freedom of motion.

The representation of the spine shape as an articulated object is intuitive and the obtained results proved that anatomical insights can be gained that way. The Riemannian framework that was used to build the variability model naturally leads to the use of the rotation and of translation vector in the computation of the mean shape and of its variability. This representation was one of the keys to an intuitive visualization of both the mean spine shape and the variability around that mean shape.

3.6.3 Effect of Orthopaedic Treatments

A visual comparison between the variability models associated with group II, III and IV (see Figures 3.6, 3.5 and 3.7) revealed that the mean spine shape of treated patients seems closer to a healthy spine shape than the untreated patients. Furthermore, the variability of the spine shape deformations linked to a treatment appeared to be greater than the one linked to the progression of the disease. The variability associated with the Boston brace also appeared to be smaller than the variability associated with the Cotrel-Dubousset instrumentation.

More interestingly, the difference between the mean shape and the difference between the variability are not uniform. Table 3.1 clearly states that the Boston brace has a significant effect on the mean shape and on the variability for two different regions of the spine, respectively from T1 to T6 and from T8 to T12. This suggest a systematic effect of the Boston brace on the geometry of the upper-thoracic spine of all patients treated with it regardless of strength and shape of the curvature caused by scoliosis. It also suggest that severe scoliotic cases were submitted to larger corrections in the lower-thoracic segment of the spine than mild cases which lead to larger variabilities. Therefore, this difference suggests that most of the therapeutic effect of the Boston brace is localized in the region from T8 to L1. The effect of the Cotrel-Dubousset appeared to have a very sparse effect on the mean shape. However it has a significant effect on the variability associated with all the inter-vertebral transforms. This greater variability might explains the sparsity of the significant results obtained on the mean shape since a greater variability generally results in a reduction of the statistical power of tests performed on the mean. These results strongly indicate that not only the mean shapes but also the shape variabilities have to be analysed when two groups of patients are compared.

The Table 3.2 as a whole suggests that a surgical correction of scoliosis using a Cotrel-Dubousset instrumentation deforms the spine towards a more "normal" spine shape, while the Boston brace has only a small effect on the distance to normality. This situation is understandable since a surgical intervention aims at correcting the deformity while a brace primarily goal is to stop the evolution of the deformity by applying subtle structural modifications.

Unfortunately, few of the distance differences associated with individual inter-vertebral level were found to be significant. A larger patient sample would be necessary to draw stronger conclusions from an analysis of these distances. The statistical tests performed directly on the centrality and dispersion measures (presented at Table 3.1) seemed to be more powerful with the number of patients available and did not require a sample of healthy patients.

Moreover, surgical correction objectives are to optimally correct the spine deformity to obtain a spinal shape as "normal" as possible while instrumenting and fusing the least amount of vertebrae and avoiding complications. These contradictory objectives lead to a large variability among the spinal instrumentation configurations used by experienced surgeons [12]. Furthermore, what orthopedists usually defines as "normal" is not based on a statistical model of the spine geometry but on their clinical experience. More specifically, orthopedists usually try to obtain a straight spine in the frontal view with level shoulders and the trunk centered over the pelvis, a thoracic kyphosis between 20 and 40 degrees and a lumbar lordosis between 30 and 50 degrees in the sagittal view. The distance measure used to create the Table 3.2 approximate the correction objectives but do not take into account factors that are extrinsic to the spine geometry (shoulders and pelvis position, post-operative mobility, instrumentation strategies, *etc.*). Thus, the Table 3.2 is an indication that the proposed variability model can efficiently capture the geometric component of orthopedic correction of scoliosis, but the distance used to create it should not be used to clinically evaluate treatment outcomes.

In the context of the comparison of two corrective instrumentation of scoliosis, Petit et al. [160] published a comparison between modifications of the centers of rotations. Their results are compatible with ours although centers of rotation are not explicitly used here. However, only the means were compared in the study of Petit et al., while it is now clear that the variability should also be analyzed in this context.

3.7 Conclusion

A method to quantitatively analyze the variability of the spine shape was presented in this paper. The proposed method is based on the decomposition of the subjects' spine shape into instances of an articulated shape model. This articulated shape model uses rigid transformations to describe the state of the link between each vertebra. Then, the use of a Riemannian framework enabled us to compute relevant statistics from this articulated shape model. In addition to the spine shape, a model to analyze and compare the effects of orthopaedic treatments on the spine geometry was also proposed and a visualization method of the variability models was developed as well. Finally, a comprehensive study of the scoliotic spine shape variability and of the treatment effect variability for two well established treatments of scoliosis were presented (the Cotrel-Dubousset surgical instrumentation and the Boston brace).

Experimental findings included the observation that the variabilities of inter-vertebral transformations were inhomogeneous (lumbar vertebrae were more variable than for the thoracic ones) and anisotropic (with maximal rotational variability around the anterior-posterior axis and maximal translational variability in the axial direction). Furthermore, brace and surgery were found to have a significant effect on the Fréchet mean and on the generalized covariance. These significant differences were observed in specific regions of the spine where the treatments actually modified the spine geometry. The therapeutic effects of orthopaedic treatments could thus be precisely localized.

In this study the correlations between the motions of non-adjacent vertebrae were not analyzed. In that context, one of the future directions for our work will be to study the global motions of the spine using joint covariances. Moreover, it would be interesting to see if a global model could be linked to clinically used surgical classifications of the deformities or if one could use a global model to study curve progression.

The proposed method is not limited to the spine and could easily be extended to other bony structures (elbows, knees or fingers for instance). Moreover, the variability model could be used to constraint a deformation field like Little et al. [115] did or to incorporate statistics in the registration process as it was recently proposed by Commowick et al. [37].

In conclusion, this study suggests that medically relevant knowledge about the spine shape

and its deformations can be obtained by studying articulated shape models. From an orthopaedist's point of view, these findings could be used to optimize treatment strategies and diagnostic methods. For example, better braces (or surgical instrumentations) could be designed by exploiting the strong anatomical variability in the coronal plane and the localisation of their effects on the spine geometry could be analyzed more easily.

Acknowledgement

This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) of Canada, the Quebec's Technology and Nature Research Funds (Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies de Québec) and the Canadian Institutes of Health Research (CIHR).

3.8 Appendix : Riemannian Metric, Geodesic Curves and Distance

A Riemannian manifold $\mathcal{M}$ is a manifold possessing a metric that can be expressed as a smoothly varying inner product $\langle\cdot|\cdot\rangle_x$ in the tangent spaces $T_x\mathcal{M}$ for all points $x \in \mathcal{M}$. A local representation of this Riemannian metric is given by the positive definite matrix $G(x) = [g_{ij}(x)]$ when the inner product between two vectors v and w of the tangent space $T_x\mathcal{M}$ is written as $\langle v|w\rangle_x = v^T \cdot G(x) \cdot w$. The norm of a vector $v \in T_xM$ is given by $\|v\| = \sqrt{\langle v|v\rangle}$ and the length of any smooth curve $\gamma(t)$ on $\mathcal{M}$ can then be computed by integrating the norm of the tangent vector $\dot{\gamma}(t)$ along the curve :

$$L(\gamma) = \int_{t_1}^{t_2} \|\dot{\gamma}\| dt = \int_{t_1}^{t_2} \sqrt{\langle\dot{\gamma}(t)|\dot{\gamma}(t)\rangle} dt \tag{3.12}$$

In order to compute the distance between two points (say x_1 and x_2) of a connected Riemannian manifold, we have to take the minimum length computed among all the smooth curves starting from x_1 and ending at x_2. Thus, the distance $d(x_1, x_2)$ between those two points is :

$$d(x_1, x_2) = \arg\min_{\gamma} L(\gamma) \tag{3.13}$$

where $\gamma(0) = x_1$ and $\gamma(1) = x_2$.

The distance minimising curves γ between any two points of the manifold are called geodesics. Calculus of variations shows that the geodesics are the curves satisfying the following differential system (using Einstein summation convention).

$$\ddot{\gamma} + \Gamma^i_{jk}\dot{\gamma}^j\dot{\gamma}^k = 0 \tag{3.14}$$

$$\Gamma^i_{jk} = \frac{1}{2}g^{im}\left(\frac{\partial}{\partial x_k}g_{mj} + \frac{\partial}{\partial x_j}g_{mk} - \frac{\partial}{\partial x_m}g_{jk}\right) \tag{3.15}$$

Where Γ^i_{jk} are the Christoffel symbols and $[g^{ij}(x)]$ is the inverse of the local representation of the metric $[g_{ij}(x)]$.

3.9 Appendix : Exponential and Logarithmic Maps

Geodesic curves are unique in the sense that there is one and only one geodesic $\gamma_{x,v}$ starting from $x \in \mathcal{M}$ with a tangent vector $v \in T_x\mathcal{M}$ at $t = 0$. Using the geodesics, it is possible to define a diffeomorphism between a neighbourhood of $0 \in T_x\mathcal{M}$ and $x \in \mathcal{M}$ called the exponential map.

The exponential map at $x \in \mathcal{M}$ maps each vector v of the tangent plane $T_x\mathcal{M}$ to the point of the manifold reached by following the geodesic $\gamma_{x,v}$ in a unit time. In other words, if we have $\gamma_{(x,v)}(1) = y$, then $\mathrm{Exp}_x(v) = y$. The inverse mapping is noted $\mathrm{Log}_x(y) = v$. Moreover the distance with respect to the deployment point is simply given by the norm of the result of the logarithmic map (which is also the norm of the tangent vector in $T_x\mathcal{M}$). Thus :

$$dist(x, y) = \|\mathrm{Log}_x(y)\| \tag{3.16}$$

The Exp_x and Log_x maps can be thought as the folding and unfolding operations that connect the tangent space at x and the manifold.

CHAPITRE 4

ARTICLE 2 : PRINCIPAL DEFORMATIONS MODES OF ARTICULATED MODELS FOR THE ANALYSIS OF 3D SPINE DEFORMITIES

Jonathan Boisvert*+−, Farida Cheriet*−, Xavier Pennec+, Hubert Labelle− and Nicholas Ayache+

* *École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Suc. Centre-Ville, H3C 3A7, Montréal, Canada*

+ Asclepios Project Team, INRIA, 2004 route des Lucioles - BP 93 06902 Sophia Antipolis Cedex, France

− *Sainte-Justine Hospital, 3175, Chemin de la Côte-Ste-Catherine, Montréal, Canada*

4.1 Présentation

L'article présenté dans ce chapitre a été soumis pour publication dans « Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis » pour un numéro spécial intitulé « Human Motion Analysis and Recognition » le 5 juin 2007 et revisé le 18 février 2008. L'invitation reçu pour publier dans ce numéro spécial donne suite à un article présenté lors de « Articulated Models and Deformable Objects 2006 » [23] pour lequel les auteurs ont remporté le prix du meilleur article.

L'objectif de cette étude est la présentation d'une méthode de recherche des déformations typiques du rachis observés chez les patients scoliotiques. Les objectifs particuliers associés ont été présentés à la section 2.3.1.3.

4.2 Abstract

Articulated models are commonly used for recognition tasks in robotics and in gait analysis, but can also be extremely useful to develop analytical methods targeting spinal deformities studies. The three-dimensional analysis of these deformities is critical since they

are complex and not restricted to a given plane. Thus, they cannot be assessed as a two-dimensional phenomenon. However, analyzing large databases of 3D spine models is a difficult and time-consuming task. In this context, a method that automatically extracts the most important deformation modes from sets of articulated spine models is proposed.

The spine was modeled with two levels of details. In the first level, the global shape of the spine was expressed using a set of rigid transformations that superpose local coordinates systems of neighboring vertebrae. In the second level, anatomical landmarks measured with respect to a vertebra's local coordinate system were used to quantify vertebra shape. These articulated spine models do not naturally belong to a vector space because of the vertebrae rotations. The Fréchet mean, which is a generalization of the conventional mean to Riemannian manifolds, was thus used to compute the mean spine shape. Moreover, a generalized covariance computed in the tangent space of the Fréchet mean was used to construct a statistical shape model of the scoliotic spine. The principal deformation modes were then extracted by performing a principal component analysis (PCA) on the generalized covariance matrix.

The principal deformations modes were computed for a large database of untreated scoliotic patients. The obtained results indicate that combining rotation, translation and local vertebra shape into a unified framework leads to an effective and meaningful analysis method for articulated anatomical structures. The computed deformation modes also revealed clinically relevant information. For instance, the first mode of deformation is associated with patients' growth, the second is a double thoraco-lumbar curve and the third is a thoracic curve. Other experiments were performed on patients classified by orthopedists with respect to a widely used two-dimensional surgical planning system (the Lenke classification) and patterns relevant to the definition of a new three-dimensional classification were identified. Finally, relationships between local vertebrae shapes and global spine shape (such as vertebra wedging) were demonstrated using a sample of 3D spine reconstructions with 14 anatomical landmarks per vertebra.

4.3 Introduction

Articulated models are collections of objects linked together so that the relative motion of any two parts is rigid (combination of a 3D rotation and a translation). This family

of models can be used to describe a wide variety of objects. A popular application is human gait analysis from video sequences. In this type of application, human body motion is characterized by articulations states and about thirty degrees of freedom are usually necessary to obtain convincing results. This number of degrees of freedom (DOF) makes model estimation from video sequences challenging from a computational perspective. However, probabilistic methods can be used to discard unlikely positions and to deal with occlusions [50, 85, 179, 210].

The human body being composed of 206 bones, it is easily understandable that those models are highly simplified representations of the human skeleton. Only articulations critical to gait description are considered and only these articulations' most important DOF are included in the models. Thus, DOF unnecessary to ideal gait patterns, but necessary to represent pathological motions would be omitted. For example, most articulated models used for motion capture only attribute one degree of freedom to the knee, whereas many musculoskeletal problems of the knee are characterized by more complex 3D rotations. Considering all the possible DOF in an articulation is also important to analyze the anatomical variability in a general population or in a group afflicted by a specific musculoskeletal problem.

This situation contrasts with statistical shapes models currently used to process radiological spine images. Those statistical models are based on point-to-point correspondences [120, 14] and many points are sampled on each vertebra, therefore the number of DOF could reach several hundreds. These statistical shape models describe efficiently the local shape of the vertebrae and they can improve the performances of segmentation and registration algorithms. However, they fail to take into account that the spine is a collection of vertebrae linked together by soft tissues (ligaments, spinal chord, nerves, *etc.*). Thus, the spine shape is changed primarily from the rigid motions of the vertebrae. Capturing the articulated nature of the spine will lead to a statistical shape model that can be interpreted more intuitively and that will uncover more clinically relevant relationships.

Point-to-point correspondences are therefore not the best choice of primitives. A more natural choice would be to use frames (points associated with three orthogonal axes) to deal with articulated anatomical structures. The main reason for this choice is that frames enable a more natural analysis of the relative orientations and positions of the models, whereas point primitives would only properly deal with positions. In this context, arti-

culated models of the spine will be created by associating a frame to each vertebra. The deformations of the spine shape will then be described in terms of rigid transformations applied to those frames.

A variability model of inter-vertebral rigid transformations based on Lie group properties was recently proposed [22]. However, the inter-vertebral transformations were analyzed individually thus discarding the coupling between different vertebral levels. It is difficult to take into account the coupling between all vertebral levels because of the high dimensionality of the model. In fact, there are 5 lumbar and 12 thoracic vertebrae (excluding cervical vertebrae) and a rigid transformation has 6 DOF, which means that an articulated description of the spine shape is characterized by at least 102 DOF. A clinician can hardly perform the analysis of such large variability model. It is therefore necessary to find a way to extract only the most meaningful modes of variability. These modes will indicate what varies the most from a geometric perspective in a given group, thus helping the physician in the task of analyzing large sets of 3D spine models, which is a necessary but tedious task, to define a clinically relevant 3D classification.

In this context, the main contributions of this paper will be to propose a method based on Riemannian geometry to perform principal components analysis on articulated spine models and to apply that method to a large database of scoliotic patients in order to construct the first statistical atlas of 3D deformation patterns for adolescent idiopathic scoliosis (a pathology that causes spine deformations). The combination of point-based and frame-based model will also be demonstrated to analyze the relation between the shape of the spine and the shape of individual vertebrae.

The remaining of the manuscript is divided in four sections. The next section review relevant works performed about scoliosis deformities analysis and about dimensionality reduction applied to articulated models. The section 4.5 then presents the proposed methods and the acquisition materials used for this study. The results obtained on large databases of scoliotic patients are presented in section 4.6. Finally, section 4.7 summarizes the conclusions and new perspectives that resulted from this study.

4.4 Background

4.4.1 3D Spine Models Classifications

Analyzing large databases of 3D spine models is becoming more and more important because there is a consensus among orthopedist surgeons that spinal deformations like adolescent idiopathic scoliosis (AIS) are three-dimensional. However, there is no consensus yet regarding the way to use 3D information to improve patients' care.

Classification is a decisive part of AIS patient assessment because it is used to guide the selection of fusion and instrumentation levels in corrective surgeries. King first proposed a classification of frontal thoracic curves, which was used to guide surgeries performed with the Harrington instrumentation [98]. This classification did not address sagittal deformations neither lumbar curves. Moreover, its reliability was contested [111, 184]. Lenke later proposed another classification [112] that includes lumbar and sagittal modifiers. Lenke classification is more complete ; however combining 2D measures is different from a performing a real 3D analysis. Thus, new three-dimensional classifications of the spinal deformations associated with AIS are been investigated.

However, taking into account the three-dimensional nature of the deformations is far from being trivial. Many classifications were recently introduced. Duong et al. [61] used a wavelet transform of the vertebrae centroids and a clustering method to agglomerate similar 3D spine shapes. The method is technically elegant but its complexity might not be compatible with clinical practice. Poncet et al. [163] proposed a classification that is based solely on spine torsion. Spine torsion is certainly an important factor to take into account but Duong et al. demonstrated that it is not the only one. Finally, Negrini et al. [135, 134, 133] recently proposed a classification based on "quasi-3D" indices (measure performed on multiple 2D projections). The main drawbacks of their approach are the arbitrary character of the indices selected and the two-dimensional nature of the classification.

In summary, analyzing large databases of 3D spine models is an important task but it is also a difficult and time-consuming one. Automatically extracting the most important deformation modes from a set of articulated spine models would greatly help surgeons to reliably and efficiently explore 3D spine models databases, which is a necessary prerequisite to the definition of a clinically relevant 3D classification of scoliotic deformities.

4.4.2 Principal components analysis of the 3D articulated spine models

Dimensionality reduction applied to the spine or to articulated models is not a new idea and methods were proposed in the past. As a part of a method that aim to predict the geometry of the spine based on the geometry of the trunk, Bergeron et al. [18] performed a principal component analysis on the 3D coordinates of vertebrae centers in the frequency domain. The most important limitation of this approach is that vertebrae orientations are not modeled. Moreover, performing the analysis in the frequency domain does not allow a physically grounded intuitive interpretation of the results. Benameur et al. [14] and Fleute et al. [69] both proposed principal components analysis (PCA) based spine registration method but only the shapes of the vertebrae were considered not the global spine shape.

Principal components analysis was also used to process articulated body models. Yacoob and Black [207] applied PCA analysis on motion parameters measured with respect to the image plane in the context of activity recognition. Unfortunately, since the measurements are not intrinsic to the geometry of the articulated object the same viewpoint and camera have to be used, which is unrealistic for clinical studies that involves multiple research centers. Gonzalez et al. [81] and Green et al. [84] both performed a PCA analysis on aligned time-series of articulated models descriptions in order to recognize human actions. Jiang and Motai [96] proposed a similar approach for on-line robot learning. Finally, Al-Zubi and Sommer [1] performed PCA to learn articulated motions of human arms. These approaches used representations that were either only based on 3D coordinates or only based on an angular description of the articulated body. However, using both positions and orientations would allow a better separation of different physiological phenomena such as pathological deformations and normal growth (that is expected to be dominated by translation). Moreover, these methods compute the mean without taking into account that 3D rotations form a curved manifold. Therefore, the obtained results dependent on the arbitrary configuration of the local coordinates systems used to performed angular measurements.

4.5 Material and Methods

This section is divided in three subsections. One of the problems with previous attempts to find variability modes from 3D spine models was that their underlying spine geometry representations were based on point-to-point correspondences, which are not adapted to an analysis of orientations. The first subsection (4.5.1) will thus present an articulated description of the human spine that include both vertebrae's relative position and orientation as well as the method used to estimate these articulated spine models from radiographs.

The articulated description chosen uses rigid transformations to encode the relative position and orientation of the vertebrae. However, rigid transformations naturally belong to a Lie group and conventional statistical methods usually apply only in vector spaces. To alleviate this problem, the second subsection (4.5.2) will present how to rigorously generalize concepts such as the mean and the covariance to articulated spine models.

Finally, the last subsection (4.5.3) will introduce a simple mechanism to extract and visualize the most significant deformations modes observed in a database of articulated spine models.

4.5.1 Articulated Spine Models from Radiographs

Articulated models could be estimated from a wide variety of image modalities. Computed tomography or magnetic resonance could be used since the images recorded using those modalities are three-dimensional. However, large portions of the spine deformations are lost when patients are asked to lie down. Moreover, adolescent idiopathic scoliosis patients often present postural problems, which are relevant to the analysis. In light of those constraints, we choose to use multi-planar radiography in order to digitize the 3D anatomy of the patients' spine.

Multi-planar radiography is a simple technique where two (or more) calibrated radiographs of a patient are taken to compute the 3D position of anatomical landmarks using a triangulation algorithm. It is one of the few imaging modalities that can be used to infer the three-dimensional anatomy of the spine when the patient is standing up. Furthermore, biplanar radiography of scoliotic patients is routinely performed at Sainte-Justine hospital

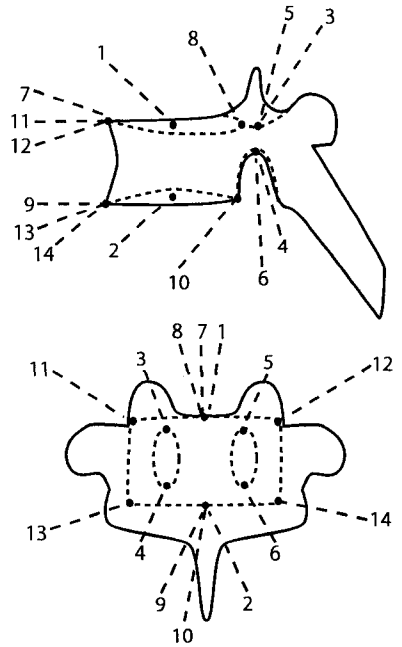


Figure 4.1 Anatomical landmarks used to digitize the spine geometry and to analyze local vertebra shape.

(Montreal, Canada).

The anatomical landmarks used in this study are illustrated in Figure 4.1. The identification of all anatomical landmarks is time consuming and costly because it is performed by a qualified technician. However, it provides a more robust anatomical matching of landmarks, which ensures a more precise 3D reconstruction. Thus, only the anatomical landmarks 1 to 6 were used when only the shape of the spine and not the local shapes of the vertebrae were analyzed. These anatomical landmarks were identified on each vertebra from T1 (first thoracic vertebra) to L5 (last lumbar vertebra) on a posterior-anterior and a lateral radiograph. The 3D coordinates of the landmarks were then computed and the deformation of a high-resolution template using dual kriging yielded a total of 24 reconstructed landmarks. The accuracy of this method was previously established to 2.6 mm [11].

Once the anatomical landmarks presented in Figure 4.1 are reconstructed in 3D, they are expressed in the local coordinates system of their respective vertebra (see Stokes [181] for a formal definition of the local coordinates system of a vertebrae). These local landmarks coordinates $p_1, p_2, \ldots, p_n$ (where n is the number of anatomical landmarks used for each

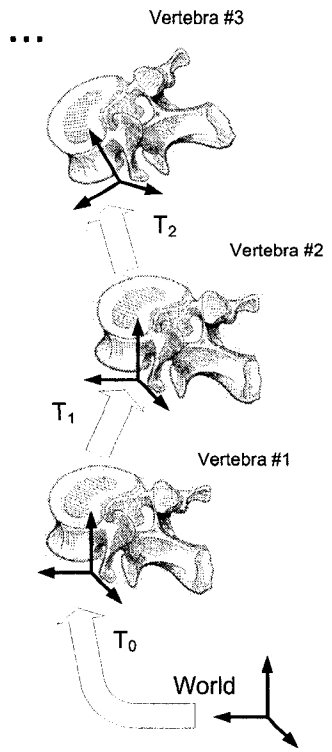


Figure 4.2 Frames and transformations used to express the spine as an articulated model.

vertebra) will be used to analyze the vertebrae shapes. Each vertebra is then rigidly registered to its first upper neighbor and the resulting rigid transformations are recorded. By doing so, the spine is represented by a set of rigid transformations (see the Figure 4.2). These inter-vertebral transformations $T_1, T_2, \ldots, T_{17}$ will be used to analyze the spine shape.

The combination of the local landmarks coordinates and the inter-vertebral transformations is especially well adapted to an analysis of the spinal deformities since the inter-vertebral rigid transformations describe the state of the physical links that alter the shape of the whole spine while the local landmarks coordinates can quantify the local vertebral deformations.

Most scoliotic patients are adolescents or pre-adolescents and the spine length of these patients varies considerably. At this point one might be tempted to normalize the spine models to improve comparability. However, the development of many musculoskeletal pathologies, such as adolescent idiopathic scoliosis, is tightly linked with the patient growth process. Thus, normalization could discard valuable information and should be avoided in most applications.

4.5.2 Elements of Articulated Models Statistics

The articulated spine models presented in the last subsection express the spine shape using a vector of inter-vertebral rigid transformations. This idea is very intuitive and models closely pathological mechanisms of spinal deformities. However, rigid transformations do not naturally belong to a vector space (they belong to a curved Riemannian manifold). Simple operations necessary to conventional multi-variate analysis such as addition and scalar multiplications are not defined on rigid transformations. A generalization of concepts as simple as the mean and the covariance is therefore needed.

One could be tempted to parameterize the rigid transformations using one of the many available representations (Euler angles and translation vector, for example) and then to compute the mean and covariance on that representation. However, the result would not be intrinsic. In other words, the mean and covariance would be dependent on the viewpoint from which the orientation and position would have been measured.

The distance is a general concept that can be used to perform those generalizations and Riemannian geometry offers a mathematical framework to work with primitives when only a distance function is available. Concepts of probability and statistics applied to Riemannian manifolds were recently studied [149]. Moreover, a Riemannian framework was also used in the context of statistical shape modeling to perform PGA (principal geodesic analysis) on medial axis representations [65].

The next subsections introduce a generalization of the conventional mean called the Fréchet mean and a generalized covariance measure computed around the Fréchet mean. These generalizations are based on the idea that it is possible to locally unfold a Riemannian manifold on a tangent vector space and to fold back the elements of the tangent space on the Riemannian manifold. These two operations (folding and unfolding) are performed by the exponential and logarithmic maps. Thus, these two maps will be introduced more formally in the next subsection as well as their application to our articulated spine models.

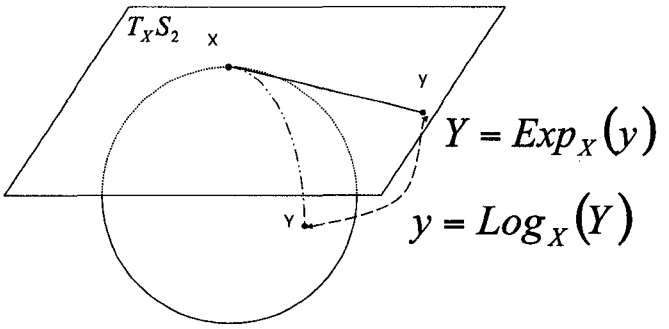


Figure 4.3 Graphical representation of the Log_X and Exp_X maps on a three-dimensional sphere.

4.5.2.1 Exponential and Logarithmic Maps

In a complete Riemannian manifold $\mathcal{M}$ the smallest smooth curve $\gamma(t)$ such that $\gamma(0) = x$ and $\gamma(1) = y$ (with $x, y \in \mathcal{M}$) is called a geodesic and the length of that curve is the distance between x and y. Two important maps can be defined from the geodesics : the exponential map Exp_x which maps a vector ∂_x of the tangent plane $T_x\mathcal{M}$ to the element reached in a unit time by the geodesic that starts at x with an initial tangent vector ∂_x and the logarithmic map Log_x which is the inverse function of Exp_x. In other words, these two maps enable us to "unfold" the manifold on the tangent plane (which is a vector space) and to project an element of the tangent plane to the manifold (see Figure 4.3 for an example of Log_x and Exp_x).

In this paper, the spine shape is modeled as a set of frames associated to local coordinates systems of vertebrae. The modifications of the spine geometry are then modeled as rigid transformations applied to those frames. In order to compute the principal deformations modes (from equation 4.7), the exponential and logarithmic maps associated with a distance function on rigid transforms are thus needed.

A rigid transform is the combination of a rotation and a translation. Defining a suitable distance on the translational part is not difficult since 3D translations belong to a real vector space. However, the choice of a distance function between rotations is more complex. Rotations are usually expressed using a three by three matrix that belongs to the special orthogonal group $\mathcal{SO}^3$ and simple solutions, like the norm of the difference, does not respect the prerequisites conditions for distance functions.

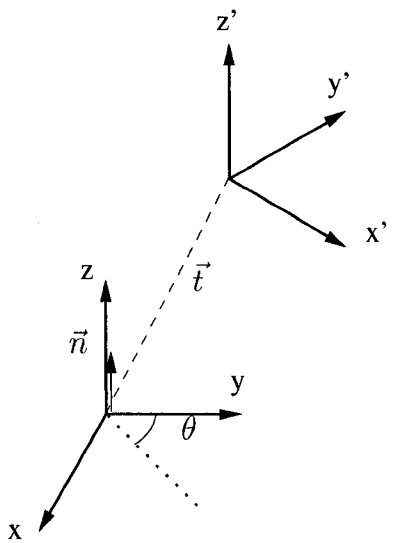


Figure 4.4 Rigid transform expressed by an axis of rotation n, an angle of rotation θ and a translation vector t

To define a suitable distance function between rigid transforms, another representation of the rotations called the rotation vector is needed. This representation is based on the fact that a 3D rotation can be fully described by an axis of rotation supported by a unit vector n and an angle of rotation θ (see figure 4.4). The rotation vector r is then defined as the product of n and θ.

The conversion from the rotation vector to the rotation matrix is performed using the Rodrigues equation :

$$R = I + \sin(\theta)S(n) + (1 - \cos(\theta))S(n)^2 \quad \text{with} \quad S(n) = \begin{bmatrix} 0 & -n_z & n_y \\ n_z & 0 & -n_x \\ -n_y & n_x & 0 \end{bmatrix}$$

And the inverse map (from a rotation matrix to a rotation vector) is given by the following equations :

$$\theta = \arccos(\frac{Tr(R) - 1}{2}) \quad \text{and} \quad S(n) = \frac{R - R^T}{2\sin(\theta)} \tag{4.1}$$

Using the rotation vector representation, a left-invariant distance ($d(T_3 \circ T_1, T_3 \circ T_2) = d(T_1, T_2)$) between two rigid transformations can easily be defined :

$$d(T_1, T_2) = N_\omega(T_2^{-1} \circ T_1) \quad \text{with} \quad N_\omega(T)^2 = N_\omega(\{r, t\})^2 = \|\omega r\|^2 + \|t\|^2 \tag{4.2}$$

Where ω is used to weight the relative effect of rotation and translation, r is the rotation vector and t the translation vector. Because the selected distance function is left-invariant, we have $\text{Exp}_\mu(x) = \mu \circ \text{Exp}_{Id}(D(\mu)^{-1}x)$ and $\text{Log}_\mu(T) = D(\mu)\text{Log}_{Id}(\mu^{-1} \circ T)$ with $D(x) = \frac{\partial}{\partial y} x \circ y|_{y=Id}$. Furthermore, it can be demonstrated that the exponential and log map associated with the distance of equation 4.2 are the mappings (up to a scale) between the combination of the translation vector and rotation vector and the combination of the rotation matrix and the translation vector [146].

$$\text{Exp}_{Id}(T) = \left| \begin{array}{l} R(r) \\ t \end{array} \right. \quad \text{and} \quad \text{Log}_{Id}(T) = \left| \begin{array}{l} \omega r(R) \\ t \end{array} \right.$$

The Riemannian structure of the anatomical landmarks used to quantify the local shape of the vertebrae is much more simple. In fact, anatomical landmarks simply belong to $\Re^3$, which is a vector space. Thus, with respect to the Euclidian distance, the anatomical landmarks belong to a flat Riemannian manifold. The Exp and Log maps are then as simple as translations of the original landmarks :

$$\text{Exp}_p(q) = p + q \quad \text{and} \quad \text{Log}_p(r) = r - p \quad \text{with} \quad p, q, r \in \Re^3$$

4.5.2.2 Fréchet Mean

For a given distance, the generalization of the usual mean can be obtained by defining the mean as the element μ of a manifold $\mathcal{M}$ that minimizes the sum of the distances with a set of elements $x_{0...N}$ of the same manifold $\mathcal{M}$:

$$\mu = \arg\min_{x \in \mathcal{M}} \sum_{i=0}^{N} d(x, x_i)^2$$

This generalization of the mean is called the Fréchet mean. Since it is defined using a minimization, it is difficult to compute it directly from the definition. However, it can be computed using a gradient descent performed on the summation. The following iterative equation summarizes this operation :

$$\mu_{n+1} = \mathrm{Exp}_{\mu_n}(\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N} \mathrm{Log}_{\mu_n}(x_i)) \tag{4.3}$$

4.5.2.3 Generalized Covariance

The variance (as it is usually defined on real vector spaces) is the expectation of the L_2 norm of the difference between the mean and the measures. An intuitive generalization of the variance on Riemannian manifolds is thus given by the expectation of a squared distance :

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N} d(\mu, x_i)^2 \tag{4.4}$$

To create statistical shape models it is necessary to have a directional dispersion measure since the anatomical variability of the spine is anisotropic [22]. The covariance is usually defined as the expectation of the matricial product of the vectors from the mean to the elements on which the covariance is computed. Thus, a similar definition for Riemannian manifolds would be to compute the expectation in the tangent plane of the mean using the log map :

$$\Sigma = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N} \mathrm{Log}_{\mu}(x)\mathrm{Log}_{\mu}(x)^T \tag{4.5}$$

4.5.2.4 Multivariate Case

The Fréchet mean and the generalized covariance make it possible to study the centrality and dispersion of one primitive belonging to a Riemannian manifold. However, to build complete statistical shape models, it would be most desirable to study multiple primitives altogether. Therefore, a generalized cross-covariance Σ_{fg} is needed.

$$\Sigma_{fg} = \frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N} \mathrm{Log}_{\mu_f}(f_i)\mathrm{Log}_{\mu_g}(g_i)^T$$

A natural extension is to create a multivariate vector $f = [f_1, f_2, f_3, \ldots, f_k]^T$ where each element corresponds to a part of a model made of several primitives. In our case, these primitives are the inter-vertebral rigid transformations and the local anatomical landmarks described in Figure 4.1. The mean and the covariance of this multivariate vector will thus be :

$$\mu = \begin{bmatrix} \mu_1 \\ \mu_2 \\ \vdots \\ \mu_k \end{bmatrix} \quad \text{and} \quad \Sigma = \begin{bmatrix} \Sigma_{f_1f_1} & \Sigma_{f_1f_2} & \ldots & \Sigma_{f_1f_k} \\ \Sigma_{f_2f_1} & \Sigma_{f_2f_2} & \ldots & \Sigma_{f_2f_k} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \Sigma_{f_kf_1} & \Sigma_{f_kf_2} & \ldots & \Sigma_{f_kf_k} \end{bmatrix} \tag{4.6}$$

This is very similar to the conventional multivariate mean and covariance except that the Fréchet mean and the generalized cross-covariance are used in the computations.

4.5.3 Principal Deformations

The equation 4.6 allows us to compute a statistical shape model for a group of models made of several primitives. However, the different primitives will most likely be correlated which makes the variability analysis very difficult. Furthermore, the dimensionality of the model is also a concern and we would like to select only a few important uncorrelated components.

Unlike the manifold itself, the tangent plane is a vector space and its basis could be

changed using a simple linear transformation. Thus, we seek an orthonormal matrix A ($AA^T = I$) to linearly transform the tangent plane ($\text{Log}_\mu(g) = A\text{Log}_\mu(f)$) such as the generalized covariance in the transformed tangent space is a diagonal matrix ($\Sigma_{gg} = \text{diag}\,(\lambda_1, \lambda_2, \ldots, \lambda_k)$). The covariance matrices of the transformed tangent space and of the original tangent space are connected by the following equation :

$$\Sigma_{gg} = \text{diag}\,(\lambda_1, \lambda_2, \ldots, \lambda_k) = A\Sigma_{ff}A^T$$

If A is rewritten as $A = [a_1, a_2, \ldots, a_k]^T$, then it is easy to show that :

$$[\lambda_1 a_1, \lambda_2 a_2, \ldots, \lambda_k a_k] = [\Sigma_{ff} a_1, \Sigma_{ff} a_2, \ldots, \Sigma_{ff} a_k] \tag{4.7}$$

The line vectors of the matrix A are therefore the eigenvectors of the original covariance matrix and the elements of the covariance matrix in the transformed space are the eigenvalues of the original covariance. This is the exact same procedure that is used to perform PCA in real vector spaces. Like for real vector spaces, the variance is left unchanged since $\sigma^2 = \text{Tr}(\Sigma_{ff}) = \text{Tr}(\Sigma_{gg})$ and the cumulative fraction of the variance explained by the first n components is :

$$p = \frac{1}{\sigma^2} \sum_{i=1\ldots n} \lambda_i$$

A shape model can be re-created from coordinates of the transformed tangent space simply by going back to the original tangent space and projecting the model on the manifold using the exponential map. So if α_i is the coordinate associated with the ith principal component, the following equation can be used to re-create a shape model :

$$S = \text{Exp}_\mu(\sum_{i=1}^{k} \alpha_i a_i)$$

4.6 Results and Discussion

This section presents and discusses the results obtained using the method previously described. Principal spine deformations modes are presented in three different contexts. First of all, the principal spine deformation modes of a group of patients afflicted by AIS is presented. These results indicated that the principal deformation modes can efficiently extract the most important modes of variability and that those modes have a strong clinical meaning. Then, a comparison of the principal deformations modes of two groups of scoliotic patients classified according to the Lenke classification is introduced. This experiment demonstrates that the principal deformation modes can extract clinically relevant patterns that could easily be missed by a direct visualization of the spine models. Finally, we present results obtained from a group of spine models with 14 landmarks by vertebra where we show that global deformations of the spine are correlated with vertebral deformations.

4.6.1 Spine Shape Analysis

The method described in the previous sections was applied to a group of 307 scoliotic patients. The patients selected for this study had not been treated with any kind of orthopedic treatment when the radiographs were taken. Therefore, the inter-patients variability observed was mainly caused by anatomical differences and not by any treatment. A total of 6 anatomical landmarks were identified manually by a qualified technician, this number of landmarks is sufficient to analyze the shape of the spine, but is not enough to properly analyze vertebrae shapes. Thus, only the inter-vertebral rigid transformations were used for this experiment. The constant ω was set to 20 because this value leads to approximately equal contributions of the rotation and translation to the variance.

To illustrate the different deformation modes retrieved using the proposed method, four models were reconstructed for each of the first five principal deformation modes. Those models were reconstructed by setting α_k to $-3\sqrt{\lambda_k}$, $-\sqrt{\lambda_k}$, $\sqrt{\lambda_k}$ and $3\sqrt{\lambda_k}$ for $k = 1 \ldots 5$ while all others components (α_i with $i \neq k$) were set to zero (see figures 4.5 and 4.6).

A visual inspection reveals that the first five principal deformation modes have clinical meanings. The first mode is associated with the patient growth because it is mainly cha-

racterized by an elongation of the spine and also includes a mild thoracic curve. The second principal deformation mode could be described as a double thoraco-lumbar curve, because there are two curves : one in the thoracic segment (upper spine) and another in the lumbar segment (lower spine). The third principal mode of deformation is a simple thoracic curve (the apex of the curve is in the thoracic spine), but it is longer than the thoracic curve observed in the first principal component. It is also interesting to note that, in addition to the curves visible on the posterior-anterior view, the second and third principal deformation modes are also associated with the development of a kyphosis (back hump) on the lateral view. The fourth component is a lumbar lordosis (lateral curve of the lumbar spine). Finally, the fifth component is related to the patient's frontal balance.

Those curve patterns are routinely used in different clinical classifications of scoliosis (used to plan surgeries). For instance, the reconstructions built from the first principal deformation mode would be classified using King's classification [98] as a type II or III (depending on which reconstruction is evaluated), the second deformation mode would be associated to King's type I or III and the third principal deformation could be associated to King's type IV.

Previously those patterns were derived from surgeons' intuition using 2D images and clinical indices, whereas it is now possible to automatically compute those patterns from statistics based only on 3D geometries.

Furthermore, the cumulative variance explained by an increasing number of principal deformations modes (illustrated in Figure 4.7) shows the capacity of the proposed method to reduce the dimensionality of the model while keeping a large part of the original variance.

The variability observed from our dataset is predominantly associated with anatomical variability, but it also includes variability caused by other factors such as patients' postures and landmark reconstruction errors. Therefore, the principal deformations modes associated with small eigenvalues are likely to be more closely related to acquisition noise than to anatomical variations between individuals.

The method also appears to be an appropriate mean to perform dimensionality reduction for articulated anatomical structures. It is however important to select a parameter ω that reflect the relative importance of rotation and translation in a given application.

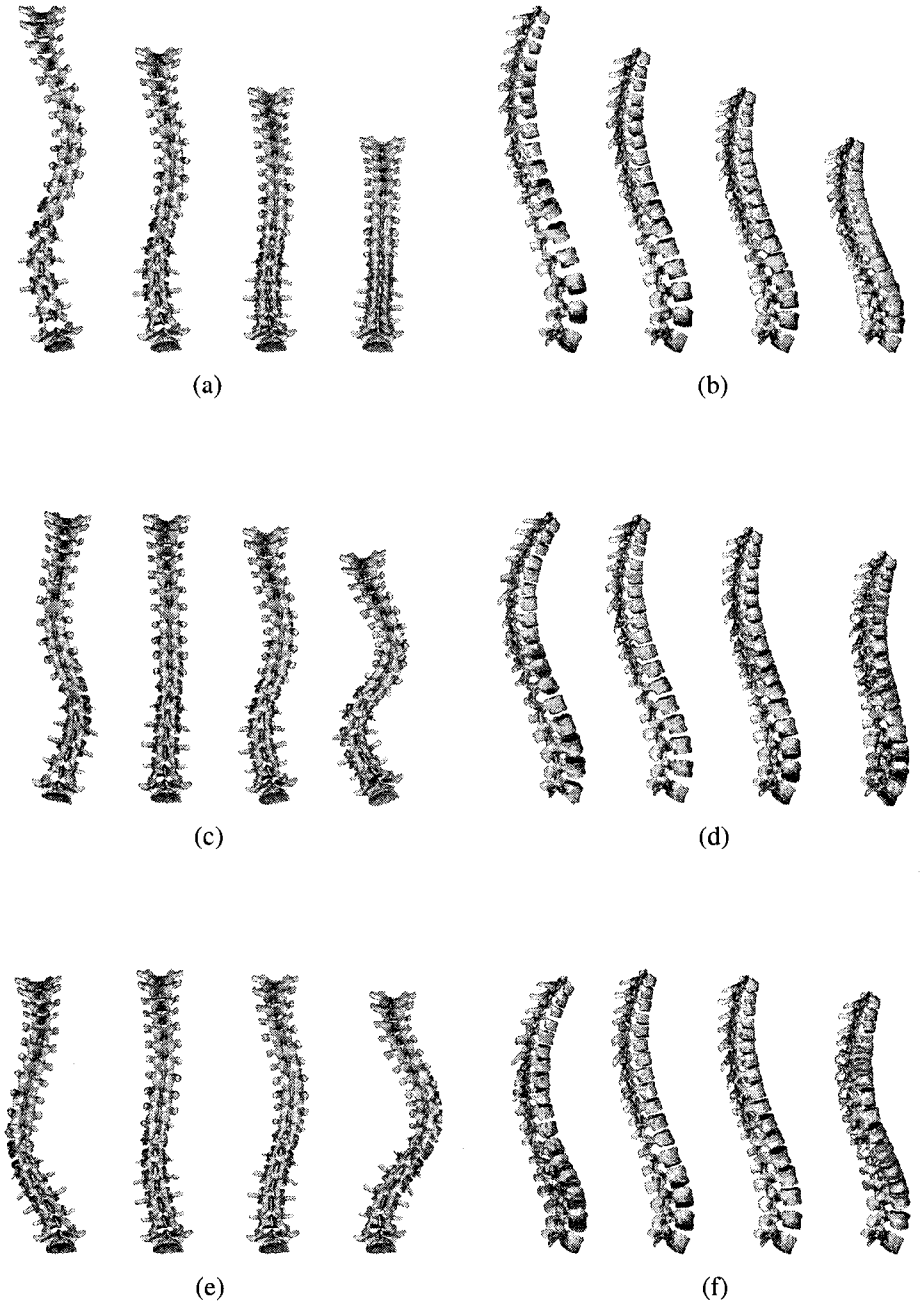


Figure 4.5 First, second and third principal deformation modes of an AIS patient database. Posterior-anterior view (a) and lateral view (b) of the first principal deformation mode. Posterior-anterior view (c) and lateral view (d) of the second principal deformation mode. Posterior-anterior view (e) and lateral view (f) of the third principal deformation mode. Spine models were rendered for -3, -1, 1 and 3 times the standard deviation explained by the corresponding deformation mode.

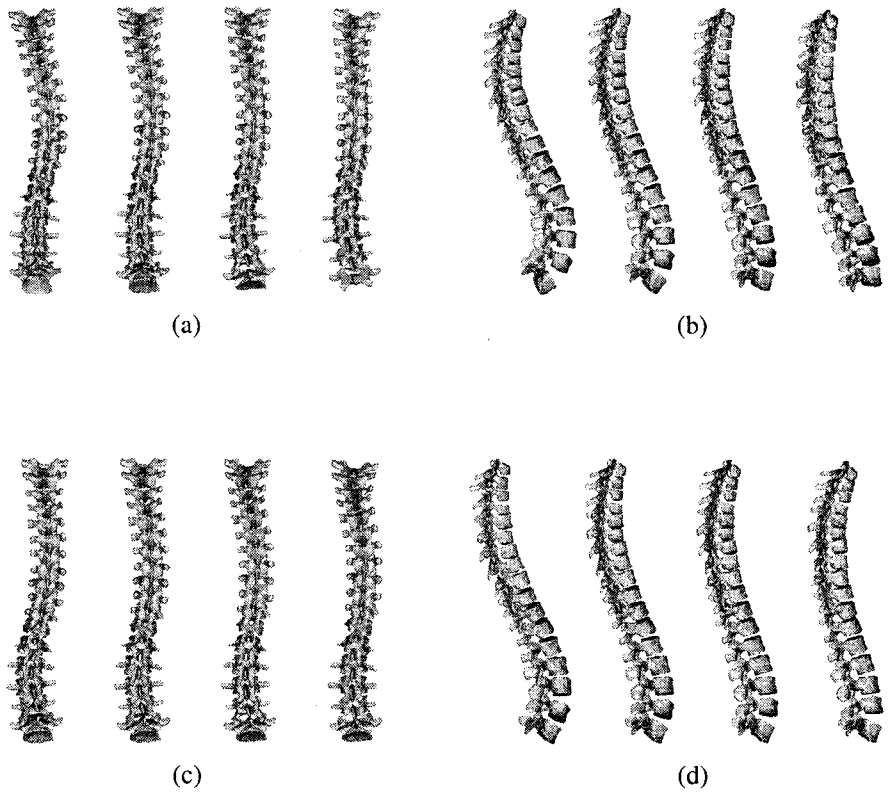


Figure 4.6 Fourth and fifth principal deformation modes of an AIS patient database. Posterior-anterior view (a) and lateral view (b) of the fourth principal deformation mode. Posterior-anterior view (c) and lateral view (d) of the fifth principal deformation mode. Spine models were rendered for -3, -1, 1 and 3 times the standard deviation explained by the corresponding deformation mode.

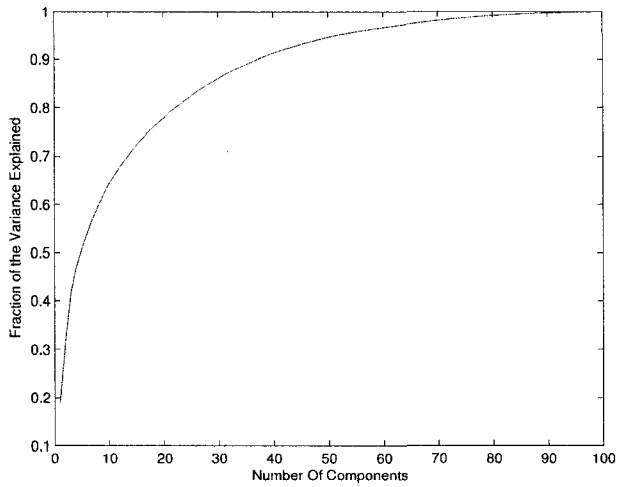


Figure 4.7 Variance explained by the principal deformation modes

Moreover, the algorithm is not very sensitive to the exact value of ω, since values between 4 and 100 were tried and yielded similar results with our database. However, setting a value considerably too high or too low would discard either the rotation or translation part of the rigid transforms from the analysis.

4.6.2 Surgical Classifications Analysis

Classifications of spinal deformities are used for several purposes : as a training tool for new residents, as mean of communication between practitioners, as a guideline for the selection of a corrective treatment, *etc*. Current classifications used for adolescent idiopathic scoliosis are based on 2D measures performed on radiographs. However, the deformities are three-dimensional and therefore it is very likely that clinically relevant sub-groups could be identified by a 3D analysis.

Two groups of untreated AIS patients with two different curve types (according to the Lenke classification) were identified from the Sainte-Justine Hospital's archive : 86 patients with type I curves and 47 patients with type V curves. Type I curves are characterized by a main thoracic curve while type V curves are thoracolumbar or lumbar curves. A qualified physician performed the classification and six anatomical landmarks were identified on each radiograph. Only the inter-vertebral rigid transformations were used to compute

the principal deformation modes (not the anatomical landmarks). The first three principal modes of deformations (with $\omega = 20$) computed from the two groups of patients are presented in Figure 4.8 and Figure 4.9.

Figure 4.8 shows that the most important mode of deformation for scoliotic spines of type I is an elongation of the spine combined with the development of a right thoracic curve and little curvature modification visible from the lateral view. Type I curves are defined as main thoracic curvatures and right curves are more prevalent then the left among scoliotic patients. Moreover, smaller patients are usually younger and scoliosis progress during growth. Thus, this deformation mode is compatible with the progression of the disease for patient that suffers from a curve of the first type. The second mode of deformation is associated with a double curve and strong sagittal curvature of the lower spine (lordosis) caused largely by a rotation of L5 (the lowest lumbar vertebra). This L5 rotation could indicate a deformation of a structure below the spine, thus it would be very interesting to also analyze the position and orientation of the pelvis. Finally, the third mode exhibit the development of a right thoracic curve, but a curve with a lower apex (close to T9-T10) than the right thoracic curve present in the first deformation mode.

The deformations modes presented in Figure 4.9 were computed in the database of scoliotic models with curves of the fifth type. The first mode of deformation in this case is characterized by an elongation of the spine associated with the creation of a left thoracolumbar curve. Lenke defined curves of the fifth type as thoracolumbar or lumbar curves. This first deformation mode is therefore similar to the first deformation mode of type 1 curves as they both depict the worsening of the 2D curve they were aimed to represent and are combined with an elongation of the spine. The second mode of deformation is thoracolumbar curve going from left to right with an increasing kyphosis. Finally, the third mode is the transformation of a double curve with very little lordosis and kyphosis to a small thoracolumbar curve with large lordosis and kyphosis.

These two figures indicate that the principal deformations modes can efficiently capture the clinically intended deformation mode in a given category of a surgical classification system (main thoracic for curves of the first type and thoracolumbar/lumbar for curves of the fifth type). It is also interesting to note that other important 3D curve patterns could also be identified. Those minor patterns would most probably be missed by a direct examination of the 3D spine models, which demonstrates the usefulness of the method to

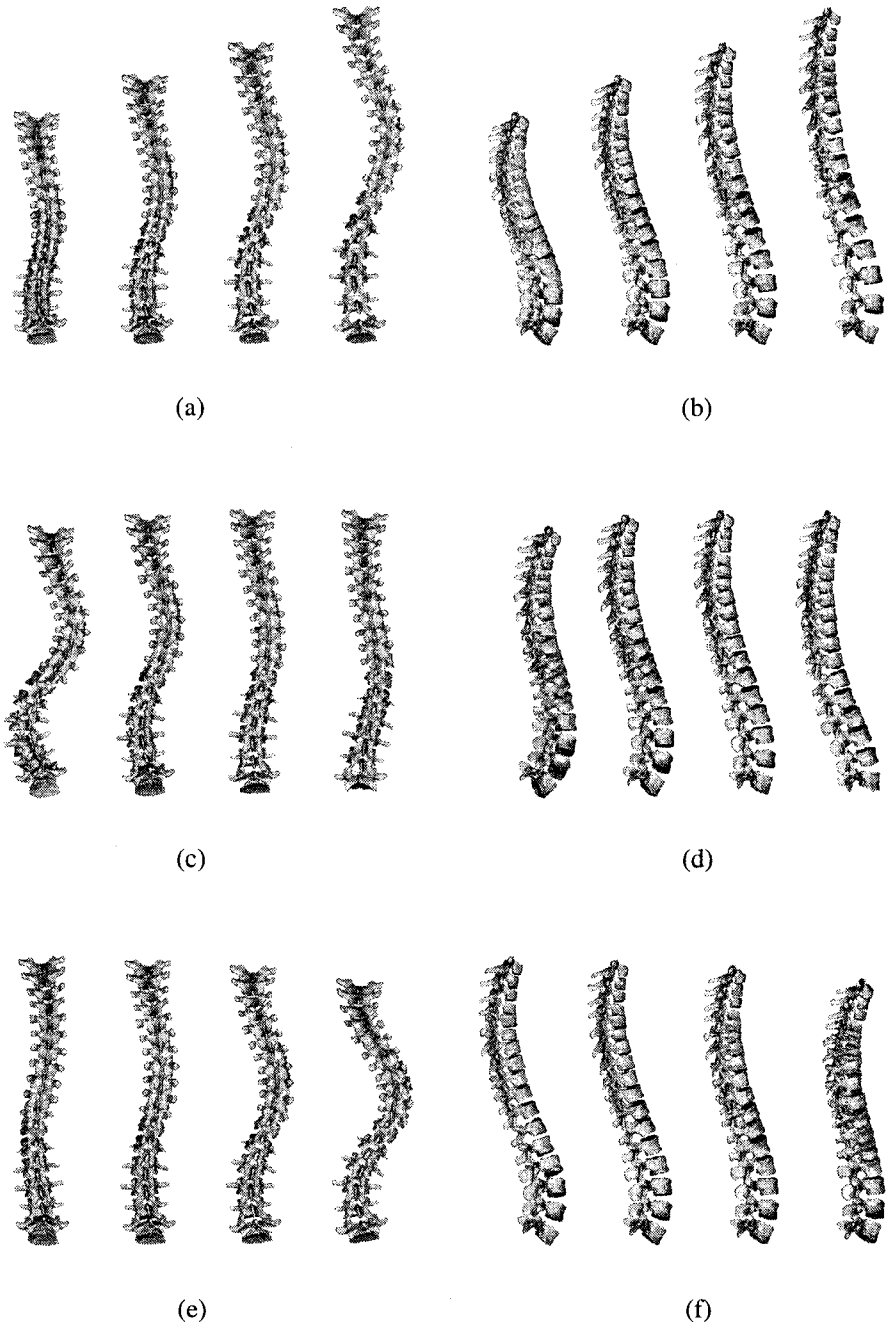


Figure 4.8 First, second and third principal deformation modes of AIS patient with type I curves. Posterior-anterior view (a) and lateral view (b) of the first principal deformation mode. Posterior-anterior view (c) and lateral view (d) of the second principal deformation mode. Posterior-anterior view (e) and lateral view (f) of the third principal deformation mode. Spine models were rendered for -3, -1, 1 and 3 times the standard deviation explained by the corresponding deformation mode.

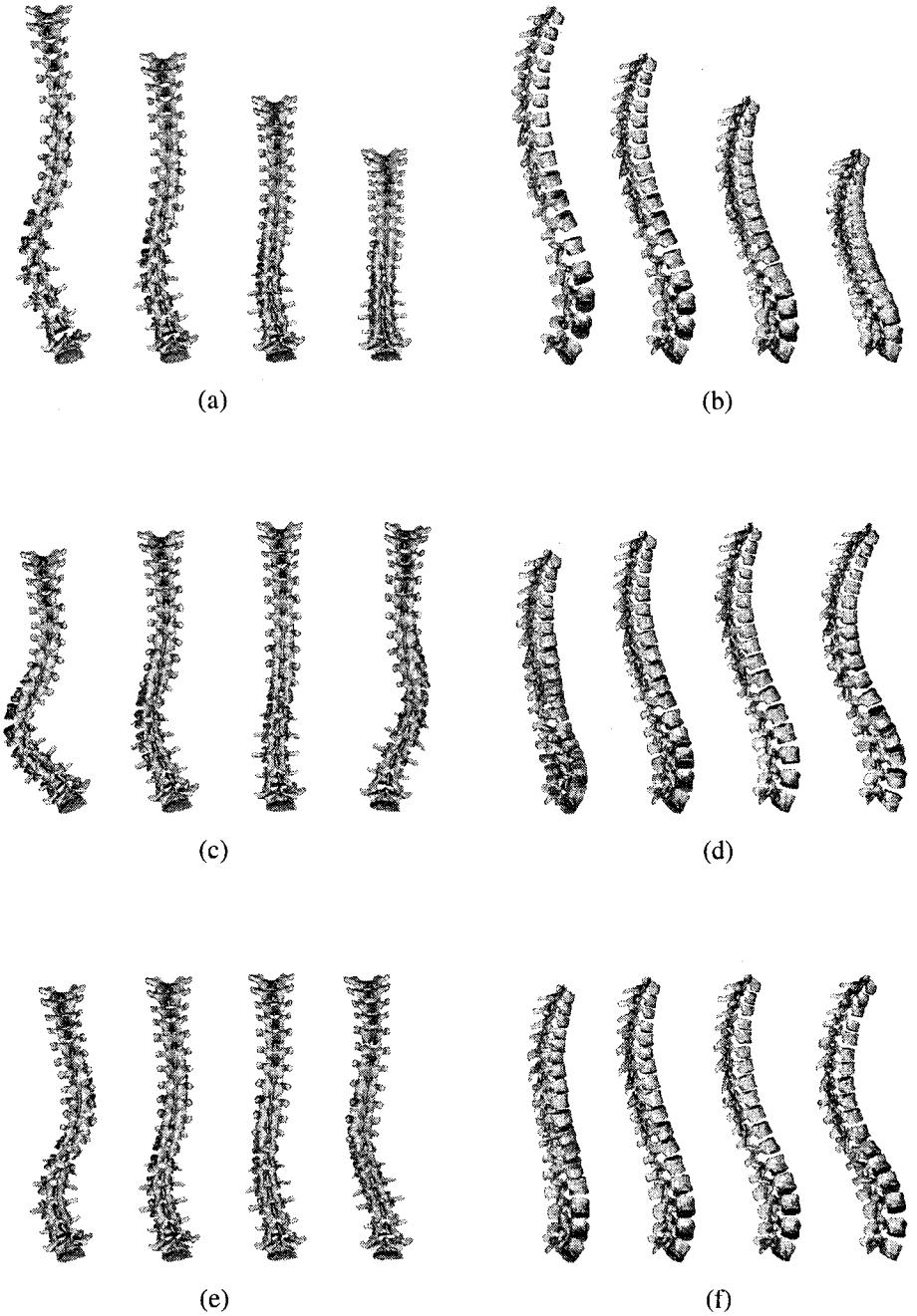


Figure 4.9 First, second and third principal deformation modes of AIS patient with type V curves. Posterior-anterior view (a) and lateral view (b) of the first principal deformation mode. Posterior-anterior view (c) and lateral view (d) of the second principal deformation mode. Posterior-anterior view (e) and lateral view (f) of the third principal deformation mode. Spine models were rendered for -3, -1, 1 and 3 times the standard deviation explained by the corresponding deformation mode.

analyze rapidly and efficiently large databases of articulated models.

4.6.3 Combined Spine Shape and Local Vertebrae Shape Analysis

Surgical classifications of the spine are more concerned with the shape of the whole spine and less with the shape of individual vertebrae. This small interest is due to the fact that little can be done to correct vertebral deformations, especially if the patient's growth is over. However, there are several applications where a combined analysis of both spine and vertebrae shapes is very important.

First of all, image-guided spine surgeries are based on efficient and reliable registration methods. Those methods optimize a similarity measure between a spine model and spine images by deforming the spine model. Thus, registration methods would benefit from the correlation that exists between spine and vertebrae deformations. Moreover, vertebral deformations could be a physiological link between vertebral deformations and spine deformations in AIS patients [183]. Thus analyzing vertebral deformation in the context of their underlying spine deformation will lead to a better understanding of scoliosis progression.

Vertebrae shapes were already studied on dry human specimens [145], their deformation patterns were documented on scoliotic chickens [35] and asymmetric vertebral growth was experimented on rats [183]. However, our method offers the possibility of analyzing real patients and to visualize the relationships between the spinal deformities and vertebral deformities.

For this experiment 117 patients were selected and 14 anatomical landmarks for each vertebrae were digitized from the patients' radiographs. The principal deformation modes were then extracted using both the inter-vertebral transformations and the anatomical landmarks. Figure 4.10 illustrates that large deformations of the spine can be connected with vertebral deformations. In this particular case, the development of a thoracic curve (the camera does not move) is associated with an asymmetrical deformation of the vertebral bodies near the curve apex. A group of video sequences demonstrating the first five principal modes of deformations are available on the journal website.

Although, vertebral deformations appears to be connected with spinal deformations our method cannot conclude if there is a causality link (or what this link is). The relationships

observed between spinal curves types and vertebral deformations could however be used to validate conclusions obtained from animal studies or from biomechanical simulations.

4.7 Conclusion

A method to extract the principal modes of deformation from articulated models was described. The method consists in performing a principal component analysis in the tangent space of a Riemannian manifold. This manifold is composed of rigid transformations that describe the spine shape and also includes anatomical landmarks. We applied this method to databases of scoliotic patients reconstructed in 3D using biplanar radiographs.

Results suggest that PCA applied to a suitable representation of the spine, namely a set of rigid transformations, leads to an algorithm that can expose natural modes of deformation of the spine. Clinically relevant patterns of deformations were extracted and dimensionality reduction was successfully achieved. Patterns defined in existing surgical classifications were automatically identified from an unclassified group of scoliotic patients.

Moreover, the application of the proposed method in the context of 3D classification of the scoliotic deformations was demonstrated by comparing the principal deformation modes of two groups of the Lenke classification. This experiment lead to the identification of deformations patterns that would have been very difficult to identified using another approach. An analysis of different patterns extracted from all Lenke's classes using the proposed method would thus be interesting to realize in the future.

One important characteristic of the proposed method behind these promising results is the absence an arbitrary selection of clinical indices. All the information needed to describe the 3D spine models is used, but it is regrouped into uncorrelated modes and sorted in descending order of explained variance. The proposed method is therefore a promising analytical tool and it will certainly contribute to the definition of new 3D classifications.

We also showed that the vertebral deformations could be linked to the deformation of the whole spine. This experiment is compatible with the "vicious cycle" described by Stokes et al. [183] that could explain a progression mechanism of scoliosis. However, describing vertebrae shapes with anatomical landmarks might be simplistic and alternate representation such as spherical harmonics or medial axis representations could also be

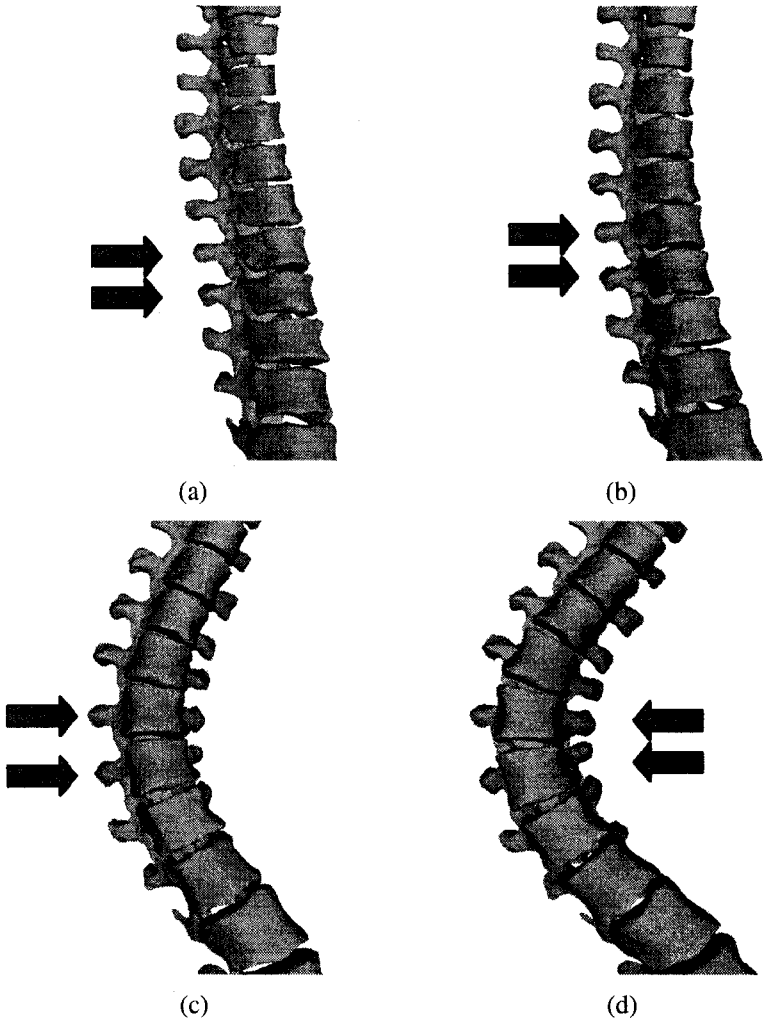


Figure 4.10 Asymmetrical deformation of a vertebral body located near the apex of a spinal curve (a phenomena also called vertebra wedging) observe in the third principal deformation modes of a group of scoliotic patients which had 14 anatomical landmarks reconstructed on each of their vertebrae. Model reconstructions (with a fixed camera) for $-3\sqrt{\lambda_3}$ (a), $-\sqrt{\lambda_3}$ (b), $\sqrt{\lambda_3}$ (c) and $3\sqrt{\lambda_3}$ (d)

used.

A very promising perspective is the longitudinal analysis of patients. Multiple acquisition of the patients' spine geometry could be used to extract progression modes instead of deformation modes. This could be a significant breakthrough since patients belonging to more severe progression modes could be followed more closely by their physician and patients with lower progression risks could be treated less aggressively.

Finally, one of the reasons to perform dimensionality reduction on statistical shape models is to reduce the number of DOF that needs to be optimized during model registration. The proposed method will therefore be integrated to a spine registration algorithm in the future. It might also be useful for the integration of a large number of rigid structures in non-rigid registration procedures [115] of the whole human torso.

Acknowledgement

This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) of Canada, the Québec's Technology and Nature Research Funds (Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies de Québec) and the Canadian Institutes of Health Research (CIHR).

CHAPITRE 5

ARTICLE 3 : ARTICULATED SPINE MODELS FOR 3D RECONSTRUCTION FROM PARTIAL RADIOGRAPHIC DATA

Jonathan Boisvert*+−, Farida Cheriet*−, Xavier Pennec+, Hubert Labelle− and Nicholas Ayache+

* *École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Suc. Centre-Ville, H3C 3A7, Montréal, Canada*

+ Asclepios Project Team, INRIA, 2004 route des Lucioles - BP 93 06902 Sophia Antipolis Cedex, France

− *Sainte-Justine Hospital, 3175, Chemin de la Côte-Ste-Catherine, Montréal, Canada*

5.1 Présentation

Cet article a été accepté pour publication dans « IEEE Transaction on Biomedical Engineering » le 25 mars 2008. L'objectif principal de cet article est de présenter l'utilisation de modèles statistiques du rachis complet pour la reconstruction de modèles 3D à partir de données partielles. Cette approche permet notamment d'obtenir des modèle 3D de l'anatomie du rachis dans des circonstances où cela était auparavant impossible. Les objectifs particuliers associés à cette étude ont été présentés à la section 2.3.2.

5.2 Abstract

Three-dimensional models of the spine are extremely important to the assessment of spinal deformities. However, it could be difficult in practical situations to obtain enough accurate information to reconstruct complete 3D models. This paper presents a set of methods to rebuild complete models either from partial 3D models or from 2D landmarks. The spine was modeled as an articulated object to take advantage of its natural anatomical variability. A statistical model of the vertebrae and spine shape was first derived. Then, complete models were computed by finding the articulated spine descriptions that were consistent

with the observations while optimizing the prior probability given by the statistical model. The observations used were the absolute positions, orientations, and shapes of the vertebrae when a partial 3D model was available. The reconstruction of 3D spine models from 2D landmarks identified on radiograph(s) was performed by minimizing the Mahalanobis distance and the landmarks re-projection error. The vertebrae estimated from partial models were within 2 mm of the measured values (which is comparable to the accuracy of currently used methods) if at least 25% of the vertebrae were available. Experiments also suggest that the reconstruction from posterior-anterior and lateral radiographs using the proposed method is more accurate than the conventional triangulation method.

5.3 Introduction

Three-dimensional models of the spine are widely used in applications related to spinal deformities. They are necessary since spinal deformities are three-dimensional and cannot be evaluated thoroughly using only 2D images (i.e. radiographs). They can be used to diagnose and evaluate the severity of those deformities. The three-dimensional nature of the models enables analysis that would be impossible to perform directly on radiographs. For example, clinical indices such as the orientation of the plane of maximal curvature or the spine torsion [181] rely on the availability of 3D spine models. Furthermore, these 3D models are also used to plan and evaluate outcomes of orthopedic treatments [193, 144]. Finally, biomechanical studies of the spine also rely on personalized properties that are extracted from 3D spine models [158, 105].

In theory, 3D spine models can be obtained from a wide variety of imaging modalities. However, few modalities are flexible enough to image patients in different postures. Furthermore, spinal deformities often afflict children or adolescents and require multiple follow-up examinations, which means that exposure to ionizing radiation should be minimized. For these reasons, the most commonly used modality is roentgenography (radiographs).

Reconstructing 3D spine models from radiographs can be done using different methods. The most common methods generally involve identifying anatomical landmarks on more than one calibrated radiographs and then triangulating their 3D positions. The underlying calibration method can implicitly compute the calibration parameters by solving a system of linear equations [2, 11, 47], or it can explicitly optimize the calibration parameters

to minimize the re-projection error [33]. Methods based on self-calibration algorithms were also proposed to avoid using a calibration object [140, 31]. These methods, however, do not cope very well with missing or unrecognizable landmarks. The 3D positions of anatomical landmarks not visible on at least two radiographs cannot be computed. The resulting incomplete models are generally useless for biomechanics or statistical studies.

However, incomplete models are common because radiographs are noisy by nature and because the superposition of structures and artifacts can be misleading. It is also common to observe vertebrae that are partially or completely hidden because of incorrect framing. The presence of orthopedic instrumentation (rods, screws, and hooks used to straighten the spine) can also occlude anatomical landmarks. Moreover, the time required to identify the anatomical landmarks makes the operation of reconstructing the spine in 3D time consuming and costly.

If a large proportion of the needed data is missing, then, most of the time, the whole experiment has to be cancelled. Moreover, if a small proportion is missing, the authors are faced with a difficult decision. They can either abandon the incomplete models or make educated guesses about the missing information. The former can reduce the statistical power of the experiment to the point where hypothesis testing is useless, while the precision and accuracy achieved with the latter strategy are questionable at best.

One possible solution is to identify only a small number of reliable landmarks that approximate the volume of the vertebral bodies and that are easy to identify on both lateral and posterior-anterior radiographs [162]. Another solution is to identify anatomical landmarks only on the radiograph(s) where they can be reliably identified. A three-dimensional mesh can then be deformed to fit the observations of anatomical landmarks, while minimizing the deformation energy [127] [128]. However, this method cannot be used to estimate the shape of a vertebra if no landmarks are available, since relationships between adjacent vertebrae are not taken into account.

Another possibility is to use radiographs directly in order to register 3D vertebral templates [14, 68]. The possible deformations of the template, however, have to be constrained by a statistical shape model [14, 69]. These methods depend highly on the quality of the metric used to quantify the similarity between the 3D model and the radiographs. Current metrics cannot handle occlusions caused by surgical implants. Moreover, the method relies on the presence of a good initial estimate of the geometry, which in most cases mean a manual

identification of anatomical landmarks. A method able to reconstruct complete 3D spine models from a small number of vertebrae would alleviate those problems.

5.4 Theoretical Background : Articulated Modeling of the Spine

Three-dimensional spine models are usually simple collections of 3D anatomical landmarks. Depending on clinical constraints and research objectives, six to fourteen landmarks are identified on each vertebra. This operation is performed by a trained technician, so there is a tradeoff between the level of detail and the cost of the study. The advantage of only using landmarks is simplicity, since the resulting models belong to a vector space in which all conventional statistics and analytical methods can be applied. The articulated nature of the spine is, however, completely discarded. No discrimination is made between landmarks belonging to the same vertebra and landmarks from two different vertebrae.

However, there is a fundamental distinction that should not be ignored. Vertebrae are bony structures, which can be considered as rigid bodies, whereas the spine is flexible. The spine can be deformed in complex ways because it is a collection of multiple rigid bodies (the vertebrae) linked together by soft tissues such as joint capsules, ligaments, intervertebral discs, and muscles. Thus, it is logical to model the shape of the spine using relative rigid transformations between neighboring vertebrae. This enables us to take into account the variability of the "inter-vertebral articulations" state.

In addition to the shape of the spine, the shapes of vertebrae can also be modeled in the context of an articulated model by using the local anatomical landmarks. These landmarks are expressed in the local coordinate system of the vertebra to which they belong. Any consistent local coordinate system can be used. However, good guidelines to establish such consistent local coordinate systems were provided in Stokes et al. [181] and in Wu et al. [204]. In our case, the origin of the coordinate system is the middle point between the centers of the upper and lower endplates. The local Z axis passes through the centers of the upper and lower endplates. The local Y axis is parallel to the line joining the centers of the left and right pedicles. Finally, the local X axis complete an orthonormal base.

In summary, the articulated description of the spine used throughout this paper is the combination of the *inter-vertebral rigid transformations* $T_0, T_1, T_2, \ldots, T_N$ (see Figure 5.1)

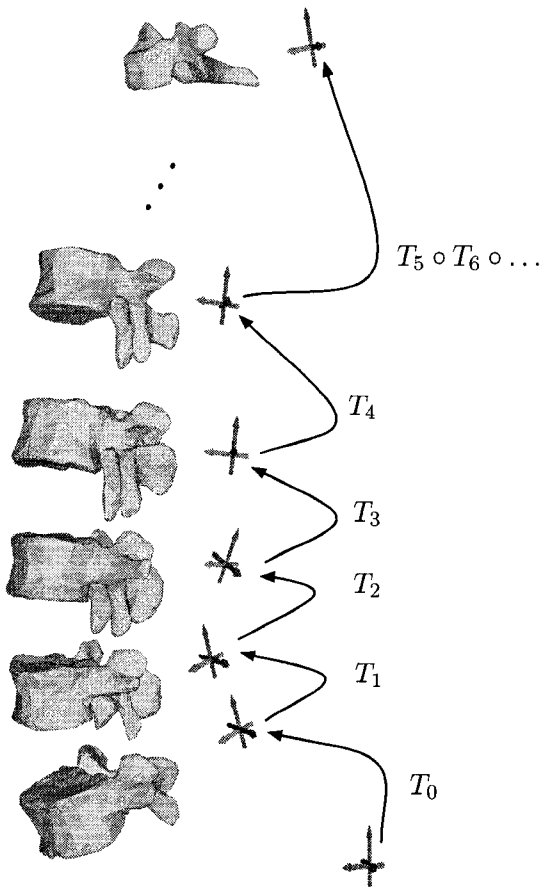


Figure 5.1 Inter-vertebral rigid transformations used to describe the spine shape

and the *local anatomical landmarks* $p_{1,1}, p_{1,2}, \ldots p_{1,M} \ldots p_{N,M}$ (where N is the number of vertebrae studied and M is the number of landmarks digitized for each vertebra). In this paper $N = 17$, because thoracic and lumbar vertebrae are considered.

Absolute rigid transformations (transformations between the general frame of reference and a vertebra's local reference frame) can be easily computed by composing all the *inter-vertebral rigid transformations* up to the vertebra of interest. This operation is summarized by the following equation (where $\circ$ is the composition operator) :

$$T_i^{absolute} = T_0 \circ T_1 \circ \ldots \circ T_i$$

Consequently, transforming the local anatomical landmarks into absolute landmark coor-

dinates can be performed using the following equation (where $\star$ is the operator that applies a transformation to a point) :

$$p_{i,j}^{absolute} = T_i^{absolute} \star p_{i,j}$$

Important statistical tools can be adapted to work work with articulated models. First, the mean of a group of articulated spine descriptions can be defined simply by averaging the individual components of these descriptions, i.e., the local anatomical landmarks and the inter-vertebral rigid transformations. The local anatomical landmarks are three-dimensional vectors ($\Re^3$), thus their mean is well defined. However, the conventional mean cannot be applied to inter-vertebral rigid transformations since scalar multiplication and addition, are not defined on rigid transformations. Nonetheless, a left-invariant distance ($d(T_1, T_2) = d(T_3 \circ T_1, T_3 \circ T_2)$) exists. In this context, the mean is defined as the rigid transformation that minimizes the sum of the distances to the rigid transformations that need to be averaged [148]. In practice, this mean can be computed by performing a gradient descent on the distance summation, which is summarized by the following equation :

$$\vec{\mu}_{n+1} = \vec{\mu}_n \circ \left(\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N} \overrightarrow{\mu_n^{-1} \circ x_i} \right) \tag{5.1}$$

The inter-vertebral rigid transformations are usually well localized and the convergence is usually reached within five iterations [21]. Moreover, the starting point (μ_0) can be selected from the set of rigid transformations that are averaged. The arrow symbol ($\rightarrow$) indicates that the summation have to be performed on a vectorial representation of rigid transformations compatible with the selected distance. This suitable vectorial representation is a vector containing the translation vector and the axis of rotation scaled by the angle of rotation. (Numerical details of the conversion to/from this representation and a matrix representation of rigid transformations can be found in Pennec and Thirion [148].)

The mean inter-vertebral transformations $\bar{T}_i$ (computed using Equation 5.1) and the mean local anatomical landmarks $\bar{p}_{i,j}$ can then can then be used to compute the departure from the mean spine shape. This departure can be expressed by a vector S such as :

$$\delta_i = \bar{T}_i^{-1} \circ T_i$$

$$s_i = \left(\vec{\delta}_i, p_{i,1} - \bar{p}_{i,1}, p_{i,2} - \bar{p}_{i,2}, \ldots, p_{i,M} - \bar{p}_{i,M}\right)$$

$$S = (s_1, s_2, \ldots, s_N) \tag{5.2}$$

Using the departure vector S, it is now possible to quantify the dispersion of the articulated models around their mean. To do so, one can use the covariance matrix, which is given by :

$$\Sigma = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} S_i^T S_i$$

5.5 Novel 3D Reconstruction Methods

5.5.1 Estimation from Partial 3D Spine Models

The articulated description of the spine presented in the last section is well adapted to the estimation of 3D spine models from incomplete data since it captures efficiently the variability of the spine's shape (with the inter-vertebral rigid transformations) and of the local anatomy of the vertebrae (with local anatomical landmarks). In many situations, researchers and clinicians are confronted with incomplete 3D spine models. Anatomical landmarks not digitized because of a lack of resources, anatomical landmarks hidden by surgical instrumentation, or vertebrae located outside the radiographs' field of view are just a few examples.

The proposed approach is to estimate the most likely articulated description of the spine that matches available 3D measurements. This is achieved by minimizing the Mahalanobis distance of the estimated model in the tangent plane of the mean articulated description. The minimization, however, has to be constrained so that known vertebrae's positions, orientations, and shapes match available 3D measures.

5.5.1.1 Rigid Constraints

The articulated models presented in the last section are based on relative rigid transformations and local anatomical landmarks. Partial spine models, however, provide us with information in absolute coordinates. Additional precautions must therefore be taken to ensure that the estimated model preserves the absolute poses of known vertebrae. An elegant solution is to use constrained optimization.

Finding the most likely articulated spine description given a partial model can be performed by solving the following constrained optimization problem :

$$\tilde{S} = \arg\min_{S} S\Sigma^{-1}S^T \tag{5.3}$$

Subject to :

$$\tilde{T}_i^{absolute} = T_{i-1}^{absolute} \circ \bar{T}_i \circ \delta_i \quad \forall i \in K \tag{5.4}$$

$$\tilde{p}_{i,j} = p_{i,j} \quad \forall \quad (i,j) \in L, \tag{5.5}$$

where $\tilde{T}_i^{absolute}$ are known vertebrae' absolute poses, $\tilde{p}_{i,j}$ are known anatomical landmarks, K is the set of all known vertebrae, and L is the set of known landmarks.

It is important to stress that $T_i^{absolute}$ depends on $\delta_0, \delta_1, \ldots, \delta_i$, which are variables that must be estimated. For example, Figure 5.2 depicts a situation in which $K = \{0, 2, 3, 6\}$ (unknown vertebrae are semi-transparent). In this case, the constraints on vertebrae poses are :

$$\begin{aligned}
\tilde{T}_0^{absolute} &= \bar{T}_0 \circ \delta_0 \\
\tilde{T}_2^{absolute} &= \bar{T}_0 \circ \delta_0 \circ \bar{T}_1 \circ \delta_1 \circ \bar{T}_2 \circ \delta_2 \\
\tilde{T}_3^{absolute} &= \bar{T}_0 \circ \delta_0 \circ \bar{T}_1 \circ \delta_1 \circ \bar{T}_2 \circ \delta_2 \circ \bar{T}_3 \circ \delta_3 \\
\tilde{T}_6^{absolute} &= \bar{T}_0 \circ \delta_0 \circ \bar{T}_1 \circ \delta_1 \circ \bar{T}_2 \circ \delta_2 \circ \bar{T}_3 \circ \delta_3 \circ \\
&\quad \bar{T}_4 \circ \delta_4 \circ \bar{T}_5 \circ \delta_5 \circ \bar{T}_6 \circ \delta_6
\end{aligned}$$

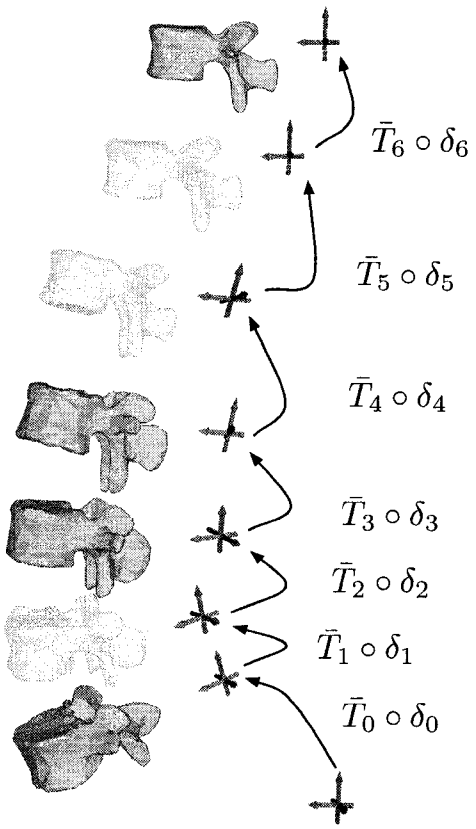


Figure 5.2 Combination of the mean inter-vertebral rigid transformations $\bar{T}_i$ and the departures δ_i to produce actual inter-vertebral rigid transformations on a partial spine model (semi-transparent vertebrae are assumed to be missing).

The number of degrees of freedom varies based on the number of local anatomical landmarks used, the number of vertebrae considered, and the number of constraints. Typically, the number of degrees of freedom ranges between 350 and 700. Analytical derivatives of the cost function and of the constraints can therefore substantially decrease the computational requirements of the optimization process.

The cost function (Equation 5.3) and the constraints presented in Equation 5.5 are simple to differentiate since they are linear or quadratic functions of S. However, the constraints that preserve the absolute poses of known vertebrae (introduced in Equation 5.4) involve the multiple compositions of rigid transformations, which are non-linear functions over the rotation and translation vectors.

By using the definition of T_i^{abs} and the chain rule, the derivative of Eq. 5.4 with respect to the jth inter-vertebral rigid transformation can be expressed by :

$$\frac{\partial}{\partial \delta_j} T_{i-1}^{abs} \circ \mu_i \circ \delta_i = \frac{\partial}{\partial \delta_j} T_i^{abs} = \frac{\partial}{\partial T_j^{abs}} T_i^{abs} \frac{\partial}{\partial \delta_j} T_j^{abs} \tag{5.6}$$

with :

$$\frac{\partial}{\partial T_j^{abs}} T_i^{abs} = \frac{\partial}{\partial T_{i-1}^{abs}} T_i^{abs} \frac{\partial}{\partial T_{i-2}^{abs}} T_{i-1}^{abs} \cdots \frac{\partial}{\partial T_j^{abs}} T_{j+1}^{abs} \tag{5.7}$$

These equations are valid only if $j < i$, otherwise T_i^{abs} does not depend on δ_j, and the derivative is zero. The intermediate values of Equation 5.7 can be reused in the computations of the derivatives of multiple constraints.

The derivatives contained in Equations 5.6 and 5.7 are the derivatives of the composition of two rigid transformations with respect to one of the two transformations. From the definition of the composition of two rigid transformations, the derivatives of $T_2 \circ T_1$ can be expressed as follows :

$$\frac{\partial}{\partial T_2} T_2 \circ T_1 = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial r_2} r_1 \circ r_2 & 0 \\ \frac{\partial}{\partial r_2} r_2 \star t_1 & I_3 \end{bmatrix},$$

$$\frac{\partial}{\partial T_1} T_2 \circ T_1 = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial r_1} r_1 \circ r_2 & 0 \\ 0 & R_2 \end{bmatrix}.$$

The symbols r_1, r_2, represent the rotation vectors associated with the rigid transformations T_1 and T_2. Moreover, t_1 is the translation vector associated with the rigid transformation T_1, R_2 is the rotation matrix equivalent to r_2 and I_3 is a $3x3$ identity matrix. The values of $\frac{\partial}{\partial r_1} r_1 \circ r_2$, $\frac{\partial}{\partial r_2} r_1 \circ r_2$ and $\frac{\partial}{\partial r_2} r_2 \star t_1$ can be obtained using the Rodrigues formula or using unit quaternions as an intermediary representation. Detailed descriptions of those computations, as well as linear developments around numerical instabilities, can be found in Pennec and Thirion [148].

5.5.1.2 Optimization Method and Initialization

The minimization problem presented in Equations 5.4 and 5.5 can be solved using standard constrained optimization methods. The method selected for the experiments presented in this paper is sequential quadratic programming [187]. This method was selected because the cost function is quadratic and the constraints are close to linear constraints in most solutions. Sequential quadratic programming is a generalization of Newton's method for unconstrained optimization that iteratively solves a quadratic model of the problem with linear approximations of the constraints. Like Newton's method, it is a local optimization method, and it is subject to entrapments in local minima.

A good starting point is thus necessary. Preliminary experiments have shown that the most critical characteristic of a good starting point is the satisfaction of the constraints introduced in Equations 5.4 and 5.5. A simple method to obtain such initial estimates is to subdivide the difference of orientation and position between two known vertebrae into equal rigid transformations. More precisely, the initial estimates Δt of the inter-vertebral rigid transformations located between two known vertebrae (with index j and k) needs to satisfy :

$$(\Delta t)^{k-j} = \left(T_j^{abs}\right)^{-1} T_k^{abs},$$

where rigid transformations are expressed as $4x4$ transformation matrices.

The initial estimates can thus be computed using the following equation :

$$\Delta t = \exp\left(\frac{\log((T_j^{abs})^{-1}\, T_k^{abs})}{k-j}\right),$$

where exp and log represent respectively the matrix exponential and the logarithm of a matrix.

5.5.2 Articulated Spine Model Reconstruction from Radiograph(s)

We now introduce a new general 3D reconstruction method that let researchers (or clinicians) extract 3D spine models from landmarks on any number of radiographs. The key difference with current methods is that a prior knowledge of the spine shape encoded by a statistical articulated model of the spine is used. This permits us to restrain the search for a 3D spine model that fits the measurements made on radiographs to anatomically plausible configurations.

Let $p_{2D}^{i,j,k}$ be the image coordinates of an anatomical landmark identified in a radiograph. The index i associates a landmark with a vertebra. The index j indicates the position of the anatomical landmark within the set of landmarks used for the ith vertebra. Finally, k denotes the index of the radiograph on which the coordinates were measured. Now let I be the set of all anatomical landmarks identified on radiographs. More formally, we have :

$$I = \{p_{2D}^{i,j,k} | 0 \leq i < n, 0 \leq j < m, 0 \leq k < o\}, \tag{5.8}$$

where n is the number of vertebrae considered, m the number of anatomical landmarks by vertebra, and o the number of radiographs used.

A simple but effective way to combine the similarity between I and S with prior knowledge of possible spine shapes is to sum the Mahalanobis distance and the quadratic error on the anatomical landmarks. The following equation summarizes this operation :

$$C(S,I) = S\Sigma^{-1}S^T + \alpha \sum_{i=0}^{n}\sum_{j=0}^{m}\sum_{k=0}^{o} \|p_{2D}^{i,j,k}(S) - \hat{p}_{2D}^{i,j,k}\|^2, \tag{5.9}$$

where α is the relative weight of the landmark error with respect to the prior spine shape knowledge.

If one assumes that S follows a normal distribution, then the cost function $C(S,I)$ leads to a *maximum a posteriori* estimation. This assumption is generally justified since the Ricci curvature of manifold to which S belongs is inconsequential, given the level of dispersion of the inter-vertebral rigid transformations.

The image coordinates of the anatomical landmarks $p_{2D}^{i,j,k}(S)$ are computed by first computing the absolute 3D coordinates of all given anatomical landmarks. This is done by composing the inter-vertebral rigid transformations to obtain the absolute pose of the vertebrae and then by applying the associated rigid transformation to the local anatomical landmark.

$$[X_{abs}, Y_{abs}, Z_{abs}]^T = \bar{T}_0 \circ \delta_0 \circ \bar{T}_1 \circ \delta_1 \circ \ldots \circ \bar{T}_i \circ \delta_i * p_{3D}^{i,j} \tag{5.10}$$

Then the 3D absolute coordinates of the anatomical landmark can be projected on the radiograph image plane by a simple linear transformation in homogenous coordinates.

$$\begin{aligned} [x,y,z]^T &= M\,[X_{abs}, Y_{abs}, Z_{abs}, 1]^T \\ p_{2D} &= [x/z \quad y/z]^T \end{aligned} \tag{5.11}$$

This linear projection model assumes that the measured coordinates $\hat{p}_{2D}^{i,j,k}$ were already corrected for geometric distortion (if necessary). The projection matrix M is computed from a calibration object visible on the radiographs using a linear method [2].

The cost function presented in Equation 5.9 can be analytically differentiated using the equations introduced in Section 5.5.1.1 to differentiate rigid constraints. These analytical derivatives lead to significant improvements in computational requirements in comparison to numerical derivatives because of the scale of the optimization problem. The Maha-

lanobis distance regularizes the cost function and reduces the number of local minima. Theoretically, there is no guarantee that the optimization will not be trapped by a local minimum. One could choose a robust optimization method, such as simulated annealing, because of the local minima. In practice, however, a simple gradient descent procedure was sufficient.

The proposed method has only one free parameter, α, which controls the relative weight of the Mahalanobis distance and the re-projection error. If one assumes identical independent normal distributions for the landmark localization errors and a normal distribution for the articulated description of the spine, then the optimal value would be $\alpha = \frac{1}{\sigma^2_{pix}}$ (where σ^2_{pix} is the variance of the landmark localization errors). Unfortunately, the distribution of the noise is rarely known and the actual value of α has to be adjusted manually ($\alpha = \frac{1}{\sigma^2_{pixels}}$ can however be used as an initial guess).

5.6 Experiments and Results

The validation of anatomical model estimation methods is challenging since two important but contradicting factors must be managed. First, the ground truth against which the results are compared must be as accurate and precise as possible. Second, the realism of the experiments is also very important. Realism is even more important when the estimation method relies on statistical models of the anatomy, since those models are sensitive to posture and pathologies.

Simulation studies can be appealing since the ground truth is known with absolute certainty. Such studies are very useful to investigate intrinsic limitations of the method and to test the sensitivity of the method to different error sources. However, the realism of simulation studies is limited since it is not possible to take into account all error sources.

Highly accurate, three-dimensional measures of the spine (sub-millimeter accuracy) cannot generally be achieved on living patients, and the shape of spine phantoms are unlikely to follow the same statistical distribution as the spines of living patients, because ligaments, discs, joint capsules and neuromuscular tonus may influence the 3D-shape of the spine. Moreover, the patients' postures have to mirror closely the posture used in real clinical applications because two postures (*e.g.*, standing up and lying down) will be associated

with two different statistical distributions.

The *de-facto* standard in three-dimensional evaluation of scoliosis is stereo-radiography. It can be performed on living patients and its accuracy is more than adequate for a wide variety of applications (diagnostic, surgical planning, braces design, biomechanics research, *etc.*).

The validation of the proposed method was thus conducted using a group of 291 patients from the Sainte-Justine Hospital (Montreal, Canada) diagnosed with adolescent idiopathic scoliosis (AIS). The mean age of the patients was 13.5 years old (with a standard deviation 1.8 years) and 89 % were females (AIS mainly afflicts young adolescent women). These patients were selected because they had a stereo-radiographic examination where a standardized posture and imaging protocol were used. Vertebrae from L5 to T1 were digitized using six anatomical landmarks. For each experiment, $\frac{5}{6}$ (242) of the patients were randomly selected to compute the statistical distribution of articulated spine description. The remaining $\frac{1}{6}$ (49 patients) was then used to compute articulated spine description using the proposed methods. In other words, no patient was ever used both for the estimation of the statistical distribution of the articulated spine descriptions and for validation. Leave-one-out cross-validation could be used to increase the number of patients used to estimate the mean and covariance. However, the distribution estimation and validation sets are large enough for practical purposes and the computational requirements of cross-validation outweigh its benefits in our application. The errors were always measured in absolute coordinates (with respect to a global frame of reference).

5.6.1 Estimation from Partial 3D Spine Models

The estimation of complete 3D spine models from partial models can be influenced by two important factors : the distribution of the missing vertebrae in the input partial model and the sensitivity of the method to the accuracy of the known vertebral shapes.

5.6.1.1 Distribution of the Missing Vertebrae

The number of possible configurations for the placement of missing vertebrae is too large to test every possibility. However, it is possible to select a smaller number of representative

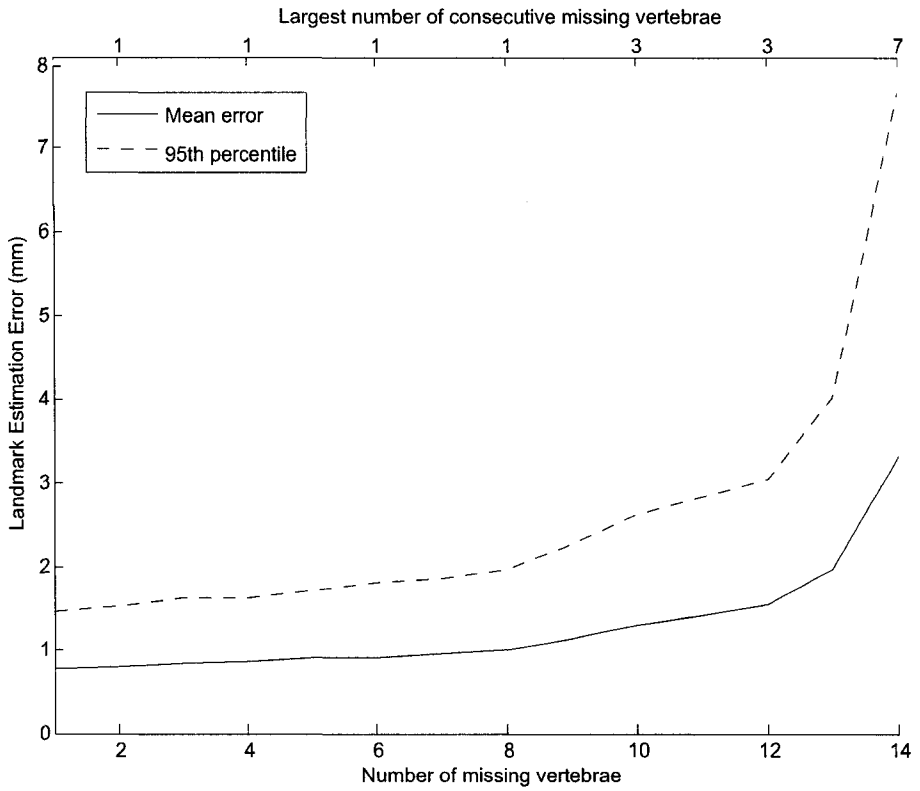


Figure 5.3 Error on the estimated vertebrae with respect to the number of vertebrae missing (uniformly distributed along the spine). The largest gap between two known vertebrae for each considered missing vertebrae configuration is also provided on top of the graph.

configurations for validation purposes. In this case, we chose to study configurations with one to fourteen missing vertebrae that are evenly spread across the spinal column.

The 49 randomly selected 3D spine models were thus successively altered to remove a given number of vertebrae. Then, the missing vertebrae were estimated using the method presented in section 5.5.1. The resulting complete 3D spine models were compared to the original reconstructions. The obtained error with respect to the number of missing vertebrae is presented in Figure 5.3.

The mean difference range from $0.8mm$ with a single missing vertebrae to $3.25mm$ with fourteen missing vertebrae (out of seventeen vertebrae). The 95th percentile of the error follows a curve similar to the mean error but ranges from $1.5mm$ to $7.5mm$. The error appears to be linearly dependent on the number of missing vertebrae until the proportion of missing vertebrae reaches about 75 %; the performances degraded more rapidly after

this point. This behavior is explained by the fact that the shapes and poses of the vertebrae are statistically related, thus a complete 3D spine model implicitly contains redundancies. These redundancies are used to rebuild a complete model when parts are missing. However, if the proportion of missing vertebrae is too great, then redundancy cannot counterbalance the missing data, which leads to a precipitous increase in the reconstruction error.

5.6.1.2 3D Error Effect

An important concern with the estimation from partial models is whether errors on the partial models result in dramatic errors on the estimated vertebrae. In order to test the effect of errors in input data on the proposed method, we added artificially generated noise to the partial models before using them to estimate complete models. Artificially generated noise was added to the absolute landmarks coordinates. Standard deviations from 0 to 5 mm with 0.5 mm increments were tested. In this experiment, one out of two vertebrae starting from L5 were present in the partial model.

The results of this experiment are summarized in Figure 5.4. The mean error without noise was about 1 mm (same as Figure 5.3) and progressed linearly to 3.5 mm, when the standard deviation of the noise was 5 mm. This shows that the proposed method is tolerant of variations in input data.

5.6.2 Reconstruction from Radiograph(s)

We first compared the sensitivity to identification errors of the proposed method and of the standard linear triangulation algorithm used in previous 3D reconstruction methods [11]. In order to do so, the same 49 randomly selected 3D spine models were projected using known projection matrices and artificially generated noise was added to the obtained pixel coordinates. The projection matrices emulate a posterior-anterior and a lateral radiograph, which is the most common acquisition setup used in spinal deformity studies.

The resulting 2D coordinates were then used to reconstruct the 3D spine models. The mean differences between the original 3D models and the reconstructed models are illustrated by Figure 5.5. It can be observed that the proposed method is associated with smaller

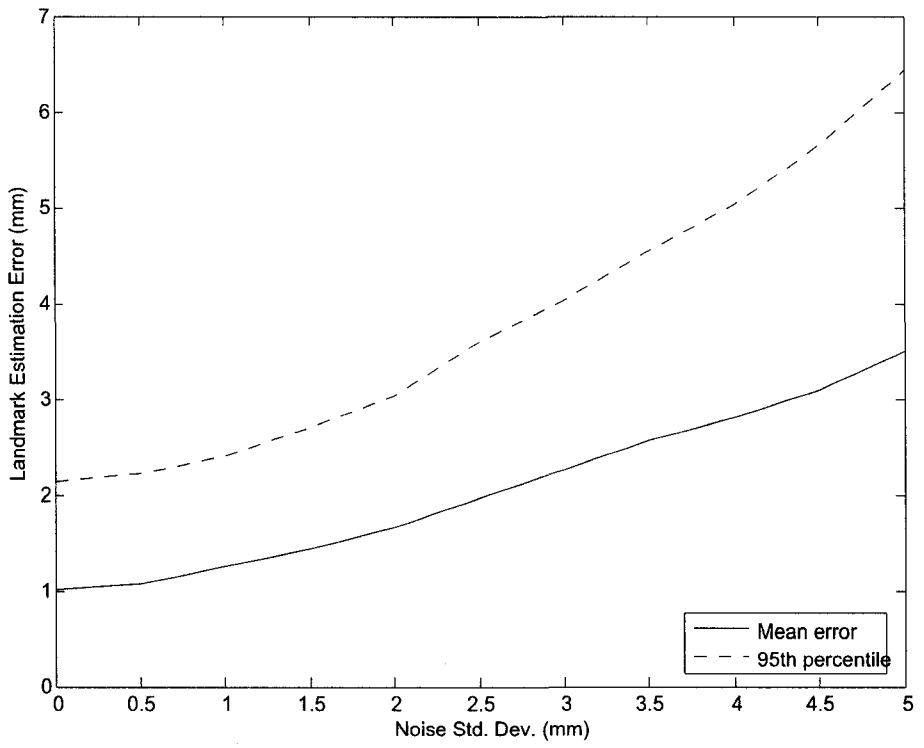


Figure 5.4 Effect of simulated noise applied to known 3D coordinates on the estimated vertebrae.

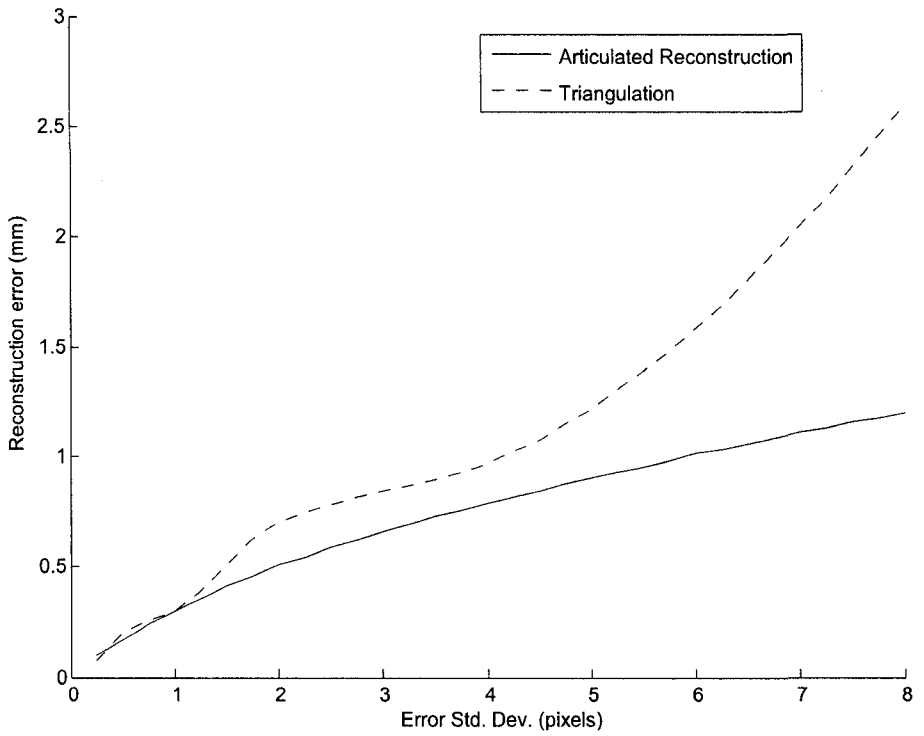


Figure 5.5 Simulation of the noise effect on the 3D reconstruction of spine models from two radiographs (a lateral and a posterior-anterior) using the proposed method (articulated reconstruction) and using triangulation.

errors when the standard deviation of the noise is greater than 1 pixel and that the errors associated to both methods are similar when the noise standard deviation is less than 1 pixel.

We also used the same number of randomly selected patients to reconstruct 3D spine models from raw landmark coordinates recorded from radiographs (posterior-anterior and lateral) by a qualified technician. We compared the 3D spine models obtained using the proposed method to the 3D spine models obtained with the conventional stereo-radiographic method [11] and the mean difference between the reconstructions was $1.1mm$.

5.7 Discussion

5.7.1 Estimation from Partial 3D Spine Models

The proposed method takes advantage of a strong prior knowledge of the inter-vertebral rigid transformations. This prior knowledge has to be completed by constraints on absolute positions and orientations. Otherwise, the accumulation of small errors on relative inter-vertebral estimations would result in an articulated spine description inconsistent with the known absolute coordinates of the vertebrae.

This combination of strong prior knowledge and constraints resulted in a method that was resistant to a reasonable amount of noise on the known vertebrae, as suggested by the experimental results presented in Figure 5.4. Thus, the method is likely to withstand the noise present in clinical data without dramatic failures.

The accuracy of the method with respect to the number of missing vertebrae is also very interesting (results illustrated by Figure 5.3). The difference between the estimated landmarks and the coordinates measured from stereo-radiography is below the accuracy of the stereo-radiographic reconstruction method when less than 13 vertebrae are unknown. We cannot conclude that the estimated landmarks are more accurate than the stereo-radiographically reconstructed landmarks in those cases, since we lack a more accurate (and realistic) ground truth. However, we can conclude that the accuracy of the estimated landmarks is close to the accuracy of a conventional stereo-radiographic reconstruction method when more than 25% of the vertebrae are available and uniformly spread along the spine.

These results were obtained with uniformly distributed missing vertebrae. In the case of different distributions, the disposition of the missing vertebrae might be even more important than their number. Thus, if one is not interested in uniformly distributed missing vertebrae, then the Figure 5.3 should be considered with caution. The largest gap between two known vertebrae might provide more guidance and enable a more conservative estimation of the expected reconstruction error. In any case, the results presented in Figure 5.3 show that gaps of different sizes and positioned in different locations can be successfully filled. Thus, we are confident that the proposed method can be used with a large variety of missing vertebrae dispositions.

From a practical perspective, the obtained results indicate that the method can be used to fill the small gaps that are the result of radiographic artifacts or surgical instrumentation. These results also demonstrate that it would be possible to use this method to digitize complete models from a small number of vertebrae, thus saving physicians and researchers a lot of time and money. The resulting complete spine models can be used in applications such as : diagnostic, surgical planning, and biomedical research.

Statistical studies based on the resulting complete models should, however, be undertaken with caution. The variability of the resulting models is likely to underestimate the true variability of the shapes of patients' spines since their estimation is not based on actual measurements for all vertebrae. This underestimation, if uncorrected, could bias statistical hypothesis tests (see [116] for more details).

5.7.2 Estimation from 2D Landmarks

Reconstruction of articulated descriptions from radiographs serves a different purpose than the estimation of complete models from partial ones. The latter is a general procedure to complete a 3D spine model regardless of imaging source used to build this partial model. The reconstruction of articulated spine descriptions from radiographs specializes in cases where projections of the anatomy are available.

The overall mean difference when two radiographs were used is $1.1mm$ (with real data). This difference is too close to the precision of the stereo-radiographic method [47] used for comparison to make strong claims about it. Furthermore, both stereo-radiographic reconstruction and the proposed method share the same calibration procedure, thus the errors of both methods are not independent. However, the calibration is performed using two grids of lead pellets, which can be accurately and precisely identified on radiographs. The anatomical landmarks are much more difficult to identify reliably. Landmarks identification is thus probably a greater source of error than the calibration process. Synthetic results (presented in Figure 5.5) indicate that the proposed method might be more accurate than the stereo-radiographic method currently used.

5.7.3 General Remarks

Articulated models of the spine are very versatile. They could be used to solve 3D reconstruction problems in many clinical applications with different constraints. We presented in this paper the most common and most important situations related to spinal deformities studies. However, there are other possibilities.

For example, we studied the case of missing vertebrae in section 5.5.1 but the method could be extended to also accommodate missing anatomical landmarks. Moreover, some anatomical landmarks are easy to identify on posterior-anterior radiographs, but are difficult to locate on lateral radiographs since ribs and lungs often hide parts of the thoracic vertebrae. This situation could be handled by the proposed method by allowing some anatomical landmarks to be reconstructed from one view and other from two views.

The reconstruction based on radiographs is not limited to the case in which a posterior-anterior and a lateral radiograph are available. The same method could be used with a different pair of radiographs or with a single radiograph. This could be especially useful in clinical tests where it is difficult to acquire more than one radiograph (for example, during bending tests).

The accuracy will however always be function of the quality and completeness of the input data. For instance, a reconstruction based on a single radiograph will be associated with an important error along the projection axis of the radiograph since no information is provided by the radiograph along that axis.

Clinical applications often depend on indices computed from 3D reconstructions. These indices can be local measures such as the shifts between adjacent vertebrae, or global measures such as the Cobb angle. The effect of the reconstruction errors on those clinical indices is not always linear and will therefore have to be quantitatively evaluated in the future. The proposed methods should yield acceptable results since they implicitly smooth the 3D reconstructions, which reduce the effect of noise. For comparable reconstruction errors, the proposed methods should be associated with equal or better estimates of the clinical indices than conventional reconstruction methods. However, for cases in which a large portion of information is missing, the resulting 3D spine models will be biased toward the mean. This situation might trend toward an unacceptable bias in some clinical indices (for example, if one wants to compute the lateral Cobb angle when only one

posterior-anterior radiograph is available).

5.8 Future Work and Conclusion

In this paper, we proposed methods to estimate 3D models based on an articulated description of the spine. A statistical model of the spine was proposed and used to leverage the implicit redundancy contained in three-dimensional spine models. This statistical model enabled us to reconstruct 3D models of the spine in cases where conventional methods could not be applied because of missing information.

The articulated description used includes inter-vertebral rigid transformations as well as 3D positions of anatomical landmarks measured with respect to vertebrae's local frame of reference. This description naturally captures the deformations of the spine shape, which are described by rigid transformations between adjacent vertebrae, and the variability of vertebrae's anatomy, which is characterized by landmark positions. Two different reconstruction problems were discussed.

First, the reconstruction of complete 3D spine models from partial 3D models was considered. These reconstructions were performed by minimizing the Mahalanobis distance of the estimated articulated spine model while constraining the absolute positions, orientations, and shapes of known vertebrae. The anatomical landmark estimates obtained by using partial models were within 1 mm of measured values if at least 50% of the vertebrae were available in the initial partial model. Moreover, the estimates were within 2 mm of measured values (*i.e.* equivalent to the conventional method with complete models) if at least 25% of the vertebrae were available.

The second reconstruction problem is the estimation of 3D spine models from radiographs. Three-dimensional reconstruction of the spine from two or more radiographs can be solved by using calibration and triangulation methods borrowed from the computer vision field. The proposed statistical shape model enables more accurate 3D reconstructions and is very flexible since it could be applied in spite of missing landmarks or missing vertebrae.

The proposed methods could be used in a large number of clinical applications, such as diagnosing problems, follow up, and surgical planning. More importantly, three-dimensional reconstructions of the spine will be available in situations where they were formerly im-

possible to compute.

The ideas discussed in this paper could be integrated in an automated or semi-automated reconstruction system. This could be accomplished by using an automated method for the detection of landmarks, such as the one previously proposed by Deschênes et al. [49]. Another possible approach would be to integrate an image-based metric, but the main challenge of this approach would be to efficiently generate simulated radiographs from articulated spine descriptions and to compare those with actual radiographs.

Registration of soft-tissues surrounding rigid structures by combining multiple rigid transformations, using methods similar to the method previously proposed by Little et al. [115] or to the more recent method proposed by Arsigny et al. [4], will also be considered in the future. Registration of structures such as the spinal cord and the inter-vertebral discs could be greatly improved with applications ranging from the correction of spinal deformities to epidural injections of steroids in the treatment of back pain.

Finally, although the proposed methods are extraordinarily well suited for research on spinal deformities, they could also be applied to any other anatomical structures that can be divided into multiple parts. The added value of the articulated description will depend on the strength of the statistical relationships that exist between the positions, orientations and shapes of the individual parts. Articulations are ideal candidates, but statistical relationships also exist between the positions, orientations and shapes of softer structures.

Acknowledgments

This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) of Canada, Quebec's Technology and Nature Research Funds (Fonds de Recherche sur la Nature et les Technologies de Québec), and the Canadian Institutes of Health Research (CIHR).

CHAPITRE 6

RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : RECONSTRUCTION 3D À PARTIR D'UNE RADIOGRAPHIE

Il est parfois impossible de faire l'acquisition de plus d'une radiographie lors de certains examens de la colonne vertébrale. L'obligation éthique de minimiser la dose radiologique reçue par les patients prohibe en effet souvent la mesure de radiographies supplémentaires. De plus, la nature de certains examens combinée à la géométrie des salles d'examens empêchent souvent l'acquisition de radiographies à partir de plusieurs points de vue.

Le test de flexion latéral est un bon exemple de ce type de situation. Celui-ci est utilisé pour évaluer la flexibilité des courbes scoliotiques. Les patients sont invités à fléchir leur dos au maximum vers la droite ou vers la gauche et une radiographie est acquise afin de visualiser la forme de la colonne vertébrale lors de cette flexion. L'amplitude du mouvement rend impossible l'utilisation de l'appareillage normalement utilisé lors de la reconstruction à partir de deux vues. La prise de radiographies per-opératoires est un autre exemple de situation où les contraintes de temps et d'équipement résultent souvent en l'acquisition d'une seule radiographie.

En l'absence de plusieurs radiographies acquises à partir de différents points de vue, il est impossible d'utiliser les techniques de reconstruction 3D basées sur une triangulation de repères anatomiques. La seule alternative actuellement disponible consiste à optimiser les paramètres de transformations rigides pour que les projections de modèles 3D préalables soient alignées avec la radiographie [107]. Les vertèbres étant relativement petites en comparaison avec la distance principale de l'appareillage, les erreurs de reconstruction le long de l'axe de projection sont généralement très importantes. Une contrainte "ad hoc" d'alignement des vertèbres imposée lors de l'optimisation, tel que proposé par Novosad et al. [141], permet de réduire significativement ces erreurs. Cependant, ce type de méthode est difficilement modifiable afin de prendre en compte un plus large éventail de contraintes. L'utilisation d'un modèle statistique de la géométrie du rachis pourrait permettre une plus grande flexibilité.

En effet, la procédure présentée à la section 5.5.2 pour améliorer la reconstruction à partir

de deux vues en utilisant notre modèle statistique de la géométrie du rachis complet est aussi applicable si une seule radiographie est disponible. Le cas particulier de la reconstruction à partir d'une seule vue correspond à prendre $o = 1$ lors de l'évaluation de la fonction de coût présentée à l'équation 5.9.

Il est donc possible de reconstruire un modèle 3D de la colonne vertébrale à l'aide d'une seule radiographie. Cependant, la précision du modèle obtenu sera moindre que si plusieurs radiographies avaient été utilisées. Le modèle statistique permet de régulariser l'estimation du modèle 3D ce qui réduit grandement les erreurs le long de l'axe de projection de la radiographie utilisée. Toutefois, la précision sera toujours limitée par le fait qu'une radiographie obtenue en plaçant un petit objet près d'une source de rayons X est essentiellement identique à une radiographie obtenue en plaçant un objet de grande taille plus loin de la source.

Il est possible de contourner ce problème en ajoutant une information *a priori* à propos de la géométrie de la colonne vertébrale à reconstruire. Les situations où une reconstruction à partir d'une seule vue est nécessaire subviennent généralement alors qu'un modèle 3D récent de la colonne vertébrale du patient est disponible. La forme des vertèbres ne changeant que très peu au cours d'une courte période de temps, il est possible d'utiliser la forme des vertèbres issues de ce modèle 3D préalable pour contraindre la reconstruction à partir d'une vue. La forme globale de la colonne vertébrale est cependant sujette à des variations importantes. Ainsi, la procédure de reconstruction à partir d'une vue consiste alors à estimer les transformations rigides intervertébrales.

Afin d'évaluer l'erreur associée à ces deux méthodes de reconstruction à partir d'une vue, nous avons sélectionné au hasard 49 patients pour lesquels nous disposions de deux radiographies (une radiographie latérale et une radiographie postéro-antérieure). Nous avons ensuite reconstruit un modèle 3D pour chacun de ces patients en utilisant les deux radiographies à notre disposition [11]. Nous avons pu comparer ces modèles 3D de référence au résultat de la reconstruction à partir d'une vue. Les modèles 3D de référence ont ensuite été projetés à l'aide d'une matrice de projection simulant une radiographie postéro-antérieure (PA). Les repères anatomiques 2D résultants de cette projection analytique ont été utilisés pour évaluer l'erreur de reconstruction réalisée lorsque les repères 2D sont connus de façon exacte. Finalement, nous avons ajouté une erreur normale (ayant un écart-type de 0.5 pixels) aux coordonnées 2D pour évaluer l'effet d'une erreur de localisation connue. Les

résultats de ces expériences sont compilés dans le Tableau 6.1.

Tableau 6.1 Erreurs moyennes (mm) lorsqu'une reconstruction 3D est calculée à partir d'une seule radiographie postéro-antérieure (à gauche la forme locale des vertèbres est connue *a priori*, à droite celle-ci est inconnue).

	Avec *a priori* sur la forme des vertèbres			Sans *a priori*		
Vertèbre	Sans bruit	Avec bruit artificiel	Données réelles	Sans bruit	Avec bruit artificiel	Données réelles
L5	0.8	1.4	4.5	13	13	15
L4	0.7	1.5	4.6	13	13	14
L3	0.7	1.3	4.6	13	12	14
L2	0.5	1.2	4.4	13	13	14
L1	0.5	1.1	4.2	12	12	14
T12	0.4	1.0	3.9	13	13	14
T11	0.4	1.0	3.6	13	13	14
T10	0.5	1.1	3.4	13	14	14
T9	0.5	1.2	3.5	14	14	14
T8	0.6	1.3	3.4	14	14	14
T7	0.6	1.3	3.4	14	14	14
T6	0.6	1.3	3.3	14	14	13
T5	0.7	1.3	3.3	14	14	13
T4	0.7	1.4	3.3	15	15	13
T3	0.7	1.4	3.3	15	15	12
T2	0.8	1.5	3.5	15	16	12
T1	1.0	1.7	3.7	16	16	12

Les résultats obtenus suggèrent que la reconstruction d'un modèle 3D du rachis à partir d'une seule radiographie est possible si un modèle statistique de la géométrie du rachis complet est utilisé pour régulariser l'algorithme de reconstruction. L'erreur de reconstruction moyenne obtenue sans contraindre la forme des vertèbres est de $14mm$ en moyenne. Contraindre la forme des vertèbres à l'aide d'un modèle préalable permet de diminuer cette erreur moyenne à $3.8mm$. Cette diminution importante de l'erreur provient probablement du fait qu'imposer la forme des vertèbres contraint fortement la taille de la colonne vertébral ce qui permet de déduire plus précisément la distance du modèle par rapport à la source de rayons X.

La différence entre les erreurs obtenues à l'aide des projections analytiques, des projections analytiques bruitées et des données réelles semblent indiquer que l'erreur de reconstruction obtenue sans utiliser de contraintes sur la forme des vertèbres est peu liée avec les erreurs de localisation des repères anatomiques. Cependant, les erreurs de localisation semblent être une cause importante d'erreur lorsque la forme des vertèbres est contrainte.

La différence entre les erreurs de reconstruction obtenues avec et sans contraintes indique que l'ajout d'information supplémentaire peut améliorer grandement les résultats obtenus. La nature et la quantité d'information supplémentaire utilisée dépendra de l'application considérée et de la précision recherchée, mais le modèle statistique développé est très flexible et devrait permettre d'accommoder une grande variété d'information supplémentaire. Une possibilité intéressante pourrait être la combinaison des surfaces partielles de vertèbres (obtenues à l'aide d'ultrasons ou d'outils de pointage suivis en 3D) avec une radiographie, tel que cela avait été proposé par Fleute [70] dans le cas d'une vertèbre solitaire.

La reconstruction de modèles 3D à partir d'une seule projection est un problème extrêmement difficile. En effet, il existe en général une infinité de modèles 3D qui peuvent mener à une seule projection. Notre approche consiste à calculer le modèle 3D le plus probable. Il reste à déterminer dans quelles circonstances les erreurs de reconstruction obtenues sont acceptables et quel est l'effet de ces erreurs sur les indices cliniques utilisés par les cliniciens. Cependant, il est certain que ces résultats ouvrent la porte à la création de modèles 3D du rachis dans des circonstances où cela était précédemment impossible. De plus, au delà des applications immédiates, les résultats présentés dans ce chapitre illustre très bien la puissance du modèle statistique utilisé.

CHAPITRE 7

DISCUSSION GÉNÉRALE

La revue de la littérature présentée au chapitre 1 nous a permis de constater les limitations des méthodes actuelles de modélisation statistique du rachis. Ces constats ont mené à l'objectif général de ce projet qui était de proposer une modélisation statistique de la géométrie du rachis suffisamment adaptée aux particularités du rachis pour être interprétée directement par des spécialistes de l'étude des déformations et suffisamment générale pour être partie intégrante d'algorithmes d'analyse d'images médicales.

Ce double objectif peut sembler contradictoire. Nous avons toutefois démontré que cette contradiction était seulement apparente en proposant une modélisation qui représente naturellement les changements de formes observés en clinique chez des patients scoliotiques en faisant usage de primitives géométriques adaptées (i.e. systèmes de références relatifs et repères anatomiques). Les chapitres 3 et 4 ont permis de développer les qualités descriptives de notre modèle. De plus, le chapitre 5 démontre comment l'intégration d'un modèle statistique de la géométrie du rachis à des algorithmes de recalage et de reconstruction 3D permet d'obtenir des modèles 3D du rachis même à partir de données partielles.

Les avantages et les inconvénients des méthodes proposées et des résultats obtenus ont déjà été discutés individuellement dans les chapitres 3, 4 et 5. Cependant, il convient de discuter de manière plus générale de l'état d'achèvement des objectifs particuliers ainsi que les relations des travaux effectués avec des travaux antérieurs.

7.1 Analyse de la forme locale du rachis

Nous avons présenté dans les chapitres précédents un modèle de la variabilité anatomique du rachis. Les objectifs poursuivis présentés à la section 2.3.1 ont tous été atteints.

Ainsi, nous avons proposé une modélisation intuitive de la forme du rachis. De plus, nous avons développé des outils statistiques basés sur un cadre de travail riemannien afin de quantifier les concepts de centralité et de dispersion des données autant pour la forme du

rachis que pour l'effet de traitements.

Le développement d'une modélisation intuitive combinée à des outils statistiques adaptés à celle-ci a permis de prendre en compte de façon rigoureuse les transformations rigides inter-vertébrales dans leur intégralité. Ainsi, nos travaux permettent de considérer simultanément les positions et orientations relatives des vertèbres alors que les travaux précédents présentés par Ghanem et coll. [73], Sawatzky et coll. [174] ainsi que Petit et coll. [160] ne s'attardaient qu'à l'orientation des vertèbres.

De plus, le modèle de la variabilité anatomique présenté est aussi beaucoup plus complet que les modèles présentés précédemment. En effet, les résultats présentés par Petit et coll. [160] se limitaient à la variance de la position du centre de rotation le long des trois axes de l'espace.

Un autre objectif particulier important pour cette étude était la mise en place d'une méthode intuitive de visualisation de la variabilité. L'utilisation de deux ellipsoïdes permit donc de visualiser en 3D la variabilité des transformations inter-vertébrales. Le désavantage principal de cette méthode est qu'elle ignore le couplage entre la variabilité de la rotation et de la translation. Ce couplage était faible dans le cas de la scoliose. Ainsi, cette perte d'information à la visualisation était bénigne.

7.2 Modélisation des changements de formes du rachis

Nous avons démontré que des transformations rigides pouvaient être utilisées à la fois pour représenter la forme du rachis et les modifications de celle-ci. La conséquence immédiate de cette situation est que les méthodes de calculs et de visualisation utilisées pour l'étude de la variabilité anatomique ont pu être utilisées pour l'étude des changements de formes.

Dans ce contexte, nous nous sommes principalement intéressés aux changements de forme résultants de traitements orthopédiques de la scoliose. Les objectifs poursuivis ont été présentés à la section 2.3.1. Ainsi, nous avons modélisé l'effet géométrique des traitements et nous avons présenté un modèle statistique des effets observés chez les patients étudiés. Nous avons aussi été en mesure de proposer des tests statistiques qui permettent de comparer les différents types de traitements orthopédiques.

Notre approche compare les modèles statistiques obtenus pour différents groupes de patients. Cette comparaison ne repose pas sur des indices cliniques et compare directement les déformations. Notre approche purement géométrique permet de localiser avec une grande facilité les vertèbres où des différences significatives sont présentes. Les études antérieures se contentaient généralement de séparer les segments lombaires et thoraciques pour leur analyses (voir, par exemple, Delorme et coll. [44], Korovessis et coll. [101], Kotwicki et coll. [102], Labelle et coll. [104, 103], Pham et coll. [161] et Willers et coll. [203]).

Les tests statistiques utilisés approximent la distribution des modèles articulés par une distribution normale multi-variée dans le plan tangent de la moyenne. Or, cette condition n'est vérifiée que si la dispersion des données est faible par rapport à la courbure locale de la variété. Autrement dit, ces tests sont valides uniquement si les rotations considérées sont suffisamment petites. Il serait utile d'étudier les limites de cette approximation à l'aide de simulations dans le futur.

Les applications de capture de mouvements sont des exemples où cette approximation risque de ne pas être vérifiée. Il serait possible de créer des tests paramétriques basés sur une connaissance analytique de la courbure de la variété pour palier aux limites de l'approche actuelle. Une autre possibilité serait de choisir des tests non-paramétriques similaires à la méthode proposée par Terriberry et coll. [189] pour l'analyse de représentations médiales. L'utilisation de tests non-paramétriques entraîne cependant en général une perte de puissance statistique.

Les causes de changements de formes du rachis ne sont en général pas limitées aux traitements orthopédiques. Il existe de nombreuses causes tel que : les changements de postures, les contractions musculaires, les pathologie progressives et la croissance. Ces changements de forme peuvent être décrits par une fonction temporelle continue. Dans le cas de traitements orthopédiques, nous avons considéré un échantillon avant traitement et un second échantillon après traitement. Nous avons sélectionné des patients pour lesquels les délais entre les premiers et les seconds échantillons étaient approximativement égaux. Ainsi, nous n'avons pas tenté de compenser pour les petites différences de délais. Cependant, il serait nécessaire de compenser pour ces différences si l'on souhaitait étudier l'effet des traitements à plus long terme. En effet, le suivi à long terme des patients est sujet aux contraintes horaires des patients et des orthopédistes et n'est pas toujours régulier.

7.3 Déformations typiques

L'approche présentée au chapitre 4 permet de calculer et de visualiser les déformations typiques les plus importantes dans une base de données de modèles articulés de la colonne vertébrale. Cette nouvelle approche permet d'aborder l'analyse des déformations du rachis d'une façon nouvelle.

Le premier objectif relatif aux déformations typiques était de présenter une méthode d'analyse basée sur une décomposition continue des déformations et non sur une classification discrète. En effet, les approches antérieures visaient principalement à classifier les déformations en un nombre prédéterminé de classes semblables. Ces différentes classes peuvent être basées sur des modes 2D sélectionnés manuellement par les chirurgiens. C'est le cas de la classifications de King [99, 98] et de la classification de Lenke [111]. Elles peuvent aussi être basées sur une agrégation automatique d'un grand nombre d'indices cliniques tel que proposé par Duong et coll. [61].

L'analyse dans le domaine continue permet d'éviter les problèmes de désaccords entre les observateurs qui sont communs autours des frontières entre des classes discrètes [111, 185, 184, 143]. Cependant, l'analyse des résultats est différente puisque la forme du rachis d'un patient scoliotique est associée à plusieurs déformations typiques simultanément (à différents degrés). L'analyse de résultats obtenus à l'aide de la méthode des déformations typiques demande donc une adaptation par rapport aux méthodes antérieures.

Le second objectif poursuivi était d'analyser simultanément la forme globale du rachis et la forme des vertèbres. Nous avons pu atteindre cet objectif grâce à l'usage de repères anatomiques locaux. Nous avons donc été en mesure de mettre en correspondance les variations de formes du rachis et les variations de formes des vertèbres. La sélection des repères anatomiques influencera cependant les résultats. Il serait ainsi intéressant de considérer la surface complète des vertèbres dans le futur. Ainsi, des statistiques intrinsèques à la forme des vertèbres pourraient être obtenues. Celles-ci pourraient être particulièrement utiles pour régulariser la reconstruction de modèles 3D. L'analyse de difféomorphismes entre surfaces est une avenue intéressante dans cette direction. Des méthodes basées sur l'analyse de difféomorphismes ont déjà été proposées pour l'analyse d'images médicales dans des contextes différents. Les méthodes proposés par Arsigny et coll. [4], par Vailant et coll. [192] ainsi que par Wang et coll. [199, 198] sont quelques exemples de ce type de

méthode. L'amélioration de la méthode d'analyse de la forme des vertèbres risque cependant d'avoir peu d'effets sur les résultats finaux dans notre cas, car les repères anatomiques utilisées ont été sélectionnés avec soin par des experts en radiologie (voir figure 4.1).

Le troisième objectif était de présenter les déformations typiques pour les patients scoliotiques. Ainsi, les déformations typiques obtenues à partir de données expérimentales colligées sur un grand nombre de patients scoliotiques ont été présentées. Ces résultats démontrent la pertinence de la méthode. En effet, les déformations typiques sont obtenues sans interventions manuelles et ont une interprétation clinique claire. Le groupe de patients étudié est constitué de patients scoliotiques suivis à l'hôpital Sainte-Justine de Montréal. Il serait intéressant de calculer les modes de déformations principaux chez un groupe de patients plus grand et représentant mieux la population affectée par la scoliose.

Finalement, les résultats illustrés par les figures 4.8 et 4.9 démontrent que les modes de déformations principaux peuvent être utilisés pour analyser en 3D des classes existantes et ainsi contribuer à la sous-classification de celles-ci. Les méthodes de classification 3D précédemment proposées ne permettaient pas cette flexibilité. Les classifications proposées par Negrini et al. [135, 134, 133] et par Poncet et al. [163] sont fixes et ne peuvent pas s'adapter aux particularités d'un groupe donné. La méthode de Duong et al. [61] peut quant à elle s'adapter aux spécificités d'un groupe puisqu'elle est basée sur une méthode d'agglomération automatique des données. Cependant, cette méthode permet de regrouper des déformations similaires et non de mettre en évidence des modes récurrents dans les données.

7.4 Reconstruction de modèles 3D à partir de données partielles

Nous avons démontré la pertinence d'utiliser un modèle statistique articulé pour la reconstruction de modèles 3D du rachis grâce aux méthodes et aux résultats présentés au chapitre 5. Les résultats obtenus montrent qu'un tel modèle permet d'obtenir des résultats de grande qualité même lorsque très peu d'informations sont utilisables.

Le premier des objectifs présentés à la section 2.3.2 était de mettre en place une méthode capable de prendre en compte les vertèbres manquantes. Cet objectif a été parachevé avec succès comme le démontre la méthode présentée à la section 5.5.1. De plus, les niveaux

de précision obtenus lorsque la majorité des vertèbres étaient manquantes sont élevés. En effet, la précision obtenue est du même ordre que la précision de la méthode du DLT ou « Direct Linear Transform » (voir figure 5.3).

Le second objectif poursuivi au cours du chapitre 5 fut la reconstruction de modèles 3D du rachis à partir d'une seule ou de plusieurs radiographie(s). Ainsi, le modèle statistique permet de diminuer l'impact du bruit sur le résultat final quand au moins deux radiographies sont utilisées. De plus, l'utilisation d'un modèle statistique de la forme 3D du rachis permet de régulariser le problème de la reconstruction 3D à partir d'une seule radiographie. Cette régularisation ne remplace malheureusement pas les informations supplémentaires que fournirait une radiographie additionnelle. Les résultats obtenus avec une seule radiographie seront donc généralement de moins grande qualité que les résultats obtenus avec plusieurs.

Notre approche se distingue des approches antérieures par la modélisation de la forme de la colonne vertébrale. Les approches précédentes présentées par Fleute et coll. [69] ou par Benameur et coll. [14, 16] modélisaient en effet la forme locale des vertèbres et non la forme de la colonne vertébrale. Une régularisation basée sur la forme du rachis est plus efficace, puisque la colonne vertébrale couvre une plus grande portion des radiographies que les vertèbres prises individuellement.

La modélisation de la colonne vertébrale en tant que structure articulée nous distingue aussi des méthodes visant à estimer la surface complète d'os à partir de données partielles. En effet, ces méthodes assument généralement la présence d'une seule structure rigide. Par exemple, la méthode proposée par Fleute et Lavallée [67] a été utilisée pour reconstruire la surface complète du fémur à partir d'une surface partielle de celui-ci et la méthode récemment proposée par Buchaillard et al. [25] a permis de reconstruire la surface de dents en présence d'occlusions. Cependant, ces méthodes ne sont pas adaptées à la présence d'articulations complexes.

L'approche proposée utilise des repères anatomiques identifiés par un opérateur. Cette procédure d'identification est déjà en place à l'hôpital Sainte-Justine depuis plusieurs années. Il a donc été possible de tirer profit du travail important de numérisation effectué par le personnel de l'hôpital sans utiliser de ressources supplémentaires. Il serait cependant possible d'adapter une métrique de similarité comparant le modèle 3D reconstruit et les radiographies directement. Une méthode similaire à la méthode de Benameur et al.

[14, 16] ou à celle de Fleute et Lavallée [68] pourrait être utilisée. Cette méthode quantifie la similarité entre les contours observés sur les radiographies et les contours reprojetés du modèle reconstruit. Il serait aussi possible de comparer une radiographie simulée par un algorithme de lancés de rayons (« ray tracing ») avec les radiographies réelles afin de prendre en compte les intensités et pas uniquement les contours. Certaines hypothèses simplificatrices devraient cependant être utilisées dans la pratique pour compenser le fait que les coefficients d'atténuation ne sont généralement pas disponibles.

Le dernier objectif relatif à la reconstruction 3D de modèles du rachis utilisant un modèle statistique des déformations était la caractérisation de la précision des méthodes de reconstruction développées. Cette validation a été conduite en comparant les résultats obtenus avec une méthode dont la précision a déjà été validée. De plus, nous avons aussi présenté les résultats d'expériences synthétiques pour caractériser la sensibilité au bruit des méthodes développées. Ces différentes expériences nous conduisent à penser que les méthodes présentées sont aussi performantes sinon plus que l'algorithme de reconstruction couramment utilisé (la méthode du DLT) tout en offrant un plus vaste domaine d'application (reconstruction à partir d'une vue et estimation à partir de modèles incomplets). Malheureusement, les fantômes radiologiques actuels ne sont pas suffisamment réalistes pour être utilisés lors de la validation des méthodes proposées. En effet, les transformations rigides inter-vertébrales des fantômes radiologiques sont beaucoup plus irrégulières que celles observées chez des patients. Une étude future utilisant plusieurs reconstructions 3D d'un même patient pour estimer un « bronze standard » [94, 75] pourrait permettre une meilleure validation des méthodes proposées.

7.5 Représentativité du modèle statistique

Les méthodes et résultats présentés dans cette thèse utilisent un modèle statistique de la forme du rachis. La forme du rachis dépend de plusieurs facteurs. Les variations anatomiques normales entre individus, les effets de pathologies comme la scoliose idiopathique et la posture en sont trois exemples.

Pour que le modèle statistique soit utile, celui-ci doit être représentatif des formes de colonnes vertébrales qui seront analysées. L'on risque d'introduire un biais dans les résultats dans le cas contraire. Par exemple, si le modèle statistique est créé à l'aide de données pro-

venant de patients adultes et est utilisé pour l'analyse de données provenant d'une clinique pédiatrique, alors il est probable que toute analyse de la taille des patients soit biaisée. Il s'agit là d'un exemple extrême, cependant le même raisonnement tient si l'on tente de reconstruire des données peropératoires (acquises lorsque les patients sont couchés) à partir d'un modèle statistique préopératoire (créé à partir de patients en position debout). Ce biais est peut-être acceptable selon les objectifs poursuivis et le degré de représentativité de l'échantillon ayant servi à la création du modèle statistique. Un expérimentateur prudent prendra donc soin de comparer le modèle statistique *a priori* et la distribution des reconstructions obtenues pour détecter la présence d'un biais.

7.6 Estimations de la géométrie versus analyse statistique

Nous avons présenté des méthodes pour créer et analyser des modèles statistiques de la forme du rachis à partir de modèles géométriques 3D. Nous avons aussi présenté des méthodes permettant de créer des modèles géométriques 3D du rachis à partir de données radiologiques et d'un modèle statistique.

Ainsi, dans les circonstances où les méthodes conventionnelles ne permettent pas de reconstruire les modèles géométriques 3D, l'on se retrouve confronté à un problème intéressant : comment obtenir le modèle statistique et les modèles géométriques simultanément. En effet, le modèle statistique est créé à partir des modèles géométriques et la création des modèles géométriques nécessite le modèle statistique.

Au cours de notre projet, nous avons utilisé des méthodes de reconstruction 3D conventionnelles pour reconstruire les modèles 3D nécessaires au calcul du modèle statistique. Ainsi, nous n'avons pas été confronté à ce problème.

Celui-ci pourrait néanmoins être résolu en raffinant de façon itérative une estimation du modèle statistique à l'aide des reconstructions obtenues en utilisant le modèle statistique de l'itération précédente.

7.7 Classification avant ou après modélisation statistique

La scoliose idiopathique est, comme son nom l'indique, une pathologie dont la cause est inconnue. Il n'est pas exclue que plus d'une cause puisse être à l'origine de cette pathologie. Dans ce contexte, il est possible que les différentes classes de déformations correspondent à différentes causes.

La variabilité de la forme du rachis des patients atteints de scoliose idiopathique sera donc généralement plus importante que la variabilité de la forme du rachis pour les patients d'une classe de déformation donnée. Or, plus la variabilité est faible et plus le modèle statistique permettra de corriger l'effet du bruit d'acquisition lors de la reconstruction de modèles 3D.

Ainsi, il pourrait être intéressant de classifier les déformations à partir des radiographies avant de débuter le processus de reconstruction 3D. Le modèle statistique correspondant à la classe sélectionnée serait alors utilisé pour la reconstruction. L'utilisation d'un modèle statistique plus spécifique pourrait permettre de réduire les erreurs de reconstruction. Cependant, la classification manuelle des déformations est sujette à l'erreur humaine et les erreurs de classification risquent de résulter en une augmentation de l'erreur de reconstruction. Ainsi, il faudrait vérifier dans une étude future si l'effet final de la classification des radiographies avant la reconstruction du modèle 3D augmente la précision de façon significative.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La présente thèse a permis d'explorer l'utilisation de modèles articulés dans l'étude des déformations de la colonne vertébrale. Nous nous sommes intéressés plus particulièrement à la scoliose adolescente idiopathique. Les déformations causées par cette maladie sont très variables et, à l'heure actuelle, plusieurs incertitudes subsistent quant aux causes de cette maladie, à ses processus de progression et à l'action des traitements usuellement recommandés. Ce contexte nous a amené à développer des méthodes d'analyse statistique de la forme de la colonne vertébrale qui sont indépendantes de la mécanique interne de la pathologie.

La colonne vertébrale étant une structure flexible constituée de structures rigides (les vertèbres), nous avons proposé de modéliser celle-ci comme un objet articulé et de l'étudier selon trois perspectives différentes. D'abord, nous avons considéré les variations locales de la forme du rachis, ainsi que l'effet de traitements orthopédiques de la scoliose. Ensuite, nous avons examiné les déformations d'un point de vue global afin de développer une méthode d'aide à l'analyse de grandes bases de données de modèles 3D du rachis. Finalement, nous avons étudié la possibilité de reconstruire des modèles 3D du rachis à partir de données radiographiques incomplètes.

L'étude de la variabilité locale de la forme du rachis, ainsi que de l'effet de traitements orthopédiques furent menés en représentant la forme de la colonne vertébrale par des transformations rigides intervertébrales. Ces transformations rigides représentent les degrés de libertés des articulations entre vertèbres adjacentes. Les modifications de la forme du rachis sont quant à elles décrites par les transformations rigides qui doivent être appliquées aux transformations intervertébrales initiales pour obtenir les transformations intervertébrales après traitement. La moyenne de Fréchet, qui est une généralisation de la moyenne conventionnelle, a été utilisée afin de pallier au fait que les opérations d'addition et de multiplication par un scalaire ne soient pas définies sur les transformations rigides. De plus, la covariance traditionnelle a été remplacée par une covariance généralisée calculée dans le plan tangent de la moyenne de Fréchet. L'analyse d'un grand groupe de patients scoliotiques révéla que la colonne vertébrale moyenne des patients scoliotiques est proche d'une colonne vertébrale saine avec une légère scoliose thoracique droite. Nous avons pu constater que la variabilité des transformations rigides intervertébrales était inhomogène

(les vertèbres lombaires étant plus variables que les vertèbres thoraciques) et anisotropique (les plus grandes variabilités étant liées à la rotation autour de l'axe coronal et à la translation le long de la direction axiale). Des effets significatifs ont aussi été constatés sur la moyenne et la covariance généralisée des modifications liées au corset de Boston et à la chirurgie corrective Cotrel-Dubousset lors de comparaisons avec un groupe témoin. Ces différences permettent maintenant de localiser les régions qui sont significativement altérées par un traitement orthopédique donné.

Après l'étude de la forme locale du rachis, nous avons étudié les déformations scoliotiques d'un point de vue global. Ainsi, nous avons combiné les transformations rigides intervertébrales avec des repères anatomiques locaux pour chaque vertèbre. La dimensionnalité des modèles résultants de cette combinaison est trop importante pour qu'un individu puisse analyser les relations statistiques existantes entre chaque repère anatomique et chaque transformation intervertébrale. Nous avons cependant démontré qu'il est possible de résumer par quelques modes de déformation principaux les déformations les plus communément observées chez de grands groupes de patients. Ces modes principaux de déformations peuvent être automatiquement extraits par l'application d'une analyse par composantes principales sur la matrice de covariance généralisée. Des informations cliniquement pertinentes ont pu être extraites à l'aide de ces modes de déformations principaux. Par exemple, le premier mode de déformation est associé à la croissance des patients, le second mode est caractérisé par le développement d'une double courbure et le troisième mode de déformation correspondant au développement d'une courbure thoraco-lombaire. Ces modes de déformations permettent aussi d'illustrer le lien qui existe entre le développement d'une courbure scoliotique et la déformation des vertèbres.

Les liens statistiques qui ont été mis à jour autant par l'étude locale que par l'étude globale de la forme de la colonne vertébrale permettent une meilleure compréhension des déformations scoliotiques et de leurs traitements. Il est aussi possible de tirer profit des liens statistiques très forts qui ont été mis à jour pour reconstruire des modèles 3D du rachis lorsque très peu d'informations sont disponibles. Ainsi, nous avons démontré qu'il est possible de reconstruire des modèles géométriques 3D complets à partir de modèles partiels ou à partir d'une ou de plusieurs radiographies grâce à un estimateur MAP (*maximum a posteriori*). Les modèles 3D partiels de la colonne vertébrale ont pu être complétés en minimisant la distance de Mahalanobis du modèle estimé avec un modèle articulé moyen tout en contraignant la pose et la forme des vertèbres présentes dans le modèle partiel.

L'estimation à partir de radiographies a été réalisée par la minimisation d'une somme pondérée de la distance de Mahalanobis et de l'erreur de reprojection. La précision des méthodes de reconstruction de modèles 3D de la colonne vertébrale a été validée à l'aide de la base de données comprenant les radiographies de près de 300 patients. L'erreur sur les repères anatomiques estimés à partir de modèles partiels est de moins de 1 mm, si au moins 50 % des vertèbres sont présentes dans le modèle partiel. De plus, la précision est de moins de 2 mm, si au moins 25 % des vertèbres sont présentes dans le modèle partiel. La reconstruction de modèles 3D de la colonne vertébrale à partir d'une seule radiographie postéro-antérieure est associée à une erreur absolue de 14 mm. L'utilisation d'un modèle *a priori* de la forme des vertèbres permet de réduire l'erreur absolue à 3,7 mm, alors que l'utilisation de deux radiographies mène à une erreur absolue de 1,1 mm.

En résumé, les contributions originales réalisées dans le cadre de cette thèse sont les suivantes :

- Proposer une modélisation statistique articulée pour la colonne vertébrale en tant qu'entité anatomique complète.
- Développer des outils et méthodes d'analyse et de visualisation de la variabilité anatomique locale du rachis.
- Modéliser les effets de traitements orthopédiques par un ensemble de transformations rigides et utiliser des outils statistiques adaptés pour analyser ces effets.
- Combiner la modélisation de la forme du rachis et la modélisation de la forme des vertèbres.
- Développer un outil permettant d'extraire automatiquement les modes principaux de déformations
- Proposer une méthode de reconstruction statistique de modèles 3D complets de la colonne vertébrale à partir de modèles 3D partiels.
- Introduire l'utilisation de contraintes absolues sur l'orientation et la position des vertèbres afin de tirer profit simultanément des mesures 3D disponibles et du modèle statistique basé sur des transformations relatives.
- Développer une méthode de recalage 2D-3D minimisant l'erreur de reprojection d'un modèle articulé et la distance de Mahalanobis avec une distribution *a priori* des formes de colonnes vertébrales scoliotiques disponibles.
- Valider les méthodes proposées à partir d'une grande base de données de patients scoliotiques.

Les résultats obtenus indiquent que combiner rotation intervertébrale, translation intervertébrale ainsi que la forme des vertèbres dans un cadre de travail statistique unifié permet d'obtenir des méthodes efficaces et des résultats interprétables cliniquement. Ces résultats ouvrent la porte à de nouvelles études ainsi qu'à de nouvelles applications cliniques.

En effet, il sera désormais possible d'effectuer des reconstructions 3D de la colonne vertébrale dans des circonstances où cela aurait été impossible par le passé. Par exemple, il sera maintenant possible de reconstruire des modèles 3D lors de tests de flexion latérale (avec ou sans connaissance *a priori* de la forme des vertèbres). L'estimation de modèles complets à partir de modèles partiels permettra de rendre utilisables de nombreux cas où l'instrumentation chirurgicale rendait auparavant impossible la reconstruction. De plus, la grande précision des modèles estimés à partir de modèles partiels, permettra la reconstruction rapide à partir d'un nombre réduit de points ce qui se traduira par des économies en temps et en argent pour les chercheurs oeuvrant dans le domaine de l'étude des déformations de la colonne vertébrale.

Le modèle de variabilité du rachis scoliotique permettra aussi une conception plus astucieuse de traitements orthopédiques de la scoliose. En effet, une meilleure connaissance des zones « actives » (les zones où l'effet du traitement sur la géométrie du rachis est significatif) permettra d'arriver à des ajustements à la fois plus confortables pour les patients et plus efficaces dans la correction des déformations.

La mise en évidence d'une méthode permettant d'extraire des modes de déformations continus plutôt que des classifications discrètes des déformations scoliotiques permettra de mieux documenter les déformations et peut-être d'améliorer les techniques de planification chirurgicale dans le futur. De plus, la possibilité d'analyser rapidement et efficacement des bases de données importantes permettra aux chirurgiens orthopédiques impliqués dans la création de nouvelles classifications cliniques tridimensionnelles d'observer facilement les déformations 3D les plus communes chez différents groupes de patients.

Bien que nos travaux actuels portent sur la scoliose idiopathique, les méthodes présentées dans cette thèse sont applicables directement à l'étude de la colonne vertébrale en général. De plus, les méthodes présentées (sauf le recalage 3D-2D) sont indépendantes de la modalité d'imagerie utilisée. Il est donc aisé d'appliquer les mêmes méthodes à des données provenant de l'imagerie par résonance magnétique, de tomodensitométrie ou d'imagerie par ultrasons.

De plus, les applications des modèles articulés ne sont pas limitées à la colonne vertébrale. En effet, la plupart des articulations du corps humain pourraient être modélisées de la même façon. De plus, il n'est pas nécessaire qu'une articulation réelle soit présente, mais plutôt qu'il existe un lien statistique entre la position et l'orientation de plusieurs structures auxquelles il est possible d'attribuer un système d'axes. Dans ce contexte, même des structures molles telles que les organes internes pourraient être considérées.

Finalement, un des aspects intéressants qui n'a malheureusement pas pu être abordé dans le cadre des travaux présentés est l'ajout de la dimension temporelle au modèle de variabilité. Cet ajout ouvrirait la porte à la prédiction de l'évolution des déformations chez les patients. Ceci permettrait de traiter plus agressivement les déformations à risque, tout en limitant les inconforts subis par les patients affligés de déformations associées à un faible risque d'évolution.

RÉFÉRENCES

[1] S. Al-Zubi and G. Sommer. Learning deformations of human arm movement to adapt to environmental constraints. *Articulated Motion and Deformable Objects. 4th International Conference, AMDO 2006. Proceedings (Lecture Notes in Computer Science Vol.4069)*, pages 203 – 12, 2006.

[2] 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*, 27(8) :1023–35, Aug 1994.

[3] B. Andre, F. Trochu, and J. Dansereau. Approach for the smoothing of three-dimensional reconstructions of the human spine using dual kriging interpolation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 34(3) :185–91, May 1996.

[4] V. Arsigny, O. Commowick, X. Pennec, and N. Ayache. A log-euclidean polyaffine framework for locally rigid or affine registration. In *Proceedings of WBIR (Lecture Notes in Computer Science Vol.4057)*, pages 120 – 7, 2006.

[5] Vincent Arsigny, Pierre Fillard, Xavier Pennec, and Nicholas Ayache. Fast and simple calculus on tensors in the Log-Euclidean framework. In *Proc. of MICCAI*, volume 3749 of *LNCS*, pages 115–122, 2005.

[6] K. S. Arun, T. S. Huang, and S. D. Blostein. Least-squares fitting of two 3-D point sets. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 9(5) :698–700, Sept. 1987.

[7] M. A. Asher and D. C. Burton. A concept of idiopathic scoliosis deformities as imperfect torsion(s). *Clin Orthop Relat Res*, pages 11–25, Jul 1999.

[8] R. Assaker, P. Cinquin, A. Cotten, and J. P. Lejeune. Image-guided endoscopic spine surgery : Part I. A feasibility study. *Spine*, 26 :1705–10, Aug 2001.

[9] R. Assaker, N. Reyns, B. Pertruzon, and J. P. Lejeune. Image-guided endoscopic spine surgery : Part II : clinical applications. *Spine*, 26 :1711–8, Aug 2001.

[10] 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*, 22 :629–635, Mar 1997.

[11] 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. Bio. Eng. Comp.*, 35(6) :611–618, 1997.

[12] Carl-Eric Aubin, Hubert Labelle, and Oana C. Ciolofan. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.*, 16 :57–64, Jan 2007.

[13] P. G. Batchelor, M. Moakher, D. Atkinson, F. Calamante, and A. Connelly. A rigorous framework for diffusion tensor calculus. *Magn. Reson. Med.*, 53(1) :221 – 225, 2005.

[14] 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. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 27(5) :321–37, 2003.

[15] S. Benameur, M. Mignotte, S. Parent, H. Labelle, W. Skalli, and J. A. De Guise. 3D biplanar reconstruction of scoliotic vertebrae using statistical models. In *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. CVPR 2001, 8-14 Dec. 2001*, volume 2, pages 577–82. IEEE Comput. Soc, 2001.

[16] S. Benameur, M. Mignotte, S. Parent, H. Labelle, W. Skalli, and J. A. De Guise. A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3D reconstruction of the scoliotic spine. In *Proceedings of International Conference on Image Processing, 14-17 Sept. 2003*, volume vol.1, pages 561–4. IEEE, 2003.

[17] Yoav Benjamini and Yosef Hochberg. Controlling the false discovery rate : a practical and powerful approach to multiple testing. *J. Roy. Statist. Soc. Ser. B*, 57(1) :289–300, 1995.

[18] Charles Bergeron, Farida Cheriet, Janet Ronsky, Ronald Zernicke, and Hubert Labelle. Prediction of anterior scoliotic spinal curve from trunk surface using support vector regression. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 18(8) :973 – 82, 2005.

[19] Charles Bergeron, Hubert Labelle, Janet Ronsky, and Ronald Zernicke. Robust prediction of three-dimensional spinal curve from back surface for non-invasive follow-up of scoliosis. *Proc. SPIE*, 5744(II) :772 – 780, 2005.

[20] P. J. Besl and H. D. McKay. A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2) :239–56, Feb 1992.

[21] 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*, 2008. (in press).

[22] Jonathan Boisvert, Xavier Pennec, Nicholas Ayache, Hubert Labelle, and Farida Cheriet. 3D anatomical variability assessment of the scoliotic spine using statistics on Lie groups. In *Proc. 2006 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, pages 750–753, 2006.

[23] Jonathan Boisvert, Xavier Pennec, Hubert Labelle, Farida Cheriet, and Nicholas Ayache. Principal spine shape deformation modes using riemannian geometry and articulated models. In *Proceedings of Articulated Models and Deformable Objects*, 2006.

[24] P. Bourgeat, J. Fripp, P. Stanwell, S. Ramadan, and S. Ourselin. Mr image segmentation using phase information and a novel multiscale scheme. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - Proceedings*, volume 4191 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 920 – 7, Copenhagen, Denmark, 2006.

[25] S. Buchaillard, S.H. Hong, Y. Payan, and K. Foong. 3D statistical models for tooth surface reconstruction. *Computers in Biology and Medicine*, 37(10) :1461–71, 2007.

[26] R. G. Burwell, R. K. Aujla, B. J. C. Freeman, P. H. Dangerfield, A. A. Cole, A. S. Kirby, R. K. Pratt, J. K. Webb, and A. Moulton. Patterns of extra-spinal left-right skeletal asymmetries and proximo-distal disproportion in adolescent girls with lower spine scoliosis : ilio-femoral length asymmetry & bilateral tibial/foot length disproportion. *Stud. Health Technol. Inform.*, 123 :101–108, 2006.

[27] Julio Carballido-Gamio, Serge J. Belongie, and Sharmila Majumdar. Normalized cuts in 3-D for spinal MRI segmentation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(1) :36 – 44, 2004.

[28] Lucia Carpineta and Hubert Labelle. Evidence of three-dimensional variability in scoliotic curves. *Clin Orthop Relat Res*, pages 139–148, Jul 2003.

[29] L. Carrat, J. Tonetti, P. Merloz, and J. Troccaz. Percutaneous computer assisted iliosacral screwing : clinical validation. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2000. Third International Conference. Proceedings, 11-14 Oct. 2000*, pages 1229–37, TIMC Lab., Fac. de Med., La Tronche, France ;, 2000. Springer-Verlag.

[30] Vincent Caselles, Ron Kimmel, and Guillermo Sapiro. Geodesic active contours. *International Journal of Computer Vision*, 22(1) :61–79, 1997.

[31] F. Cheriet, J. Dansereau, Y. Petit, C.-E. Aubin, H. Labelle, and J.A. De Guisei. Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3d reconstruction of the human spine and rib cage. *Int. J. of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 13 :761, 1999.

[32] F. Cheriet and J. Meunier. Self-calibration of a biplane x-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 23 :133, 1999.

[33] F. Cheriet, L. Remaki, C. Bellefleur, A. Koller, H. Labelle, and J. Dansereau. A new x-ray calibration/reconstruction system for 3d clinical assessment of spinal deformities. *Stud. Health Technol. Inform.*, 91 :257–261, 2002.

[34] J. R. Cobb. Outline for the study of scoliosis. *Amer. Acad. Orthop. Surg. Instruct. Lect.*, 5, 1948.

[35] C. Coillard and C. H. Rivard. Vertebral deformities and scoliosis. *Eur. Spine J.*, 5 :91–100, 1996.

[36] Christine Coillard, Valerie Vachon, Alin B Circo, Marie Beausejour, and Charles H Rivard. Effectiveness of the spinecor brace based on the new standardized criteria proposed by the scoliosis research society for adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 27(4) :375–379, 2007.

[37] O. Commowick, R. Stefanescu, P. Pillard, P. Arsigny, N. Ayache, X. Pennec, and G. Malandain. Incorporating statistical measures of anatomical variability in atlas-to-subject registration for conformal brain radiotherapy. *Proc. Med. Imag. Comp. and Comp.-Assist. Intervention*, pages 927 – 34, 2005.

[38] W. J. Conover. *Practical Nonparametric Statistics*. Wiley, 1980.

[39] R. W. Coonrad, G. A. Murrell, G. Motley, E. Lytle, and L. A. Hey. A logical coronal pattern classification of 2,000 consecutive idiopathic scoliosis cases based on the scoliosis research society-defined apical vertebra. *Spine*, 23 :1380–1391, Jun 1998.

[40] Y Cotrel, J Dubousset, and M Guillaumat. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res*, 227 :10–23, 1988.

[41] Tamás de Jonge, Jean F. Dubousset, and Tamás Illés. Hyperrotatory paradoxic kyphosis. *Spine*, 27 :393–398, Feb 2002.

[42] S. Delorme, H. Labelle, C. E. Aubin, J. A. de Guise, and J. Dansereau. [comparison between clinical cobb angles and measurements performed on vertebral bodies, pedicle centroids and spinous processes]. *Ann Chir*, 53 :792–797, 1999.

[43] S. Delorme, H. Labelle, C. E. Aubin, J. A. de Guise, C. H. Rivard, B. Poitras, C. Coillard, and J. Dansereau. Intraoperative comparison of two instrumentation techniques for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. rod rotation and translation. *Spine*, 24 :2011–2011, Oct 1999.

[44] S. Delorme, H. Labelle, C. E. Aubin, J. A. de Guise, C. H. Rivard, B. Poitras, and J. Dansereau. A three-dimensional radiographic comparison of cotrel-dubousset and colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis. *Spine*, 25 :205–210, Jan 2000.

[45] S. Delorme, H. Labelle, B. Poitras, C. H. Rivard, C. Coillard, and J. Dansereau. Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *J. Spinal Disord.*, 13 :93–101, 2000.

[46] S. Delorme, Y. Petit, J. A. de Guise, C. E. Aubin, H. Labelle, C. Landry, and J. Dansereau. Three-dimensional modelling and rendering of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. In *Proc. Second International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*, pages 497–505. IEEE Comput. Soc, 1999.

[47] 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. on Biomedical Engineering*, 50(8) :989–98, 2003.

[48] S. Deschenes, B. Godbout, D. Branchaud, D. Mitton, V. Pomero, A. Bleau, W. Skalli, and J. A. de Guise. 3D reconstruction of the human spine from biplanar radiographs : using multi-scale wavelets analysis and splines interpolators for semi-automation. *Proceedings of the SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 5032 :754–61, 2003.

[49] Sylvain Deschenes, Benoit Godbout, Wafa Skalli, and Jacques de Guise. Semi-automation of the 3d reconstruction of the spine using wavelets and splines. *Stud. Health Technol. Inform.*, 91 :276–280, 2002.

[50] Jonathan Deutscher and Ian Reid. Articulated body motion capture by stochastic search. *International Journal of Computer Vision*, 61(2) :185 – 205, 2005.

[51] F. Diard, J. F. Chateil, O. Hauger, M. Moinard, and H. Ducou-Lepointe. [imaging of chilhood and adolescent scoliosis]. *J Radiol*, 83 :1117–39 ; discussion 1141–2, Sep 2002.

[52] R A Dickson. Spinal deformity–adolescent idiopathic scoliosis. nonoperative treatment. *Spine*, 24(24) :2601–2606, 1999.

[53] B. Drerup and E. Hierholzer. Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines - part i measurement of position and orientation of vertebrae and assessment of clinical shape parameters. *Journal of Biomechanics*, 25(11) :1357 – 1362, 1992.

[54] B. Drerup and E. Hierholzer. Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines - part ii. relations between lateral deviation, lateral tilt and axial rotation of vertebrae. *Journal of Biomechanics*, 25(12) :1443 – 1450, 1992.

[55] I. L. Dryden and Kanti V. Mardia. *Statistical Shape Analysis*. Wiley, 1998.

[56] Jean Dubousset, Georges Charpak, Irene Dorion, Wafa Skalli, Francois Lavaste, Jacques Deguise, Gabriel Kalifa, and Solene Ferey. 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*, 189(2) :287–297, 2005.

[57] M. Duhaime, P. Labelle, M. Lebel, R. Simoneau, B. Poitras, C. H. Rivard, and D. Marton. Treatment of idiopathic scoliosis by the harrington technique. experience from the ste-justine hospital, montreal. *Chir Pediatr*, 23(1) :17–22, 1982.

[58] R. Dumas, A. Le Bras, N. Champain, M. Savidan, D. Mitton, G. Kalifa, J. P. Steib, J. A. De Guise, and W. Skalli. Validation of the relative 3D orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography. *Medical Engineering and Physics*, 26(5) :415–422, 2004.

[59] R. Dumas, D. Mitton, J. P. Steib, J. A. de Guise, and W. Skalli. Pre and post 3d modeling of scoliotic patients operated with in situ contouring technique. *Stud. Health Technol. Inform.*, 91 :291–295, 2002.

[60] Raphaël Dumas, Jean-Paul Steib, David Mitton, Francois Lavaste, and Wafa Skalli. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine*, 28 :1158–1162, Jun 2003.

[61] Luc Duong, Farida Cheriet, and Hubert Labelle. Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering. *Spine*, 31 :923–923, Apr 2006.

[62] D.W. Eggert, A. Lorusso, and R.B. Fisher. Estimating 3-d rigid body transformations : A comparison of four major algorithms. *Machine Vision and Applications*, 9(5-6) :272 – 290, 1997.

[63] R. L. Fernando, D. Nettleton, B. R. Southey, J. C. M. Dekkers, M. F. Rothschild, and M. Soller. Controlling the proportion of false positives in multiple dependent tests. *Genetics*, 166 :611–619, Jan 2004.

[64] Pierre Fillard, Vincent Arsigny, Xavier Pennec, Paul Thompson, and Nicholas Ayache. Extrapolation of sparse tensor fields : Application to the modeling of brain variability. In Gary Christensen and Milan Sonka, editors, *Proc. of Information Processing in Medical Imaging 2005 (IPMI'05)*, volume 3565 of *LNCS*, pages 27–38, Glenwood springs, Colorado, USA, July 2005. Springer.

[65] P. T. Fletcher, Conglin Lu, S. M. Pizer, and Sarang Joshi. Principal geodesic analysis for the study of nonlinear statistics of shape. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 23(8), 2004.

[66] P.T. Fletcher and S. Joshi. Principal geodesic analysis on symmetric spaces : statistics of diffusion tensors. *Proc. ECCV 2004 Workshops CVAMIA and MMBIA.*, pages 87 – 98, 2004.

[67] M. Fleute and S. Lavallee. Building a complete surface model from sparse data using statistical shape models : application to computer assisted knee surgery. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'98. First International Conference. Proceedings*, pages 879 – 87, Cambridge, MA, USA, 1998.

[68] M. Fleute and S. Lavallee. Nonrigid 3-D/2-D registration of images using statistical models. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI (Lecture Notes in Computer Science Vol.1679)*, pages 138 – 47, 1999.

[69] M. Fleute, S. Lavallee, and L. Desbat. Integrated approach for matching statistical shape models with intra-operative 2D and 3D data. In *Proceedings of MICCAI*, 2002.

[70] Markus Fleute. *Shape Reconstruction for Computer Assisted Surgery based on Non-Rigid Registration of Statistical Models with Intra-Operative Point Data and X-ray Images*. PhD thesis, Université de Joseph Fourier, 2001.

[71] M. Fréchet. Les éléments aléatoires de nature quelconque dans un espace distancié. *Ann. Inst. H. Poincaré*, 10 :215–310, 1948.

[72] E. Freund, F. Heinze, and J. Rossmann. Direction dependent projection fields for the fast DRR generation for medical 2D/3D registration. In *Proc. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, volume Vol.3, pages 1751 – 4, 2004.

[73] I. B. Ghanem, F. Hagnere, et al. Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after cotrel-dubousset rod rotation. a preliminary report. *Spine*, 22 :1913–21, 1997.

[74] S. Ghebreab and A.W. Smeulders. Combining strings and necklaces for interactive three-dimensional segmentation of spinal images using an integral deformable spine model. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 51(10) :1821–1829, 2004.

[75] Tristan Glatard, Xavier Pennec, and Johan Montagnat. Performance evaluation of grid-enabled registration algorithms using bronze-standards. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv*, 9(Pt 2) :152–160, 2006.

[76] N. Glossop and R. Hu. Effect of registration method on clinical accuracy of image guided pedicle screw surgery. In *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery. CAR 97, 25-28 June 1997*, pages 884–8. Elsevier, 1998.

[77] N. Glossop, R. Hu, D. Young, G. Dix, and S. DuPlessis. Percutaneous posterior stabilization of the spine. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'99, 19-22 Sept. 1999*, pages 852–9. Springer-Verlag, 1999.

[78] 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*, 18(7) :902–908, 1993.

[79] C J Goldberg, D P Moore, E E Fogarty, and F E Dowling. Adolescent idiopathic scoliosis : the effect of brace treatment on the incidence of surgery. *Spine*, 26(1) :42–47, 2001.

[80] M. S. Goldberg, N. E. Mayo, A. R. Levy, S. C. Scott, and B. Poîtras. Adverse reproductive outcomes among women exposed to low levels of ionizingradiation from diagnostic radiography for adolescent idiopathic scoliosis. *Epidemiology*, 9 :271–278, May 1998.

[81] J. Gonzalez, J. Varona, F.X. Roca, and J.J. Villanueva. Analysis of human walking based on aspaces. *Proc. of Articulated Motion and Deformable Objects*, pages 177 – 88, 2004.

[82] S. Gorges, E. Kerrien, M.-O. Berger, Y. Trousset, J. Pescatore, R. Anxionnat, and L. Picard. Model of a vascular c-arm for 3d augmented fluoroscopy in interventional radiology. volume 3750 NCS, pages 214 – 222, Palm Springs, CA, United States, 2005.

[83] C. Gramkow. On averaging rotations. *Int. J. of Computer Vision*, 42(1-2) :7 – 16, 2001.

[84] R.D. Green and Ling Guan. Quantifying and recognizing human movement patterns from monocular video images-part ii : applications to biometrics. *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol. (USA)*, 14(2) :191 – 8, 2004.

[85] Richard D. Green and Ling Guan. Quantifying and recognizing human movement patterns from monocular video images - part i : A new framework for modeling human motion. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, 14(2) :179 – 190, 2004.

[86] N. Haberland, K. Ebmeier, R. Hliscs, J. P. Grunewald, and R. L. Kalff. Intraoperative ct in image-guided surgery of the spine. *Medicamundi*, 43(4) :24–31, Nov 1999.

[87] A. Hamadeh and P. Cinquin. Kinematic study of lumbar spine using functional radiographies and 3D/2D registration. In *CVRMed-MRCAS'97. First Joint Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery, 19-22 March 1997*, pages 109–18, Fac. de Med. de Grenoble, TIMC-IMAG, La Tronche, France, 1997. Springer-Verlag.

[88] A. Hamadeh, P. Sautot, S. Lavallee, and P. Cinquin. Towards automatic registration between CT and X-ray images : cooperation between 3D/2D registration and 2D edge detection. In *Proceedings of 2nd International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 4-7 Nov. 1995*, pages 39–46, TIMC Lab., IMAG, La Tronche, France, 1995. Wiley-Liss.

[89] R. M. Haralick, Chung-Nan Lee, K. Ottenberg, and M. Nolle. Review and analysis of solutions of the three point perspective pose estimation problem. *International Journal of Computer Vision*, 13(3) :331–56, Dec 1994.

[90] J. Hecquet, J. Lebaye, and J.-J. Santin. Logiciel rachis 91^{TM}. In J. Dansereau, editor, *International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities*, pages 26–33, 1992.

[91] Behnam Heidari, David Fitzpatrick, Damien McCormack, and Keith Synnott. Correlation of an induced rotation model with the clinical categorisation of scoliotic

deformity–a possible platform for prediction of scoliosis progression. *Stud. Health Technol. Inform.*, 123 :169–175, 2006.

[92] J. L. Herring, B. M. Dawant, C. R. Maurer Jr, D. M. Muratore, R. L. Galloway, and J. M. Fitzpatrick. Surface-based registration of ct images to physical space for image-guided surgery of the spine : a sensitivity study. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(5) :743–52, Oct 1998.

[93] Jeannette L. Herring, Calvin R. Jr. Maurer, Diane M. Muratore, Robert L. Jr. Galloway, and Benoit M. Dawant. Effect of vertebral surface extraction on registration accuracy : A comparison of registration results for iso-intensity algorithms applied to computed tomography images. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 3661(I) :97 – 108, 1999. Image registration ;Computer aided surgery ;.

[94] Pierre Jannin, J Michael Fitzpatrick, David J Hawkes, Xavier Pennec, Ramin Shahidi, and Michael W Vannier. Validation of medical image processing in image-guided therapy. *IEEE Trans Med Imaging*, 21(12) :1445–1449, 2002.

[95] Jacob L. Jaremko, Philippe Poncet, Janet Ronsky, James Harder, Jean Dansereau, Hubert Labelle, and Ronald F. Zernicke. Comparison of cobb angles measured manually, calculated from 3-d spinal reconstruction, and estimated from torso asymmetry. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 5 :277–281, Aug 2002.

[96] Xianhua Jiang and Yuichi Motai. Learning by observation of robotic tasks using online pca-based eigen behavior. *Proc. International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation*, pages 391–6, 2005.

[97] Wilfrid S. Kendall. Probability, convexity, and harmonic maps with small image. i. uniqueness and fine existence. *Proc. London Math. Soc.*, 3(61) :371–406, 1990.

[98] H. A. King. Selection of fusion levels for posterior instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am*, 19 :247–255, Apr 1988.

[99] H.A. King, .JH. Moe, D.S. Bradford, and R.B. Winter. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 65 :1302–1313, 1983.

[100] E. Klassen, A. Srivastava, M. Mio, and S.H. Joshi. Analysis of planar shapes using geodesic paths on shape spaces. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. (USA)*, 26(3) :372 – 83, 2004.

[101] P Korovessis, C Kyrkos, G Piperos, and P N Soucacos. Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 25(16) :2064–2071, 2000.

[102] Tomasz Kotwicki, Jean Dubousset, and Jean-Paul Padovani. Correction of flexible thoracic scoliosis below 65 degrees–a radiological comparison of anterior versus posterior segmental instrumentation applied to similar curves. *Eur. Spine J.*, 15 :972–981, Jun 2006.

[103] H Labelle, J Dansereau, C Bellefleur, and B Poitras. [3-d study of the immediate effect of the boston brace on the scoliotic lumbar spine]. *Ann Chir*, 46(9) :814–820, 1992.

[104] H. Labelle, J. Dansereau, C. Bellefleur, and B. Poitras. Three-dimensional effect of the boston brace on the thoracic spine and rib cage. *Spine*, 21 :59–59, Jan 1996.

[105] V Lafage, J Dubousset, F Lavaste, and W Skalli. 3d finite element simulation of cotrel-dubousset correction. *Comput Aided Surg*, 9(1-2) :17–25, 2004.

[106] E. L. Laurnen, J. W. Tupper, and M. P. Mullen. The boston brace in thoracic scoliosis. a preliminary report. *Spine*, 8 :388–395, 1982.

[107] S. Lavallee and R. Szeliski. Recovering the position and orientation of free-form objects from image contours using 3D distance maps. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(4) :378–90, Apr 1995.

[108] A. Le Bras, S. Laporte, D. Mitton, J. A. de Guise, and W. Skalli. 3d detailed reconstruction of vertebrae with low dose digital stereoradiography. *Stud. Health Technol. Inform.*, 91 :286–290, 2002.

[109] G. Lefaix, X. Riot, P. Haigron, R. Collorec, and A. Ramee. 3D modeling and deformation analysis of the vertebra with spherical harmonics. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 1 :422–425, 1997.

[110] C. Lenglet, M. Rousson, R. Deriche, and O. Faugeras. Statistics on the manifold of multivariate normal distributions : Theory and application to diffusion tensor mri processing. *J. Math. Imaging Vis.*, 25(3) :423–444, 2006.

[111] 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.*, 80 :1097–1106, Aug 1998.

[112] 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.*, 83-A :1169–1181, Aug 2001.

[113] H. Lin and D. Sucato. Identification of lenke spine deformity classification by simplified 3d spine model. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 26 :3144 – 3146, 2004. Bezier curve ;Scoliosis ;Spine deformity ;Lenke classification ;.

[114] Hong Lin. Identification of spinal deformity classification with total curvature analysis and artificial neural network. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 7 S :6168 – 6171, 2005.

[115] J. A. Little, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. Deformations incorporating rigid structures. *Computer Vision and Image Understanding*, 66(2) :223–32, May 1997.

[116] Roderick J. A. Little and Donald B. Rubin. *Statistical Analysis with Missing Data*. Wiley-Interscience, 2002.

[117] X. C. Liu, J. G. Thometz, R. M. 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*, 26 :1274–8 ; discussion 1279, Jun 2001.

[118] J E Lonstein and J M Carlson. The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 66(7) :1061–1071, 1984.

[119] J E Lonstein and R B Winter. The milwaukee brace for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. a review of one thousand and twenty patients. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 76(8) :1207–1221, 1994.

[120] C. Lorenz and N. Krahnstover. Generation of point-based 3d statistical shape models for anatomical objects. *Comput. Vis. Image Underst.*, 77(2) :175 – 91, 2000.

[121] D. G. Lowe. Fitting parameterized three-dimensional models to images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13(5) :441–50, May 1991.

[122] J. M. Mac-Thiong, C. E. Aubin, J. Dansereau, J. A. de Guise, P. Brodeur, and H. Labelle. Registration and geometric modelling of the spine during scoliosis surgery : a comparison study of different preoperative reconstruction techniques and

intra-operative tracking systems. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(4) :445–50, Jul 1999.

[123] Younes Majdouline, Carl-Eric Aubin, and Hubert Labelle. Objectives for correction and related instrumentation strategies in scoliosis surgery for lenke curve types 2, 3 and 5. *Stud. Health Technol. Inform.*, 123 :315–320, 2006.

[124] Andre Mastmeyer, Klaus Engelke, Christina Fuchs, and Willi A Kalender. A hierarchical 3d segmentation method and the definition of vertebral body coordinate systems for qct of the lumbar spine. *Med Image Anal*, 10(4) :560–577, 2006.

[125] P Merloz, J Tonetti, L Pittet, M Coulomb, S Lavallee, J Troccaz, P Cinquin, and P Sautot. Computer-assisted spine surgery. *Comput Aided Surg*, 3(6) :297–305, 1998.

[126] Kan Min, Frederik Hahn, and Kai Ziebarth. Short anterior correction of the thoracolumbar/lumbar curve in king 1 idiopathic scoliosis : the behaviour of the instrumented and non-instrumented curves and the trunk balance. *Eur. Spine J.*, 16 :65–72, Jan 2007.

[127] D. Mitton, C. Landry, S. Veron, W. Skalli, F. Lavaste, and J. A. De Guise. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 38(2) :133–9, Mar 2000.

[128] A. Mitulescu, I. Semaan, J. A. De Guise, P. Leborgne, C. Adamsbaum, and W. Skalli. Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39(2) :152–8, Mar 2001.

[129] M. O. Mosig, E. Lipkin, G. Khutoreskaya, E. Tchourzyna, M. Soller, and A. Friedmann. A whole genome scan for quantitative trait loci affecting milk protein percentage in israeli-holstein cattle, by means of selective milk dna pooling in a daughter design, using an adjusted false discovery rate criterion. *Genetics*, 157 :1683–1698, Apr 2001.

[130] Diane M. Muratore, Benoit M. Dawant, and Robert L. Jr. Galloway. Vertebral surface extraction from ultrasound images for technology-guided therapy. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 3661(II) :1499 – 1510, 1999. Spinal surgery ;Interactive image-guided surgery (IIGS) ;.

[131] A L Nachemson and L E Peterson. Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. a prospective, controlled study based on data from the brace study of the scoliosis research society. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 77(6) :815–822, 1995.

[132] B. Naegel. Using mathematical morphology for the anatomical labeling of vertebrae from 3d ct-scan images. *Comput. Med. Imaging Graph. (UK)*, 31(3) :141 – 56, 2007.

[133] Alberto Negrini and Stefano Negrini. The three-dimensional easy morphological (3-demo) classification of scoliosis, part ii : repeatability. *Scoliosis*, 1 :23, Dec 2006.

[134] Stefano Negrini and Alberto Negrini. The three-dimensional easy morphological (3-demo) classification of scoliosis - part iii, correlation with clinical classification and parameters. *Scoliosis*, 2 :5, Mar 2007.

[135] Stefano Negrini, Alberto Negrini, Salvatore Atanasio, and Giorgio C. Santambrogio. Three-dimensional easy morphological (3-demo) classification of scoliosis, part i. *Scoliosis*, 1 :20, Dec 2006.

[136] D. G. Nel and C. A. Van Der Merwe. A solution to the multivariate behrens-fischer problem. *Communications in statistics. Theory and methods*, 15(12) :3719–3735, 1986.

[137] F. Netter. *Atlas of the Human Body*. Barron's, 2006.

[138] V. H. Nguyen, M. A. Leroux, J. Badeaux, K. Zabjek, C. Coillard, and C. H. Rivard. [classification of left thoracolumbar scoliosis according to its radiologic morphology and its postural geometry]. *Ann Chir*, 52 :752–760, 1998.

[139] K J Noonan, S L Weinstein, W C Jacobson, and L A Dolan. Use of the milwaukee brace for progressive idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 78(4) :557–567, 1996.

[140] J. Novosad, B. Eng, F. Cheriet, S. Delorme, S. Poirier, M. Beauséjour, and H. Labelle. Self-calibration of biplanar radiographs for a retrospective comparative study of the 3d correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Stud. Health Technol. Inform.*, 91 :272–275, 2002.

[141] Justin Novosad, Farida Cheriet, Yvan Petit, and Hubert Labelle. 3D reconstruction of the spine from a single x-ray image and prior vertebrae models. *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 51(9) :1628–1639, 2003.

[142] Daniel Odermatt, Pierre A Mathieu, Marie Beausejour, Hubert Labelle, and Carl Eric Aubin. Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. *J Orthop Res*, 21(5) :931–936, 2003.

[143] Michael Ogon, Karlmeinrad Giesinger, Hannes Behensky, Cornelius Wimmer, Michael Nogler, Christian M. Bach, and Martin Krismer. Interobserver and intraobserver reliability of lenke's new scoliosis classification system. *Spine*, 27 :858–862, Apr 2002.

[144] P. Papin, H. Labelle, S. Delorme, C. E. Aubin, J. A. de Guise, and J. Dansereau. Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.*, 8 :16–16, 1999.

[145] Stefan Parent, Hubert Labelle, Wafa Skalli, Bruce Latimer, and Jacques de Guise. Morphometric analysis of anatomic scoliotic specimens. *Spine*, 27 :2305–2311, Nov 2002.

[146] X. Pennec. Computing the mean of geometric features - application to the mean rotation. Research Report RR-3371, INRIA, March 1998.

[147] X. Pennec. Probabilities and statistics on riemannian manifolds : basic tools for geometric measurements. *Proceedings of the IEEE-EURASIP Workshop on Nonlinear Signal and Image Processing (NSIP'99)*, 1 :194 – 8, 1999.

[148] X. Pennec and J.-P. Thirion. A framework for uncertainty and validation of 3d registration methods based on points and frames. *Int. J. Comput. Vis.*, 25(3) :203 – 29, 1997.

[149] Xavier Pennec. Intrinsic statistics on Riemannian manifolds : Basic tools for geometric measurements. *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, 25(1) :127–154, 2006.

[150] Xavier Pennec, Pierre Fillard, and Nicholas Ayache. A Riemannian framework for tensor computing. *Int. Journal of Computer Vision*, 66(1) :41–66, 2006.

[151] G. P. Penney, P. G. Batchelor, D. L. G. Hill, D. J. Hawkes, and J. Weese. Validation of a two- to three-dimensional registration algorithm for aligning preoperative ct images and intraoperative fluoroscopy images. *Medical Physics*, 28(6) :1024–32, Jun 2001.

[152] G. P. Penney, J. A. Little, J. Weese, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. Deforming a preoperative volume to better represent the intraoperative scene. *Proc. of the SPIE*, 3979(pt.1-2) :482–92, 2000.

[153] G. P. Penney, J. Weese, J. A. Little, P. Desmedt, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(4) :586–95, Aug 1998.

[154] R Perdriolle, S Becchetti, J Vidal, and P Lopez. Mechanical process and growth cartilages. essential factors in the progression of scoliosis. *Spine*, 18(3) :343–349, 1993.

[155] D. Périé, C. E. Aubin, M. Lacroix, Y. Lafon, J. Dansereau, and H. Labelle. Personalized biomechanical modeling of boston brace treatment in idiopathic scoliosis. *Stud. Health Technol. Inform.*, 91 :393–396, 2002.

[156] D. Perie, C. E. Aubin, M. Lacroix, Y. Lafon, and H. Labelle. Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Med Biol Eng Comput*, 42(3) :339–344, May 2004.

[157] D. Perie, C. E. Aubin, Y. Petit, M. Beausejour, J. Dansereau, and H. Labelle. Boston brace correction in idiopathic scoliosis : a biomechanical study. *Spine*, 28(15) :1672–1677, Aug 2003.

[158] D. Perie, J. Sales De Gauzy, and M.C. Hobatho. Biomechanical evaluation of cheneau-toulouse-munster brace in the treatment of scoliosis using optimisation approach and finite element method. *Med. Biol. Eng. Comput. (UK)*, 40(3) :296 – 301, 2002.

[159] Y. Petit, J. Dansereau, H. Labelle, and J. de Guise. 3D radiographic reconstruction of thoracic facet joints. In *Proceedings of the 1995 IEEE Engineering in Medicine and Biology 17th Annual Conference and 21st Canadian Medical and Biological Engineering Conference, Sep 20-23 1995*, volume 17, pages 397–398, 1995.

[160] Yvan Petit, Carl-Eric Aubin, and Hubert Labelle. Spinal shape changes resulting from scoliotic spine surgical instrumentation expressed as intervertebral rotations and centers of rotation. *J Biomech*, 37 :173–180, 2004.

[161] V-M Pham, B Herbaux, A Schill, and A Thevenon. Evaluation of the cheneau brace in adolescent idiopathic scoliosis. *Ann Readapt Med Phys*, 50(3) :125–133, 2007.

[162] 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. *Clinical Biomechanics*, 19(3) :240–247, 2004.

[163] P. Poncet, J. Dansereau, and H. Labelle. Geometric torsion in idiopathic scoliosis : three-dimensional analysis and proposal for a new classification. *Spine*, 26 :2235–2243, Oct 2001.

[164] P Poncet, F Trochu, and J Dansereau. Curvilinear three-dimensional modeling of spinal curves with dual kriging. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2(4) :295–308, 1999.

[165] C. T. Price. The value of the system of king et al. for the classification of idiopathic thoracic scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 81 :743–744, May 1999.

[166] Alvin C. Rencher. *Methods of Multivariate Analysis*. Wiley, 2002.

[167] L Rillardon, S Campana, D Mitton, W Skalli, and A Feydy. Evaluation of the intervertebral disc spaces with a low dose radiographic system. *J Radiol*, 86(3) :311–319, 2005.

[168] E J Rogala, D S Drummond, and J Gurr. Scoliosis : incidence and natural history. a prospective epidemiological study. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 60(2) :173–176, 1978.

[169] T. Rohlfing, D. B. Russakoff, J. Denzler, and Jr. Maurer, C. R. Progressive attenuation fields : fast 2D-3D image registration without precomputation. In *Proc. MICCAI 2004*, pages 631 – 8, 2004.

[170] Marc-Antoine Rousseau, Sebastien Laporte, Estelle Chavary-Bernier, Jean-Yves Lazennec, and W Skalli. Reproducibility of measuring the shape and three-dimensional position of cervical vertebrae in upright position using the EOS stereoradiography system. *Spine*, 32(23) :2569–2572, 2007.

[171] D E Rowe, S M Bernstein, M F Riddick, F Adler, J B Emans, and D Gardner-Bonneau. A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 79(5) :664–674, 1997.

[172] Daniel B. Russakoff, Torsten Rohlfing, Ramin Shahidi, Daniel H. Kim, John R. Adler Jr., and Calvin R. Maurer Jr. Intensity-based 2D-3D spine image registration incorporating one fiducial marker. In *Proc. MICCAI*, volume 1, pages 287–294, 2003.

[173] Y. Santiesteban, J.M. Sanchiz, and J.M. Sotoca. A method for detection and modeling of the human spine based on principal curvatures. *Progress in Pattern Recognition, Image Analysis and Applications. 11th Iberoamerican Congress in Pattern Recognition, CIARP 2006. Proceedings (Lecture Notes in Computer Science Vol. 4225)*, pages 168 – 77, 2006.

[174] Sawatzky, Jang, Tredwell, Black, Reilly, and Booth. Intra-operative analysis of scoliosis surgery in 3-d. *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.*, 1(3) :211–221, 1998.

[175] Richard P Schlenk, Robert J Kowalski, and Edward C Benzel. Biomechanics of spinal deformity. *Neurosurg Focus*, 14(1) :e2, 2003.

[176] Stefan Schmidt, Jorg Kappes, Martin Bergtholdt, Vladimir Pekar, Sebastian Dries, Daniel Bystrov, and Christoph Schnorr. Spine detection and labeling using a parts-based graphical model. *Inf Process Med Imaging*, 20 :122–133, 2007.

[177] J. P. Shaffer. Multiple hypothesis testing : A review. *Annual Review of Psychology*, 46 :561–584, 1995.

[178] H. L. Shufflebarger and C. E. Clark. Fusion levels and hook patterns in thoracic scoliosis with cotrel-dubousset instrumentation. *Spine*, 15 :916–920, Sep 1990.

[179] C. Sminchisescu and B. Triggs. Estimating articulated human motion with covariance scaled sampling. *Int. J. Robot. Res. (USA)*, 22(6) :371 – 91, 2003.

[180] A. Srivastava, S. Joshi, D. Kaziska, and D. Wilson. Applications of planar shape analysis to image-based inferences. *2005 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (IEEE Cat. No.05CH37625)*, 5 :1037 – 40, 2005.

[181] 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*, 19 :236–248, Jan 1994.

[182] I A Stokes, L C Bigalow, and M S Moreland. Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*, 5(1) :102–113, 1987.

[183] I. A. Stokes, H. Spence, D. D. Aronsson, and N. Kilmer. Mechanical modulation of vertebral body growth. implications for scoliosisprogression. *Spine*, 21 :1162–1167, May 1996.

[184] Ian A. F. Stokes and David D. Aronsson. Identifying sources of variability in scoliosis classification using a rule-based automated algorithm. *Spine*, 27 :2801–2805, Dec 2002.

[185] Ian A. F. Stokes and David D. Aronsson. Rule-based algorithm for automated king-type classification of idiopathic scoliosis. *Stud. Health Technol. Inform.*, 88 :149–152, 2002.

[186] Ian A. F. Stokes and Mark G Gardner-Morse. Cross-sectional and logitudinal study of spinal curvature and rotation. In J. Dansereau, editor, *International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities*, pages 206–210. Gustav Fisher Verlag Publishers, 1993.

[187] Wenyu Sun and Ya xiang Yuan. *Optimization theory and methods : nonlinear programming*. Springer, 2006.

[188] R. Szeliski and S. Lavallee. Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *International Journal of Computer Vision*, 18(2) :171–86, May 1996.

[189] T.B. Terriberry, S.C. Joshi, and G. Gerig. Hypothesis testing with nonlinear shape models. *Proc. IPMI. Lecture Notes in Computer Science Vol. 3565*, pages 15 – 26, 2005.

[190] D. Tomazevic, B. Likar, T. Slivnik, and F. Pernus. 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(11) :1407–16, Nov 2003.

[191] A. Uden and S. Willner. The effect of lumbar flexion and boston thoracic brace on the curves in idiopathic scoliosis. *Spine*, 8 :846–850, 1983.

[192] M. Vailant, M.I. Miller, L. Younes, and C. Ceritoglu. Initial value diffeomorphic landmark matching and its application shape statistics. In *Proceedings of the 2003 IEEE Workshop on Statistical Signal Processing*, pages 306–, 2003.

[193] Veerle Vijvermans, Guy Fabry, and Jos Nijs. Factors determining the final outcome of treatment of idiopathic scoliosis with the boston brace : a longitudinal study. *J. Pediatr. Orthop. B*, 13 :143–149, 2004.

[194] I. Villemure, C. E. Aubin, J. Dansereau, and H. Labelle. Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation. *J Biomech Eng*, 124(6) :784–790, Dec 2002.

[195] I. Villemure, C. E. Aubin, G. Grimard, J. Dansereau, and H. Labelle. Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis : a longitudinal study. *Spine*, 26 :2244–2250, Oct 2001.

[196] I. Villemure, C-E Aubin, G. Grimard, J. Dansereau, and H. Labelle. Evolution of 3d deformities in adolescents with progressive idiopathic scoliosis. *Stud. Health Technol. Inform.*, 91 :54–58, 2002.

[197] Fei Wang, T.E. Davis, and B.C. Vemuri. Real-time DRR generation using cylindrical harmonics. In *Proc. MICCAI 2002*, pages 671 – 8, 2002.

[198] Lei Wang, F. Beg, T. Ratnanather, C. Ceritoglu, L. Younes, J.C. Morris, J.G. Csernansky, and M.I. Miller. Large deformation diffeomorphism and momentum based hippocampal shape discrimination in dementia of the alzheimer type. *IEEE Trans. Med. Imaging (USA)*, 26(4) :462 – 70, 2007.

[199] Y. Wang, M.-C. Chiang, and P.M. Thompson. 3D surface matching with mutual information and Riemann surface structures. In *Proceedings of the Eighth IASTED International Conference on Computer Graphics and Imaging*, pages 94 – 9, Honolulu, HI, USA, 2005.

[200] P. K. Weber, J. C. Schlegel, J. Meiche, L. Peter, and U. Harland. A system for ultrasound based intraoperative navigation in spine surgery. In *IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings.*, volume 2, pages 1361–4, 2001.

[201] J. Weese, R. Gocke, G.P. Penney, P. Desmedt, T. M. Buzug, and H. Schumann. Fast voxel-based 2D/3D registration algorithm using a volume rendering method based on the shear-warp factorization. In *Proc. of the SPIE*, volume 3661, pages 802 – 10, San Diego, CA, USA, 1999.

[202] J. Weese, G. P. Penney, P. Desmedt, T. M. Buzug, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. Voxel-based 2-d/3-d registration of fluoroscopy images and ct scans for image-guided surgery. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 1(4) :284–93, Dec 1997.

[203] U Willers, H Normelli, S Aaro, O Svensson, and R Hedlund. Long-term results of boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *Spine*, 18(4) :432–435, 1993.

[204] Ge Wu, Sorin Siegler, Paul Allard, Chris Kirtley, Alberto Leardini, Dieter Rosenbaum, Mike Whittle, Darryl D D'Lima, Luca Cristofolini, Hartmut Witte, Oskar Schmid, and Ian Stokes. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion–part i : ankle, hip, and spine. international society of biomechanics. *J Biomech*, 35(4) :543–548, 2002.

[205] H Wu, J Ronsky, P Poncet, F Cheriet, D Xue, J Harder, and R Zernicke. Prediction of scoliosis progression in time series using a hybrid learning technique. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 6(1) :6452–6455, 2005.

[206] G T Wynarsky and A B Schultz. Trunk muscle activities in braced scoliosis patients. *Spine*, 14(12) :1283–1286, 1989.

[207] Y. Yacoob and M.J. Black. Parameterized modeling and recognition of activities. *Comput. Vis. Image Underst. (USA)*, 73(2) :232 – 47, 1999.

[208] BP Yang, LA Chen, and SL Ondra. A novel mathematical model of the sagittal spine : application to pedicle subtraction osteotomy for correction of fixed sagittal deformity. *Spine J*, 2007.

[209] T. Yrjonen, M. Ylikoski, D. Schlenzka, R. Kinnunen, and M. Poussa. Effectiveness of the providence nighttime bracing in adolescent idiopathic scoliosis : a comparative study of 36 female patients. *Eur. Spine J.*, 15(7) :1139–1143, Jan 2006.

[210] Zhou Ziheng, Adam Prugel-Bennett, and Robert I. Damper. A bayesian framework for extracting human gait using strong prior knowledge. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 28(11) :1738 – 1752, 2006.

[211] L. Zollei, E. Grimson, A. Norbash, and W. Wells. 2D-3D rigid registration of x-ray fluoroscopy and ct images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators. In *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. CVPR 2001, 8-14 Dec. 2001*, volume vol.2, pages 696–703. IEEE Comput. Soc, 2001.